

# **Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme Yöntemi için Prototip Sistem Geliştirilmesi**

**Program Kodu: 1001**

**Proje No: 114E036**

Proje Yürütücüsü:

**Prof. Dr. Nevzat G. GENÇER**

Araştırmacılar:

Dr. Can Barış TOP

Dr. Azadeh KAMALI TAFRESHI

Bursiyerler:

Ümit İRGİN

Mahsa KEYKHALI

Fikret TATAR

Damla ALPTEKİN

Nisan 2017

ANKARA

## ÖNSÖZ

Kanserli dokuların erken evrede tanısı tedavinin başarısını artırmaktadır. Tanı sürecinin yüksek duyarlılıkla, ekonomik, hastaya zarar vermeden, kısa sürede gerçekleşmesi gerekir. Ancak var olan tıbbi görüntüleme teknikleri bu özelliklerin çoğunu sağlamaz. Bu projede meme kanserinin milimetrik büyüklükte iken tespit edilmesine olanak sağlayacak bir yöntem üzerine yapılan araştırmalar rapor edilmektedir. Yöntemde, kanserli ve normal dokular elektriksel ve elastiklik özelliklerinden yararlanılarak ayrıştırılmaktadır. Bu amaçla, odaklı ultrason probu ile doku içinde titreşim oluşturulurken mikrodalga işaret gönderilmekte ve geri dönen işaretteki Doppler bileşeni incelenmektedir. Doppler bileşenin genliği dokunun hem elastiklik hem de dielektrik özelliklerine bağlıdır.

ODTÜ Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü Biyoelektromanyetizma Grubu olarak önerdiğimiz bu yöntemin kullanılabilirliği için yapılan çalışmalar daha önce 112E031 kodlu proje ile TÜBİTAK tarafından desteklenmiştir. TÜBİTAK'ın 114E036 proje koduyla sağladığı ikinci destek kapsamında önerilen yöntemin uygulanması için gerekli donanım, hem standart test cihazlarıyla hem de yönteme özel geliştirilen almaç devresi ile kurulmuştur. Doku benzeri malzemeler geliştirilmiş, iki boyutlu tarama yapılarak ilk kez görüntüler elde edilmiştir. Mikrodalga ve titreştirme frekansının performans etkileri incelenmiştir. Sayısal benzetim teknikleri geliştirilmiş, hızlandırma yöntemleri önerilmiştir. Konu ile ilgili bir Doktora tezi, bir Yüksek Lisans tezi tamamlanmış, kapsamlı makaleler hazırlanmış, ulusal ve uluslararası konferanslarda sözlü sunumlar yapılmıştır. Bir çalışmamız uluslararası bir konferansta en iyi öğrenci bildirisi ödülü kazanmıştır. Avrupa ve ABD patent başvurularımız değerlendirme sürecindedir.

Tanı amaçlı kullanma potansiyeli yüksek görülen bu çalışmaların devam ettirilmesi gereklidir. Veri toplama sisteminin daha da geliştirilmesi, veri toplama hızının artırılması, uygulanan tekniklerle ilişkili olarak hasta güvenliğine yönelik çalışmaların sonuçlandırılması, görüntü oluşturma algoritmalarının geliştirilmesi gerekir. Bu alanlarda grubumuzda halen üç doktora ve bir yüksek lisans öğrencisi çalışmalarını sürdürmektedir. TÜBİTAK'ın önümüzdeki bu süreçte de araştırma grubuna gerekli desteği sağlayacağına inanıyoruz. Bu sayede genç araştırmacıların literatüre özgün katkıları artarak devam ederken, güvenli, hızlı, ekonomik ve tanı yeteneği yüksek ilk klinik prototip cihazın ortaya çıkarılması sağlanabilecektir.

## ÖZET

Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme (HHMDG), vücut dokularının elektriksel ve mekanik özelliklerini görüntülemeye yönelik yeni bir görüntüleme yöntemidir. Bu yöntem, yakın zamanda, kanserli dokuların erken tanısı için ODTÜ Elektrik ve Elektronik Mühendisliği bölümündeki araştırmacılar tarafından önerilmiştir.

Bu projenin temel amacı 3 boyutta tarama yapabilen ve görüntü oluşturabilen bir HHMDG prototip sisteminin geliştirilmesi ve doku benzeri malzemeler üzerinde denenmesidir. Bu amaçla proje kapsamında fibroglandüler, yağ ve tümör dokularının mekanik ve elektriksel özelliklerini taklit eden farklı fantomlar geliştirilmiş ve karakterize edilmiştir. Fantom çalışmalarına paralel olarak, deneysel sistem tasarlanmış ve geliştirilmiştir. Geliştirilen fantomlar mekanik olarak HHMDG yöntemi ile taranarak görüntüleri elde edilmiştir. HHMDG verisi hem standart test cihazlarıyla hem de yönteme özel geliştirilen almaç devresi kullanılarak alınmıştır. Proje kapsamında ayrıca düşük faz gürültülü sentezör tasarımı yapılmıştır. Yöntem için hızlı benzetim yöntemleri araştırılmış ve hassasiyet analizi için benzetimler yapılmıştır.

HHMDG görüntülerinde 20 mm derinlikte 15 mm çaplı yüksek dielektrik ve elastik sabitine sahip tümör fantomları yağ doku fantomu içinde ayrıştırılabilmektedir. Titreşim frekansı yükseldikçe çözünürlüğün arttığı gözlenmiştir. Hassasiyetin artırılması için deneysel sistem kısıtları belirlenmiş ve sistemin iyileştirilmesi için olası çözümler sunulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Tıbbi görüntüleme, Mikrodalga görüntüleme, Meme Kanseri Tanısı, Odaklı Ultrason, Elastiklik Görüntüleme

## **ABSTRACT**

Harmonic Motion Microwave Doppler Imaging (HHMDG) is a new method for imaging the electrical and mechanical properties of body tissues. This method has recently been proposed by researchers in the ODTÜ Electrical and Electronics Engineering department for the early detection of cancerous tissues.

The main objective of this project is to develop an HHMDG prototype system that can scan in the 3 dimensions, and to test it on tissue-mimicking materials. For this purpose, different phantoms mimicking the mechanical and electrical properties of fibroglandular, fat and tumor tissues have been developed and characterized. Parallel to the phantom studies, an experimental system was designed and developed. Developed phantoms were scanned mechanically by HHMDG method and images were obtained. The HHMDG data was acquired using both standard test equipment, and a specially developed receiver circuit. In the scope of the project, a low phase noise synthesizer was also designed. Fast simulation methods were investigated for the method, and simulations were done for analyzing the sensitivity of the method.

In the acquired HHMDG images, tumor phantoms (with high dielectric and elastic constants) of 15 mm diameter were isolated inside fat tissue phantom at 20 mm depth. It has been observed that the resolution increases as the vibration frequency increases. Constraints of the developed experimental system are defined and possible solutions are presented to improve the system.

Keywords: Medical imaging, Microwave imaging, Breast cancer diagnosis, Focused ultrasound, Elasticity imaging

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	2
ÖZET .....	3
ABSTRACT .....	4
ŞEKİLLER .....	7
TABLolar.....	14
1. GİRİŞ.....	16
2. LİTERATÜR ÖZETİ .....	18
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	21
3.1. Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme (HMMDG).....	21
3.1.1. Ultrason ışınma kuvveti.....	22
3.2. Fantom Malzeme Geliştirme Çalışmaları.....	24
3.2.1. Doku Benzeri Fantomların Geliştirilmesi .....	24
3.3. Sayısal Benzetim Çalışmaları.....	36
3.3.1. Paralel Programlamanın Limitleri ve Maliyetleri.....	38
3.3.2. HMMDG için Hazırlanan Donanım Altyapısı .....	39
3.3.3. HMMDG için Hazırlanan Yazılım Altyapısı .....	40
3.3.4. Paralleleme Altyapılarının Oluşturulması .....	46
3.3.5. HMMDG yöntemi için MATLAB Ortamında Geliştirilen 3 Boyutlu Elektro-Mekanik FDTD Programı.....	53
3.4. Test Cihazları ile Görüntüleme Çalışmaları .....	58
3.4.1. Tarama Antenleri Kullanılarak Yapılan HMMDG Deneyi .....	59
3.5. Prototip sistem geliştirme ve ölçümler.....	75
3.5.1. HMMDG için Almaç Tasarımı.....	75
3.5.2. HMMDG için RF Gönderme Devresi Tasarımı .....	78
4. BULGULAR.....	79

4.1.	Sayısal Benzetim Çalışmaları .....	79
4.1.1.	Kod Hızlandırma Çalışmaları .....	79
4.1.2.	Benzetim sonuçları .....	102
4.2.	Test cihazları ile Yapılan Deneysel çalışmalar .....	113
4.2.1.	Fantom-1 ile Yapılan Deneyler .....	113
4.2.2.	Fantom-2 ile Yapılan Deneyler .....	118
4.2.3.	Fantom-3 ile Yapılan Deneyler .....	119
4.2.4.	Fantom-4 ile Yapılan Deneyler .....	125
4.2.5.	Fantom-5 ile yapılan Deney Sonuçları.....	131
4.3.	Prototip Sistem Geliştirme Çalışmaları Deneysel Sonuçları .....	137
4.3.1.	Fantom-1 ile Yapılan Deney Sonuçları .....	137
4.3.2.	Fantom-5 ile Yapılan Deney Sonuçları .....	143
4.3.3.	PLL Frekans Sentezleyici Geliştirme Çalışmaları .....	148
5.	SONUÇ VE TARTIŞMA.....	167
5.3.	Fantom Geliştirme Çalışmaları.....	168
5.4.	Sayısal Benzetim Çalışmaları .....	168
5.5.	Test Cihazları Kullanılarak Elde Edilen Deneysel Sonuclar .....	169
5.6.	Prototip Sistem İle Yapılan Deneysel Çalışma Sonuçları .....	170
6.	KAYNAKLAR.....	174

## ŞEKİLLER

Şekil 1. Ultrason uyarımı ile vibroakustografi (Fatemi, vd., 1999).....	19
Şekil 2: Harmonik hareket görüntüleme yöntemi (Maleke vd., 2005). ....	20
Şekil 3. HHMDG yönteminin basit blok şeması.....	21
Şekil 4:.....	26
Şekil 5: Dielektrik ölçüm sistemi. ....	27
Şekil 6: Geliştirilen fantomların dielektrik sabiti ölçümleri ve insan meme dokularının referans değerleri (a) Gerçek $\epsilon_r$ (b) Sanal $\epsilon_r$ .....	28
Şekil 7: Madsen vd., 2006 referansına göre geliştirilmiş fantomların dielektrik sabiti ölçümleri (a) Gerçek $\epsilon_r$ (b) Sanal $\epsilon_r$ .....	29
Şekil 8: Fantomların statik elastik özellik ölçümünde kullanılan Lloyd LRX 5K materyal test cihazı (METU BIOMATEN Laboratuvarı). ....	31
Şekil 9: (a) Yağ fantomu içinde üç farklı boyutta tümör içeren homojen olmayan fantom (b) MRI Tesla MRI System, Bilkent Üniversitesi UMRAM Araştırma Enstitüsünde yer alan 3 Tesla MRI Sisteminde çekilmiş MRI resmi. ....	33
Şekil 10: 25 mm x 7 mm yükseklikteki fibro-glandular fantomun (şeklin sağındaki sarı kesikli çizgili çember) içinde 5.5 mm x 7 mm yükseklikteki tümör içeren yağ fantom (şeklin sağındaki kırmızı kesikli çizgili çember). Fibro-glandular ve tümör fantomları yağ fantomunun üst yüzeyinden 25 mm altındadır. ....	34
Şekil 11: Homojen olmayan fantom. 14 mm x 9 mm yükseklikte fibro-glandular fantomun yağ fantomu kap tabanının 20 mm yukarisına yerleştirilmiş hali. ....	35
Şekil 12: 25 mm aralıkla yerleştirilmiş Fibro glandular (13 mm x 9 mm) ve tümör ( 15 mm x 9 mm) içeren yağ fantomu. Bu fantomlar yağ fantomunun yüzeyinin 20 mm aşağısına ve kap tabanının 20 mm yukarisına yerleştirilmiştir. ....	35
Şekil 13: Seri Programlama Diyagramı.....	37
Şekil 14: Paralel Programlama Diyagramı.....	37
Şekil 15: Paralellenen kod yüzdesi-Hızlanma Grafiği (NVIDIA, 2017).....	38
Şekil 16: İşlemci sayısının hızlanmaya etkisi (NVIDIA, 2017).....	39
Şekil 17: CPML test altyapısı. ....	40
Şekil 18: Gözlem yeri = (6, 6, 6), Kaynak=100 periyot sinüs, CPML kullanmadan. ....	41
Şekil 19: Gözlem yeri = (6, 6, 6), Kaynak=100 periyot sinüs, CPML kullanarak. ....	41
Şekil 20: Gözlem yeri = (6, 6, 6), Kaynak=500 periyot sinüs, CPML kullanmadan. ....	42
Şekil 21: Gözlem yeri = (6, 6, 6), Kaynak=500 periyot sinüs, CPML kullanarak. ....	42

Şekil 22: Gözlem yeri = (6, 6, 7), Kaynak=100 periyot sinüs, CPML kullanarak. ....	43
Şekil 23: Gözlem yeri = (6, 6, 8), Kaynak=100 periyot sinüs, CPML kullanarak. ....	43
Şekil 24: İnce film alt hücre metodu geometrisi (Top, 2013). ....	44
Şekil 25: İnce film alt hücre methodu test geometrisi. ....	45
Şekil 26: Dağınık Hafıza Yapısı (Barney, 2017b). ....	47
Şekil 27: Alt uzay geometrisi (Barney, 2017b). ....	48
Şekil 28: Alt uzaylar arasındaki haberleşme (Barney, 2017b) ....	49
Şekil 29: İşlemci sayısı hızlanma miktarı ilişkisi (49 He vd., 2012). ....	50
Şekil 30: GPU ve CPU Karşılaştırma (Barney, B., 2017a). ....	52
Şekil 31: HHMDG'nin ileri problem çözümü (Top, 2013). ....	54
Şekil 32: 80 mmx 80 mm x 80 mm boyutlarındaki homojen bir yağ dokusu içerisine yerleştirilmiş 3 mm x 3 mm x 3 mm boyutlarında tümör modeli kullanılarak yapılan HHMDG benzetim çalışması modeli. ....	56
Şekil 33: yz düzleminde FDTD gridinde FUS'un yarattığı zamana bağlı yer değiştirme modeli. .	57
Şekil 34: HHMDG prototip sistemi blok şeması. ....	59
Şekil 35: Ultrason huzmesi (a) Anten ve yağ fantomu arasında 3.5 cm su (kesikli kırmızı çizgi) veya yağ (mavi) varken eksenel ve yanal yoğunluk. (c) yanal (a) maksimum pozitif ve negatif basınç, (b) zaman içinde basınç (e) eksenel ısınma (z=6cm), (f) su ve yağ ortamı için yanal ısınma. .....	62
Şekil 36: (a) Su ve (b) yağ ortamları için doku içindeki eksenel simetrik ultrason haritası. ....	63
Şekil 37: Odaklı ultrason probun (a) eksenel (b) yanal huzme paternleri. Bu ölçümlerde 1 V tepeden tepeye uyarma kullanılmıştır. ....	64
Şekil 38: Ultrason amfi gücünü çift yönlü bağlaç kullanarak test etmek için oluşturulan deneysel düzenek. ....	65
Şekil 39: HHMDG kurulumunda kullanılan anten ve ultrason güç verici. (a) Ortadan açık dairesel delikli OUP. (b) Ortada yer alan TX ve dışardaki kenarda yer alan RX anteni. ....	67
Şekil 40 : HHMDG da kullanılan silindirik dalga kılavuzlu anten. ....	68
Şekil 41: HHMDG deneyinde kullanılan antenin hazırlık aşamaları (a) İkinci HHMDG kurulumunda kullanılan yüksek geçirgenli materyal ile doldurulma öncesi ve sonrası gönderme anteni (b) Yağ doldurulma öncesi ve sonrası dikdörtgenel dalga kılavuzlu anten. ....	68
Şekil 42: $S_{21}$ ölçümleri için verici (TX) ve alıcı (RX) antenlerin US dönüştürüceye göre pozisyonları. .....	69
Şekil 43: (a) Sağdan sola alıcı antenin US transducer (güç verici) etrafında pozisyonu (b) $S_{21}$ için farklı anten çiftleri ve (c) $S_{21}$ ölçümü için deney kurulumu. ....	69



Şekil 44: Verici antenin $S_{11}$ değerleri (Kesikli çizgi) ve yağın içinde ölçülmüş $S_{21}$ (Düz çizgi) değerleri.....	70
Şekil 45: 500 MHz aralıklarla sinyal üreticinin çıkışının spektrum analizöre bağlanmasıyla elde edilen faz gürültüsü karakteristikleri.....	71
Şekil 46: Deneysel HHMDG sistemi (a) 3 boyutlu tarayıcı ve FUS probu (b) FUS probu ve Tx-Rx antenleri yerleşimi. ....	72
Şekil 47: Deneysel HHMDG sisteminin alma ve gönderme antenleri sabitlenen ikinci versiyonu. ....	74
Şekil 48: İkinci HHMDG konfigürasyonu (a) anten konfigürasyonu, (b) yağ dolu kap içerisine fantomun yerleştirilmesi. ....	75
Şekil 49: Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Ölçüm Sistemi Blok Şeması. ....	76
Şekil 50: Tasarlanan sistemin frekans karakteristiği. ....	77
Şekil 51: Çalışma süresi ile grid sayısı arasındaki ilişki. Çok döngülü kodun normal ve vektörleştirilmiş hallerinin incelenmesi.....	80
Şekil 52: Normal 3B FDTD ve Vektörleştirilmiş 3B FDTD karşılaştırılması. ....	82
Şekil 53: 3B FDTD CPU-GPU Karşılaştırılması. ....	83
Şekil 54: Vektörleştirilmiş ve Aşama 1 Karşılaştırılması. ....	92
Şekil 55: Vektörleştirilmiş-Aşama 1-Aşama2 Karşılaştırılması. ....	96
Şekil 56: Vektörleştirilmiş-Aşama 2-Aşama 3 Karşılaştırılması. ....	99
Şekil 57: Bütün yöntemlerin karşılaştırılması.....	100
Şekil 58: 3 boyutlu HHMDG metodu için benzetim modeli: 3 mm'lik tümörün yerleştirildiği gridler. ....	102
Şekil 59: WG1 anteni gönderme ve WG2 anteni alma anteni olarak kullanıldığında, tümörün yerine göre alınan Doppler sinyal seviyesinin belirlediği duyarlılık haritası. ....	103
Şekil 60: WG1 anteni gönderme ve WG3 anteni alma anteni olarak kullanıldığında, tümörün yerine göre alınan Doppler sinyal seviyesinin belirlediği duyarlılık haritası. ....	104
Şekil 61: WG1 anteni gönderme ve WG4 anteni alma anteni olarak kullanıldığında, tümörün yerine göre alınan Doppler sinyal seviyesinin belirlediği duyarlılık haritası. ....	104
Şekil 62: Tümör pozisyonuna göre OUP sabit iken titreşim hassasiyetini ölçmek için kullanılan HHMDG benzetim modeli (a)Üstten Görünüm (b)Yandan Görünüm .....	106
Şekil 63: (a) Doku altında 3 cm derinliğe odaklanmış OUP durumu için, farklı tümör pozisyonuna göre elde edilmiş Doppler işaret seviyeleri (b) A-B hat kesitinde alınan Doppler sinyal seviyeleri (c) C-D hat kesitinde alınan Doppler sinyal seviyeleri.....	108

Şekil 64: (a) Doku altında 3 cm derinliğe odaklanmış OUP durumu için, tümör derinliğine bağlı alınan işaret seviyesi değişimi (xz düzlemi), (b) E-F hat kesitinde alınan Doppler sinyal seviyeleri. ....	111
Şekil 65: (a) Doku altında 3 cm derinliğe odaklanmış OUP durumu için, tümör derinliğine bağlı alınan işaret seviyesi değişimi (yz düzlemi), (b) G-H hat kesitinde alınan Doppler sinyal seviyeleri. ....	112
Şekil 66: (a) Doppler sinyal bileşenlerinin SNR değerleri, (b) Merkez frekans bileşeni ile Doppler sinyal bileşenlerini seviyelerinin oranları. ....	114
Şekil 67: 1 Boyutlu tarama için (a) tarama doğrultuları, (b) her bir tarama doğrultusu üzerinde tarama yapılırken alınan Doppler sinyal bileşenleri. ....	115
Şekil 68: 2 Boyutlu tarama için (a) tarama doğrultuları (b) Doppler sinyalinin sağ bileşeninden alınan sinyallerle alınan görüntü (c) Doppler sinyalinin sol bileşeninden alınan sinyallerle alınan görüntü (d) Doppler sinyalini sağ ve sol bileşenlerinden alınan sinyallerin ortalama değerlerinden alınan görüntü. ....	117
Şekil 69: Merkez frekans bileşeninin Doppler sinyal bileşenine oranı ile elde edilen veri ile üç tümörün yerleştirildiği fantomun 2-boyutlu görüntüsü. ....	118
Şekil 70: 30 mm x 30 mm kesitli homojen yağ fantomunun 2 Boyutlu HHMDG görüntüsü. ....	119
Şekil 71: US sensor ve antenlerin yağ dolu kap içerisinde (konteyner) yerleşimi (a) küçük kap (b) büyük kap. ....	120
Şekil 72: İçerisinde tümör ve fibro-glandular doku fantomu bulunan yağ fantomunun tarama sonuçları (a) Doppler sinyal bileşeni ve gürültü tabanı (b) SNR (c) Merkez frekans bileşen sinyalinin büyüklüğü (d) Merkez frekanstaki sinyal bileşeninin Doppler sinyal bileşenini seviyesine oranı. ....	121
Şekil 73: 2 boyutlu tarama sonuçları (a) Doppler sinyalinin sol bileşeni ile alınan görüntü (b) Doppler sinyalinin sağ bileşeni ile alınan görüntü (c) Doppler sinyalinin iki bileşeninin ortalaması ile alınan görüntü. ....	124
Şekil 74: Alma ve gönderme antenleri yağ dolu kabın altına sabitlendiğinde elde edilen frekansa bağlı (a) SNR (b) merkez frekans sinyalinin Doppler sinyaline oranı. ....	126
Şekil 75: Alma ve gönderme antenleri yağ dolu kabın altına sabitlendiğinde 4.75 GHz gönderme frekansında elde edilen (a) SNR (b) merkez frekans sinyalinin Doppler sinyaline oranı. ....	127
Şekil 76: Alma ve gönderme antenleri yağ dolu kabın altına sabitlendiği, heterojen fantom ile yapılan HHMDG deneyi. ....	128

Şekil 77: 4.75 GHz merkez gönderme frekansında 2- boyutlu tarama sonuçları (a) Doppler sinyalinin sol bileşeni ile alınan görüntü (b) Doppler sinyalinin sağ bileşeni ile alınan görüntü (c) Doppler sinyalinin iki bileşeninin ortalaması ile alınan görüntü.....	129
Şekil 78: 14 mm çapındaki fibro-glandular dokunun yağ dokusunun 25 mm içerisine konulduğunda alınan Doppler ve merkez frekans sinyal seviyeleri karşılaştırmaları (a) Doppler sinyalinin sol bileşeni ile alınan görüntü (b) Doppler sinyalinin sağ bileşeni ile alınan görüntü (c) Doppler sinyalinin iki bileşeninin ortalaması ile alınan görüntü.....	130
Şekil 79: Odak noktası fibro-glandular dokuda iken, ölçülen SNR ve Doppler sinyal bileşen seviyesinin merkez frekanstaki sinyal seviyesine oranı. ....	131
Şekil 80: Yağ dolu kabın alt yüzeyinde bulunan antenlerin pozisyonuna göre tümör ve fibro-glandular doku fantomlarının konumu. ....	132
Şekil 81: Fantom-5 2-boyutlu tarama sonuçları (a) SNR (b) Dopplersinyal bileşeninin merkez frekans bileşen seviyesine oranı.....	133
Şekil 82: Yağ fantomuna yerleştirilen 25 mm × 8 mm fibro-glandüler içerisinde 14 mm × 8 mm tümör bulunan model. Bu model fantomlar, yağ fantomunun yüzeyinden 25 mm aşağıda bulunmaktadır. MRI görüntüleri, Bilkent Üniversitesi UMRAM Araştırma Merkezi'ndeki 3 Tesla MRI siteminde elde edilmiştir. ....	134
Şekil 83: 3.5-7 GHz arasında mikrodalga frekansı 250 MHz adımla değiştirildiğinde, (a) SNR (b) alınana Doppler sinyal seviyesinin ana bileşene oranı. ....	135
Şekil 84: Farklı derinliklerde yapılan taramalar. ....	136
Şekil 85: Tasarlanan bant geçirgen IIR Eliptik filtrenin (a) 15 Hz titreşim frekansında (b) 35 Hz titreşim frekansında frekans karakteristiği (c) 15 Hz titreşim frekansında, 3 döngü AM sinyalin tetikleme zamanındaki filtrelenmiş karakteristiği (d) 35 Hz titreşim frekansında, 7 döngü AM sinyalin tetikleme zamanındaki filtrelenmiş karakteristiği. ....	138
Şekil 86: İçerisinde 14 mm x 9 mmlik fibro-glandular doku bulunan yağ dokusu içerisindeki fantomdan alınan Doppler sinyalinin tepeden tepeye değerleri kullanılarak, farklı titreşim frekanslarında görüntü elde edilmesi (a) 15 Hz titreşim frekansında (b) 20 Hz titreşim frekansında (c) 25 Hz titreşim frekansında (d) 30 Hz titreşim frekansında (b) 35 Hz titreşim frekansında. ....	140
Şekil 87: İçerisinde 14 mm x 9 mmlik fibro-glandular doku bulunan yağ dokusu fantomundan alınan yedi adet Doppler sinyalinin standart sapması kullanılarak, farklı titreşim frekanslarında görüntülerin elde edilmesi (a) 15 Hz titreşim frekansında (b) 20 Hz titreşim frekansında (c) 25 Hz titreşim frekansında (d) 30 Hz titreşim frekansında (b) 35 Hz titreşim frekansında.....	141
Şekil 88: İçerisinde 14 mm x 9 mmlik fibro-glandular doku bulunan yağ dokusu fantomundan alınan veriler. Doppler sinyallerinin güç değerleri kullanılarak, farklı titreşim frekanslarında tarama	

yapılmış ve veri görüntüsü çizilmiştir. (a) 15 Hz titreşim frekansında (b) 20 Hz titreşim frekansında (c) 25 Hz titreşim frekansında (d) 30 Hz titreşim frekansında (b) 35 Hz titreşim frekansında....	142
Şekil 89: İçerisinde 14 mm x 9 mm lik fibro-glandular doku bulunan yağ dokusu fantomundan alınan veri görüntüsü. Farklı titreşim frekanslarında tarama yapılarak korelasyon tabanlı metod ile görüntü elde edilmesi (a) 15 Hz titreşim frekansında, (b) 20 Hz titreşim frekansında, (c) 25 Hz titreşim frekansında, (d) 30 Hz titreşim frekansında, ve (b) 35 Hz titreşim frekansında.....	143
Şekil 90: İçerisinde fibro-glandular doku (13 mm x 9 mm) ve tümörün (15 mm x 9 mm) bulunduğu yağ dokusu fantomundan alınan veri görüntüleri. Doppler sinyallerinin tepeden tepeye değerleri kullanılarak, farklı titreşim frekanslarında görüntü elde edilmiştir. (a) 15 Hz titreşim frekansında, (b) 20 Hz titreşim frekansında, (c) 25 Hz titreşim frekansında, (d) 30 Hz titreşim frekansında, ve (b) 35 Hz titreşim frekansında.....	144
Şekil 91: Her tarama noktasında, farklı titreşim sinyalleri altında, (yedi tetik darbesi boyunca) alınan Doppler işaretlerinin güç değerlerinin standart sapması ile elde edilen görüntüler a) 15 Hz titreşim frekansında, (b) 20 Hz titreşim frekansında, (c) 25 Hz titreşim frekansında, (d) 30 Hz titreşim frekansında, ve (b) 35 Hz titreşim frekansında.....	145
Şekil 92: İçerisinde fibro-glandular doku (13 mm x 9 mm) ve tümörün (15 mm x 9 mm) bulunduğu yağ dokusu fantomundan alınan görüntüler. Doppler sinyallerinin güç değerlerini kullanarak, farklı titreşim frekanslarında tarama yapılarak görüntü elde edilmiştir. (a) 15 Hz titreşim frekansında, (b) 20 Hz titreşim frekansında, (c) 25 Hz titreşim frekansında, (d) 30 Hz titreşim frekansında, (b) 35 Hz titreşim frekansında. ....	146
Şekil 93: İçerisinde fibro-glandular doku (13 mm x 9 mm) ve tümörün (15 mm x 9 mm) bulunduğu yağ dokusu fantomundan alınan veri görüntüleri. Farklı titreşim frekanslarında korelasyon metodu kullanarak, görüntü elde edilmesi.(a) 15 Hz titreşim frekansında, (b) 20 Hz titreşim frekansında, (c) 25 Hz titreşim frekansında, (d) 30 Hz titreşim frekansında, ve(b) 35 Hz titreşim frekansında. ....	147
Şekil 94. Faz kilitlemeli döngü devresi.....	148
Şekil 95: ADS programında oluşturulan varaktör devresi. ....	149
Şekil 96: ADS programında oluşturulmuş varaktör görevi gören VCO devresi. ....	150
Şekil 97: Varaktör içeren VCO'nun faz gürültüsü. ....	150
Şekil 98: Varaktör kullanılarak oluşturulan VCO'nun benzetim sonuçları. Geçici (Transient) simülasyon sonuçları zaman alanındaki devrenin sonuçlarını göstermektedir, HB simülasyonunun ters Fourier transform sonuçları (Alt sağda), Harmonic balance (HB) benzetiminin geçici (transient) sonucunun Fourier transformu (Solda). ....	151
Şekil 99. Temel PFD'nin ADS Şeması.....	152

Şekil 100. Temel PFD'nin Zamanlama Diyagramı. ....	152
Şekil 101. Genel Yük Pompasının Yapısı (Khattoi, 2010).....	153
Şekil 102. Yük Pompası ve Alçak Geçiren Filtrenin Şematik Gösterimi. ....	154
Şekil 103: Yük Pompası ve Alçak Geçiren Filtrenin ADS Simülasyon Sonuçları. ....	154
Şekil 104: Sinüzoid Giriş Sinyali Verilen 4 ile Bölücünün Şematik Gösterimi. ....	155
Şekil 105: Sinüzoid Giriş Sinyali Verilen 4 ile Bölücünün Simülasyon Sonuçları. ....	155
Şekil 106: PFD ve CP nin ADS uygulaması. Basit PFD'yi çalıştırmak için DF benzetimi kullanılmıştır. CMOS CP uygulanmıştır. DF benzetiminden dolayı time sink ve clock kullanılmıştır. ....	156
Şekil 107: PFD-CP benzetim sonuçları. A ve B PFD girdileri (Üstteki). QA ve QB PFD çıktıları (Ortadaki), CPout ise CP çıktısıdır (Alttaki). ....	157
Şekil 108: Analog-dijital PLL şeması. VCO, dörde bölücü, basit PFD ve devreler kullanılmıştır. DF benzetimi PFD dijital blokları ve frekans bölücü için kullanılmıştır. Geçici benzetimler CP ve VCO nun analog blokları için kullanılmıştır. ....	158
Şekil 109: PLL simülasyon sonuçları. Referans clock (clk) ve frekans bölücü çıktısı (İlk satır). VCO çıktı sinyali (ikinci satır) ve spektrumu (üçüncü satır).....	159
Şekil 110: Analog PFD-CP devre şeması. CMOS PFD and the CMOS CP we mainly design using the CMOS transistors with loop filter added is used.....	160
Şekil 111: Analog PFD-CP simülasyon sonuçları. The PFD inputs, A and B, (first row) with a phase difference and the related outputs from PFD (second row). The CP output voltage fluctuations resulted by the PFD output (third row).....	160
Şekil 112: Analog VCO-DIV. Tasarlanan VCO ve bölücü olarak kullanılan tek CMOS D flip-flop. ....	161
Şekil 113: Analog VCO-DIV simülasyon sonuçları. VCO çıkış sinyal spektrumu (üst). VCO çıkış sinyali (alt, mavi) ve PFD çıkışı (alt, kırmızı). ....	162
Şekil 114: PLL gürültü analizi. Her Veri Erişim Bileşeni (Data Access Component, DAC) gürültü bilgisini içermektedir. Gürültü bilgisi PLL'in her bloğu için gürültü gerilimi kullanılarak kaydedilmiştir. Faz gürültüsü analizi için simulasyon programında AC analiz kullanılmıştır. ....	163
Şekil 115: Simulasyon sonucu: CPPLL faz gürültüsü. ....	164
Şekil 116: Simülasyon sonucu: VCO ile PLL'nin faz gürültüsünün karşılaştırılması. ....	164
Şekil 117: Referans osilatör gürültüsünün hesaba katıldığı gürültü analizi devre şeması. ....	165
Şekil 118: CPPLL gürültü analizi için benzetim sonuçları. ....	166
Şekil 119: CPPLL gürültü analizi için benzetim sonuçları. VCO ve PLL faz gürültüsü karsilastirmasi.....	166

## TABLolar

Tablo 1: 1 lt gerçekçi fantomun içeriği. Kısaltmalar: p-tol: p-toulic asit, n-prop: n-propanol, formald: Formaldehit, surf: yüzey maddesi (Lazebnik vd., 2007).....	25
Tablo 2: 1 lt gerçekçi fantomun içeriği: p-tol: p-toulic asit, n-prop: n-propanol, formald: Formaldehit, surf: Yüzey maddesi (Madsen vd., 2006).....	26
Tablo 3: Geliştirilen fantom örneklerinin ölçülen Young sabiti değerleri (Sabit basınç ölçümleri)	30
Tablo 4: Geliştirilen fantom örneklerinin ölçülen Young sabiti değerleri (Statik basınç ölçümleri). .....	32
Tablo 5: Tümör ve fibro-glandular fantomların elastik özellikleri.....	34
Tablo 6: CPU ve GPU üzerindeki sürelerin karşılaştırılması .....	47
Tablo 7: Gerçek topoloji hesaplama süresi arasındaki ilişki (He vd. 2012).....	51
Tablo 8: Grid sayısı hesaplama süresi arasındaki ilişki (He vd., 2012). .....	52
Tablo 9: Yağ ve suyun dielektrik ve akustik ölçümlerinin karşılaştırması .....	60
Tablo 10: HIFU Benzetimlerinde basınç, yoğunluk ve ısı hesaplamaları için kullanılan parametreler .....	61
Tablo 11: Odaklı ultrason probunun (Sonic Concepts, H-102) özellikleri .....	64
Tablo 12: Farklı üreteç güçleri ve voltajları için dağıtılan güç ve voltaj değerleri .....	66
Tablo 13: Farklı dalga biçimi üreteç güçleri ve voltajları için dağıtılan güç ve voltaj değerleri .....	66
Tablo 14: Vektörleştirilen denklemdeki değişkenlerin özeti.....	79
Tablo 15: Performans karşılaştırması.....	80
Tablo 16: Normal 3B FDTD için iterasyon sayısına göre süreler.....	81
Tablo 17: Vektörleştirilmiş 3B FDTD için iterasyon sayısına göre süreler .....	81
Tablo 18: 3B FDTD Normal dizi-GPU dizi Performans karşılaştırması .....	82
Tablo 19: 3B FDTD CPU ve GPU karşılaştırılması .....	85
Tablo 20:3D FDTD kodundaki değişkenlerin özeti.....	87
Tablo 21: Sektörlere göre Hx hesaplamaları .....	88
Tablo 22: İlk aşama kodları.....	88
Tablo 23: İlk aşama için ikinci sektör kodları .....	90
Tablo 24: Aşama 1 için iterasyon sayısına göre süreler .....	92
Tablo 25: İkinci aşama kodları .....	93
Tablo 26: Aşama 2 için iterasyon sayısına göre süreler .....	96
Tablo 27: Üçüncü aşama kodları .....	97
Tablo 28: Aşama 3 için iterasyon sayısına göre süreler .....	98
Tablo 29: Aşama 4 için iterasyon sayısına göre süreler .....	100

Tablo 30: Vektörleştirmeye göre <i>arrayfun</i> aşamalarının hızlanma oranı .....	101
Tablo 31: Normal 3B FDTD'ye göre bütün yöntemlerin hızlanma oranları .....	101

## 1. GİRİŞ

Meme kanseri, kadınlar arasında en yaygın kanser türlerinden biridir (G. World Health Organization, 2012). Meme kanseri erken tanı ve tedavisini değerlendiren yöntemlerin geliştirilmesi, son on yılda birçok çalışmaya konu olmuştur. Meme kanseri tespiti için birincil görüntüleme tekniği mamografidir. Bununla birlikte, bu teknikte sahte negatif ve yanlış pozitiflik, yoğun göğüslerin görüntülenmesindeki zorluk, belirsiz sonuçlar ve hastaya rahatsızlık verme gibi sonuçlar ortaya çıkabilmektedir (Ybarra vd. 2007). Buna ek olarak, mamografide kanser oluşma riskini artıran iyonlaştırıcı radyasyon kullanılır. Bu yüzden alternatif, düşük maliyetli ve güvenli bir görüntüleme yöntemine ihtiyaç bulunmaktadır. Mikrodalga görüntüleme, dokunun dielektrik özelliklerinin görüntülediği alternatif bir yöntem olarak önerilmiştir (Fear vd., 2000; Bulyshev vd., 2001; Converse vd., 2004; Li vd., 2004; Sill vd., 2005). Bu yöntem, noniyonize elektromanyetik dalgalar kullanarak insan vücudunu görüntülemeyi amaçlar. Mikrodalga dalga boyundaki elektromanyetik dalgalar, canlı dokulara nüfuz edebilmektedir. Mikrodalga görüntüleme, elektromanyetik dalgalar dokuyu aydınlatır ve dokudan yansiyarak saçınan dalgalar doku dielektrik dağılımı hakkında bilgi sağlar.

Top ve Gençler (2014) tarafından mamografinin dezavantajlarını ortadan kaldırma potansiyeline sahip karma bir yöntem olan Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme (HHMDG) yöntemi önerilmiştir. Önerilen yöntemde odaklı ultrason dalgalarının ışına kuvveti kullanılarak doku içinde titreşen küçük bir bölge yaratılmaktadır. Dokuya aynı zamanda mikrodalga işaret uygulanmaktadır. Geri yansıyan işaret tayfında titreşimden dolayı titreşen bölgenin elastik ve elektriksel özelliklerine bağlı Doppler bileşeni oluşmaktadır. Doku içinde odak bölgesi taranmakta ve her bir tarama noktasında geri yansıyan işaretin Doppler bileşeni algılanıp işlenerek görüntü oluşturulabilmektedir. Yöntemin teknik fizibilitesi analitik (Top ve Gençler, 2014), sayısal ve deneysel (Top, 2013) çalışmalarla gösterilmiştir.

Bu araştırma projesi kapsamında 3 boyutta (3B) tarama yapabilen bir prototip HHMDG sistemi ilk kez oluşturulmuş ve doku benzeri malzemeler üzerinde görüntüleme çalışmaları yapılmıştır.

Projede yapılan çalışmalar dört ana başlıkta toplanabilir:

### 1) Fantom Malzeme Geliştirme

Meme yağ dokusunun, glandüler dokunun ve tümörün elektriksel ve elastik özelliklerini taklit eden doku benzeri malzemeler geliştirilmiştir. Bu amaçla yapılan çalışmalar aşağıda sıralanmıştır:



- Meme dokusu dielektrik ve elastik özelliklerine benzer yağ, fibroglandüler, tümör fantomları geliştirme,
- Örnek malzemelerde akustik parametrelerin ölçümü,
- Örnek malzemelerde dielektrik parametrelerin ölçümü,
- Örnek malzemelerde elastiklik parametrelerin ölçümü,
- Görüntüleme amaçlı farklı tiplerde meme fantomlarının oluşturulması,

## **2) Sayısal Benzetim Çalışmaları**

Yöntemin benzetimlerle incelenmesi için benzetim araçları geliştirilmiş, yöntemin hassasiyeti benzetimlerle analiz edilmiştir.

## **3) Test Cihazları ile Görüntüleme Çalışmaları**

HHMDG yöntemi için test cihazları kullanılarak üç boyutlu tarama yapabilen bir sistem oluşturulmuştur. Bu amaçla yapılan çalışmalar aşağıda sıralanmıştır:

- 3B tarayıcı satın alımı
- 3B tarama için antenler ve US probun entegre edilmesi
- Uygun bağlaşım sıvısı araştırılması
- Test düzeneği oluşturulması
- 3B Tarayıcı ile sensör sisteminin entegrasyonu
- Testlerin otomatizasyonu
- Hazırlanan fantomlardan görüntü elde etme

## **4) Prototip sistem geliştirme ve ölçümler**

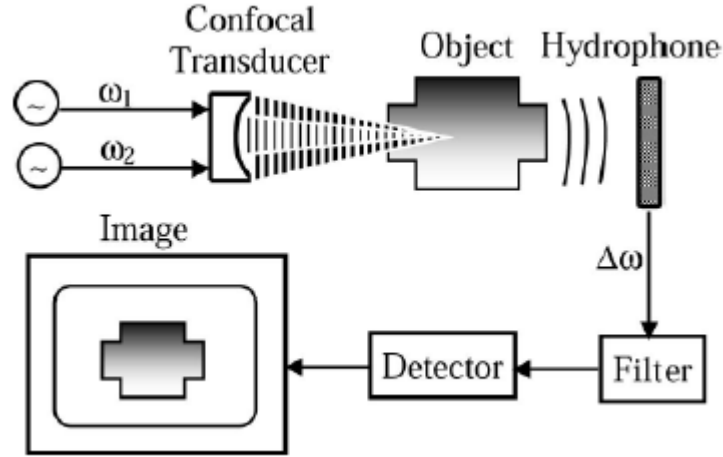
Test cihazları kullanılarak alınan ölçümler yerine HHMDG yöntemine uygun alma ve gönderme devreleri tasarlanmıştır. Alma devresi gerçekleştirilerek sisteme entegre edilmiş ve HHMDG görüntüleri oluşturulmuştur.

Raporun 2. Bölümünde çalışma konusu ile ilgili literatür özeti verilmiştir. 3. Bölümde yukarıda dört madde halinde verilen çalışmalar için uygulanan yöntemler açıklanmıştır. 4. Bölümde elde edilen sonuçlara yer verilmiştir. Raporun 5. Bölümünde sonuçlar tartışılmış ve yöntemin klinik uygulamaya dönüşümü için yapılması gereken çalışmalar önerilmiştir.

## 2. LİTERATÜR ÖZETİ

Sağlıklı ve kötü huylu meme dokularının elektriksel özelliklerinin farklı olduğu literatürde bildirilmiştir (Gabriel vd., 1996a; 1996b; Lau vd., 1996, Fear vd., 2002; Li vd., 2005). Mikrodalga görüntüleme yönteminin meme kanseri için kullanımı oldukça ilgi çeken bir araştırma konusudur. Meme kanseri algılaması için 3 GHz'de çalışan bir çoklu radyometre önerilmiştir (Bocquet vd., 1990). Başka bir çalışmada, 3 boyutlu mikrodalga görüntüler oluşturmak için bir tomografik yaklaşım önerilmiştir (Bulyshev vd., 2001). Bu yöntemde memenin dielektrik dağılımının elde edilmesi için mikrodalga frekans aralığındaki dokuların dielektrik özellikleri kullanılmıştır. Birçok çalışmada, meme tümörünün saptanmasında ultra geniş bantlı mikrodalga görüntüleme yönteminin etkinliği, basit homojen ve homojen olmayan doku benzeri fantomlar kullanılarak değerlendirilmiştir (Liv vd., 2004; Sill vd., 2005 Lai vd., 2011 Salvador vd., 2009; Klemm vd., 2009). Başka bir çalışmada, ultra geniş bantlı mikrodalga görüntüleme yöntemiyle, meme kanserli dokuda tümörün algılanması ve tedavisi için mikrodalga enerjisinin kullanımı araştırılmıştır (Converse vd, 2004). Bu çalışmaların birisinde, normal ve tümörlü meme dokuları arasındaki farkı ayırt etmek için uygun frekans aralığının 600 MHz -1 GHz arasında olduğu bildirilmiştir (Fear vd., 2002). Başka bir çalışmada, düzlemsel (planar) 2.45 GHz mikrodalga kamera meme kanseri tanısı için değerlendirilmiştir (Henriksson vd., 2010). Bununla birlikte, 2007 yılında yapılan geniş çaplı bir araştırma, düşük adipose (yağ) içeriğine sahip normal meme dokusunun dielektrik özelliğinin tümörlü dokuya benzediğini ortaya çıkarmıştır (Lazebnik vd., 2007). Araştırmalar mikrodalgaya ek yöntemlerin birlikte kullanıldığı *karma* (hybrid) yöntemlere doğru yönelmiştir.

Mikrodalga görüntüleme tekniklerinin yanı sıra, normal ve hastalıklı dokuların mekanik özelliklerine dayalı ayırımı (meme dokusu için tümör-normal doku arasındaki elastik farkının 3 ile 13 kat arasında olduğu deneysel olarak gösterilmiştir (Samani vd., 2007)). Mekanik özellikleri ölçmek için birkaç yöntem önerilmiştir (Sugimoto vd., 1990; Sarvazyan vd., 1998; Fatemi vd., 1998; Nightingale vd., 2002; Viola vd., 2003). Bu yöntemlerden biri, odaklı ultrason kullanarak doku içinde düşük frekanslı bir akustik ışına kuvveti üreten vibroakustografidir (USVA) (Fatemi vd., 1998). Bu yöntemde, doku içinde salınımlı (sinusoidal) radyasyon kuvvetini indüklemek için farklı frekanslara sahip iki ultrason sensörü kullanılır (Şekil 1). Işıma kuvvetinden dolayı doku içinde oluşan titreşimler akustik dalga şeklinde yayılır. Yayılan dalgalar dokunun dışına yerleştirilen hidrofön(lar) vasıtasıyla alınarak dokunun mekanik özellikleri hakkında bilgi sağlar.

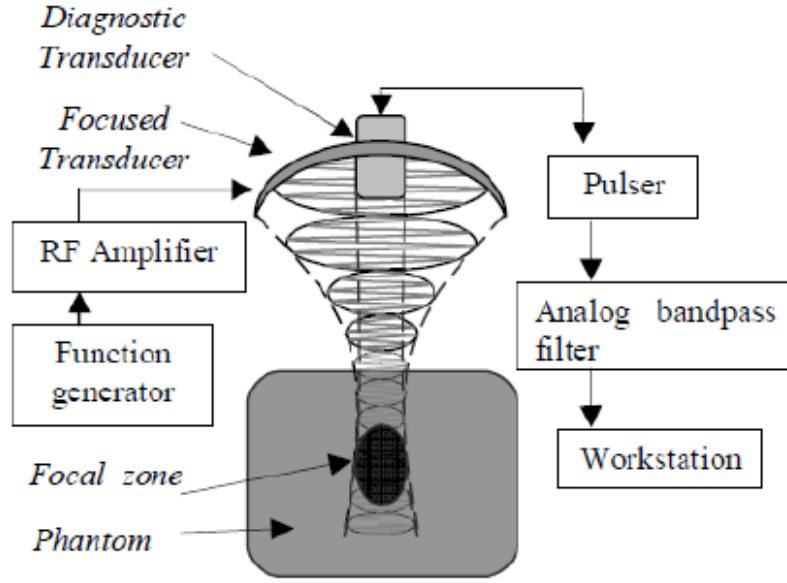


Şekil 1. Ultrason uyarımı ile vibroakustografi (Fatemi, vd., 1999).

Bir başka akustik ışın kuvveti tabanlı yöntem olan Akustik Işın Kuvveti Impuls görüntüleme (Akustik Radiation Force Impulse (ARFI)) yönteminde, kısa süreli akustik radyasyon kuvveti dokuda lokal gerinim (strain) yaratmak için uygulanmaktadır (Nightingale vd., 2002). Gerinimi ölçmek için korelasyon tabanlı yöntemler kullanılmaktadır. Gerçek zamanlı ARFI görüntülemeye veri toplamanın hızlandırılması ve akustik enerji uygulamadan dolayı sensor ısınmasını azaltmak için paralel hüzmeye yönlendirme yöntemi önerilmiştir (Dahl vd., 2007).

Başka bir yöntemde, doku esnekliğini ölçmek için kesme (shear) dalgalarının yayılım hızı kullanılmıştır (Yamakoshi vd., 1990). Bu yöntemde, doku yine odaklı ultrason ile mekanik olarak uyarılarak yayılan kesme dalgalarının dalga boyu Doppler ultrason kullanılarak ölçülmektedir. Ölçülen dalga boyu kullanılarak titreşen bölgenin elastik sabiti hesaplanabilmektedir. Benzer bir yöntem olan Manyetik rezonans elastografide kesme dalga boyunun ölçümü için MRI kullanılmaktadır (Muthupillai vd., 1995).

Dokuların mekanik özelliklerini değerlendirmek için başka bir yöntem olan Harmonik Hareket görüntüleme (Harmonic Motion Imaging (HMI)) tekniğinde ultrason sensorunun odak noktasında bir titreşim yaratılmakta ve titreşimin genliği ölçülerek doku sertliği ile ilgili bilgi elde edilmektedir. Titreşim yaratmak için odaklı ultrason sensörüne düşük frekansta (10-50 Hz) genlik modülasyonu uygulanmaktadır (Şekil 2) (Maleke vd., 2005). Dokudaki yer değiştirme miktarı, eş-odaklı bir başka sensör kullanılarak çapraz korelasyon yöntemi ile ölçülmektedir.



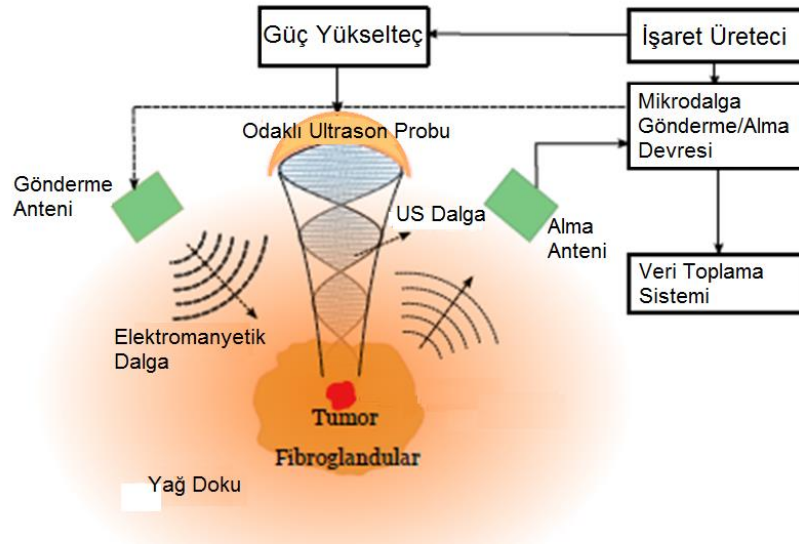
Şekil 2: Harmonik hareket görüntüleme yöntemi (Maleke vd., 2005).

Yakın zamanda, meme kanseri tanısı için, dokuların hem elektriksel hem de mekanik özelliklerinin birlikte görüntülenebildiği Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme (HHMDG) tekniği önerilmiştir (Top, 2013; Top ve Genç, 2014). Bu yöntemde, HMI sistemine benzer şekilde odaklanmış bir ultrason radyasyon kuvveti kullanılarak dokuda lokal bir harmonik titreşim oluşmaktadır. Eş zamanlı olarak mikrodalga sinyali titreşen dokuya iletilir ve saçılan sinyal alıcı bir anten ile algılanır. Titreşen doku, saçılan mikrodalga işaret üzerinde frekans modülasyonu meydana getirir. Frekans uzamında bu olgu, titreşim frekansının sonsuz sayıda harmoniğine karşılık gelir. Mikrodalga almaç ile alınabilen birinci harmonik, dokunun hem elektriksel hem de elastiklik özelliklerinin bilgisini içermektedir. Titreşim bölgesinin hacmi, azami yer değiştirmesi ve dielektrik özellikleri, alınan sinyalin genlik ve fazını belirleyen faktörlerdir. Titreşim bölgesinin hacmi, ultrason sensor boyutları ve frekansı, genlik modülasyon frekansı ve doku elastik özelliklerine bağlıdır. Bu yöntemde, odak noktası doku içinde taranarak 3 boyutlu görüntüler elde edilebilmektedir. Dokudan daha fazla bilgi alınabildiğinden meme kanseri tanısı için literatürde mevcut mikrodalga ve elastik görüntüleme yöntemlerine göre avantajlı olduğu değerlendirilmektedir. Proje kapsamında HHMDG yöntemi için bir prototip sistem oluşturularak literatürde ilk defa doku benzeri malzemelerin HHMDG görüntüleri elde edilmiştir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme (HHMDG)

Top ve Gençler (2014) tarafından dokunun elastiklik özelliğinin de RF/mikrodalga yöntemlerle görüntülediği yeni bir yöntem önerilmiştir: Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme (HHMDG). HHMDG'de yüksek güçte çalışabilen odaklı bir ultrason probu kullanılarak doku içinde titreşim yaratılmaktadır. Eş zamanlı olarak doku üzerine yerleştirilmiş olan gönderme anteninden mikrodalga işaret uygulanmaktadır. Geri saçınan işaretin Doppler bileşeni alma anteni ile alınıp taban banda düşürülmekte ve genliği ölçülmektedir. Sistemin basit blok şeması Şekil 3'te verilmiştir.



Şekil 3. HHMDG yönteminin basit blok şeması.

### 3.1.1. Ultrason ışına kuvveti

Ultrason ışınması uygulanan dokuda akustik işaretten dokuya momentum transferi gerçekleşmektedir (Fatemi vd., 2003). Bu momentumdan kaynaklı mekanik kuvvet ultrasonun *ışına kuvveti* olarak adlandırılmaktadır. Bu kuvvet ultrasonik dalgaların ilerleme yönünde olup dokunun soğurma ve geri yansıtma katsayısı ile doğru orantılı olarak artmaktadır (Nightingale vd., 2001). Yumuşak dokuların akustik empedansı birbirine yakın olduğundan, kuvveti oluşturan ana bileşen soğurmada kaynaklanmakta ve aşağıdaki denklem ile ifade edilmektedir:

$$F = \frac{2\alpha I}{C_s} \quad (1)$$

Burada  $\alpha$  (1/m) dokunun soğurma katsayısı,  $I$  (W/cm<sup>2</sup>) akustik dalganın kısa dönem ortalama yoğunluğu  $C_s$  (m/s) ultrasonun doku içindeki hızı,  $F$  (kg/s<sup>2</sup>cm<sup>2</sup>) ise birim hacme uygulanan kuvvettir.

HHMDG yönteminde ultrason probu genlik modülasyonlu işaret ile beslenerek ışına kuvvetinin sinüzoidal olarak değişmesi sağlanmaktadır. Bu esnada dokuya  $\omega_m$  frekansında sürekli mikrodalga işaret uygulandığında geri saçınan işaretin Doppler bileşeni aşağıdaki şekilde ifade edilebilmektedir:

$$S_{RX}(t) = B \left\{ \cos \left( \omega_m t + \phi + \frac{4\pi R}{\lambda} \right) + \frac{K}{2} \cos \left( \omega_m t - \Delta\omega t + \frac{4\pi R}{\lambda} + \phi \right) - \frac{K}{2} \cos \left( \omega_m t + \Delta\omega t + \frac{4\pi R}{\lambda} + \phi \right) \right\}$$
$$S_{RX,Doppler}(t) = \pm B \frac{K}{2} \left\{ \cos \left( (\omega_m \mp \Delta\omega)t + \frac{4\pi R}{\lambda} + \phi \right) \right\} \quad (2)$$

Bu denklemde kullanılan parametreler:

$\omega_m$ : mikrodalga frekansı

$\Delta\omega$ : Harmonik hareket (titreşim) frekansı

R: Anten-tümör arası uzaklık

$\lambda$ : Elektromanyetik dalganın doku içindeki dalga boyu

K: Harmonik hareketten dolayı alınan işarettaki maksimum faz değişimi

B: Geri saçınan işaretin ana frekanstaki genliği

Geri saçınan işaretin ana bileşeni gönderme işareti frekansı ( $\omega_m$ ) olmakla birlikte ( $\omega_m + \Delta\omega$ ) ve ( $\omega_m - \Delta\omega$ ) frekanslarında da bileşeni mevcuttur. Denklemdaki K değeri (faz değişiminin genliği) titreşen bölgenin elektriksel özelliklerine ve titreşim genliğine (elastik özelliğine) bağlıdır. Alıcı devreleri yalnızca bu frekans bileşenine duyarlı hale getirilerek titreşen bölge hakkında bilgi sahibi olunabilecektir. Bu yöntemle oluşan görüntülerde dokunun elektriksel ve mekanik özellikleri aynı anda görülebilmektedir. Bu sayede tümör tanısının sadece dielektrik/iletkenlik veya elastiklik özelliklerinin görüntülenmesine göre daha güvenilir olacağı değerlendirilmektedir. Yöntemde iyonizan radyasyon kullanılmamaktadır. Bu nedenle görüntüleme sayısında bir sınır yoktur. Ayrıca X-ışını tabanlı yöntemlerdeki gibi hastayı rahatsız edici bir sıkıştırmaya gerek yoktur. Önerilen yöntem için uluslararası PCT patent başvurusu yapılmış olup, Avrupa patent başvurusu olumlu sonuçlanmıştır (yazışmalar devam etmektedir). ABD patent başvurusu değerlendirme aşamasındadır.

Önerilen yöntemin ilk deneysel fizibilite çalışmaları 112E031 projesi kapsamında yapılmıştır. Bu kapsamda yapılan çalışmalarda fiziksel problemin ileri çözümüne yönelik sayısal çözümler geliştirilmiştir (Top, 2013). Meme yağ dokusunun, glandüler dokunun ve tümörün elektriksel ve elastik özelliklerini taklit eden doku benzeri malzemeler geliştirilmiştir.

112E031 projesi kapsamında, içinde tümör fantomu olan fibroglandüler fantom içeren bir meme fantomu geliştirilmiş ve çizgisel olarak el ile taranarak HHMDG verisi oluşturulmuştur. Bu projede Doppler işareti Spektrum analizör cihazı kullanılarak toplanmıştır. Fibroglandüler fantom içindeki tümör fantomunun ayrıştırılabileceği gösterilmiştir (Top vd., 2016).

Mevcut projede, önceki projeden farklı olarak üç boyutlu tarama yapıp farklı tipte fantom malzemelerin HHMDG görüntülerinin oluşturulması hedeflenmiştir. Bu amaçla yapılacak çalışmalar projede dört işpaketinde toplanmıştır:

1. Fantom geliştirme çalışmaları
2. Sayısal benzetim çalışmaları
3. Test cihazları ile görüntüleme çalışmaları
4. Prototip sistem geliştirme ve ölçümler

Ayrıca proje kapsamında elde edilen tecrübe ile klinik uygulamaya yönelik hasta-sistem arayüzünün nasıl olabileceği tartışılacaktır.

Bu bölümde her bir işpaketi kapsamında yapılan çalışmalarda uygulanan yöntemler ayrı başlıklar halinde verilmiştir.

### **3.2. Fantom Malzeme Geliştirme Çalışmaları**

Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme yönteminin performansını meme kanserini inceleme metodu olarak değerlendirmek için, gerçekçi meme fantomları gereklidir. Bu fantomlar meme dokusuna benzer dielektrik ve mekanik özellikler göstermelidir. Mikrodalga frekans bandında aynı dielektrik (geçirgenlik ve iletkenlik) özellikleri gösteren doku taklidi fantomların gelişimi üzerine çok sayıda çalışma yapılmıştır (Sill ve Fear, 2005; Converse, 2004; Li vd., 2005). Meme fantomu geliştirmek için yapılan bu araştırmalar akustik radyasyon kuvveti görüntüleme ve elastografi için uygundur. Bazı fantomlar üzerine ultrasonik özellikleri taklit etmek için de çalışılmıştır. Bu araştırmalara dayanarak, jelatin içindeki yağ emülsiyon fantomları elastografi ve mikrodalga görüntüleme için uygun görülmüştür. Bu tip fantomlar jelatin, kerosen, aspir yağı, p-toluic asit, n-propanal, deiyonize su, formaldehit ve yüzey aktif madde içermektedir (Lazebnik vd., 2007). Bu maddelerin mekaniksel ve elektriksel özelliklerinin zaman içinde stabil olduğu gözlemlenmiştir.

Bu bölümde, geliştirilen meme dokusu benzeri fantomlarla ilgili farklı uygulamalar anlatılmıştır. HHMDG deney çalışmaları için üç farklı meme dokusu (fibro-glandular, yağ ve tümör) fantomu üretilmiştir. Bu fantomları test etmek için dielektrik ve elastik ölçü metotları anlatılmıştır. Geliştirilen fantomların elastiklik ve dielektrik ölçümleri belirtilmiştir. Geliştirilen fantomlar en uygun meme dokusu fantomunun üretim yönergesi için karşılaştırılmıştır.

#### **3.2.1. Doku Benzeri Fantomların Geliştirilmesi**

Jelatin solüsyonları içindeki yağ, meme dokusunun elastik ve dielektrik özelliklerini gösteren fantom tercihi için uygun seçimdir. Koruyucu olarak p-toluic asit ve n-propanol kullanılarak, fantomlar uzun süre bozulmadan kalabilmektedir. Formaldehit jelatinin çapraz bağlanmasında kullanılmaktadır ve stabil fantom geliştirmek adına uygun bir seçimdir. Yağ ve jelatin yüzdelerinin değişimi elektriksel ve mekanik özellikleri değiştirmeye olanak vermektedir. Ayrıca, yüzey aktif



madde fantom solüsyonunun sağlamlığında ve homojenliğinde önemli bir rol oynamaktadır. Yüksek yağ oranına sahip olan yağ dokusu fantomu büyük miktarda yağ kullanılarak yapılabilmektedir (Lazebnik vd., 2007). Diğer taraftan tümörün dielektrik ve elastik sabitleri büyük olduğu için az miktarda yağ kullanılarak geliştirilebilir. Yüksek dielektrik sabiti ve düşük elastik sabitine sahip fibro-glandular dokusunun dielektrik ve mekanik özellikleri için bir miktar jelatin ve su kullanılmaktadır. Su içindeki jelatin miktarını azaltarak, dielektrik sabitini değiştirmeden sertlik azaltılabilir. Ek olarak, fantomun elastik sabiti 50°C de bekletilerek azaltılabilir.

Bu çalışmada üç farklı tip fantom (meme yağ, fibro-glandular, ve tümör) üretilmiştir. Yaklaşık 1 lt. hacimli fantom hazırlamak için kullanılan materyallerin bileşimi Tablo 1'de verilmiştir. Fibro-glandular fantom yapmak için iki yöntem değerlendirilmiştir. Bu yöntemlerin birinde, fibro-glandular doku fantomu 4 gün boyunca 50 °C de ısıtılarak elde edilmiştir. Diğerinde ise, (Madsen vd., 2006)'de verilen talimatlar uygulanmıştır (fantomun 35%'i yağdan oluşmaktadır).

Tablo 1. 1 lt gerçekçi fantomun içeriği. Kısaltmalar: p-tol: p-toulic asit, n-prop: n-propanol, formald: Formaldehit, surf: yüzey maddesi (Lazebnik vd., 2007)

Doku Tipi	kerosen (ml)	yağ (ml)	p- tol. (mg)	n- prop. (ml)	su (ml)	jel. (gr)	formal d (ml)	Deter. (ml)
Meme Yağı	333	333	167	8.3	158	28.6	1.67	140
Tümör /Bağ dokusu	49.5	49.5	800	39.6	753.5	135	7.9	10.1

Geliştirilen tümör fantomlarının elastik sabiti ölçülmüş ve referans değerlerden (Croteau vd., 2009) daha yüksek olduğu görülmüştür. Tümör fantomları sertleştikçe algılanabilir titreşim elde etmek için daha fazla akustik ışına gücüne ihtiyaç duyulmaktadır. Sonuç olarak, istenmeyen ısı oluşumu artacaktır. Bu nedenle, diğer fantom geliştirme talimatları araştırılmıştır. Formaldehit miktarının fantomların sertliği üzerinde önemli rol oynadığı gözlemlenmiştir. Bu yüzden tümör ve fibro-glandular fantomlar üretebilmek için az miktarda formaldehit kullanılmaktadır (Madsen vd., 2006). Bu talimatlara göre geliştirilen yeni fantomlardaki materyal miktarları

Tablo 2'de verilmiştir.

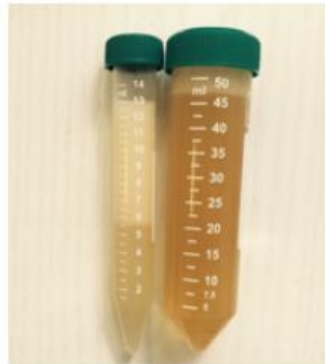
Tablo 2: 1 lt gerçekçi fantomun içeriği: p-tol: p-toulic asit, n-prop: n-propanol, formald: Formaldehit, surf: Yüzey maddesi (Madsen vd., 2006)

Doku Tipi	kerose n (ml)	yağ (ml)	p-tol. (mg)	n-prop. (ml)	su (ml)	jel. (gr)	formal d (ml)	Deter. (ml)
Tümör	44.6	44.6	787	39.7	753. 5	134.8	2.93	8
Bağ dokusu	284.9	248.9	787	39.7	753. 5	138.8	2.93	25.7

7 gün sonra jelatinin çapraz bağlaması tamamlandığında ve fantomlar katılaştırıldığında dielektrik ve elastik özelliklerin ölçümleri yapılmıştır. Yeni geliştirilen tümör fantomlarının elastiklik özelliğinin referans değerine yakın olan 50 kPa'a kadar düştüğü gözlemlenmiştir. Fibro-glandular fantom geliştirmek için oluşturulan fantom malzemesi 5 gün boyunca ısıtılmıştır. Isıtma süresince eriyen fantom 2 gün boyunca eriyen oda sıcaklığında tutulduktan sonra tekrar katılaşmaktadır.

Buna ek olarak, bileşenleri

Tablo 2'de verilen fibro-glandular fantom üretilmiştir. Ancak bu fantom homojen hale gelmemiş ve yağ kısmı fantomun üst yüzeyine çıkıp, jelatin kısmı çökmüştür (Bkz:Şekil 4, soldaki tüp). Bu yüzden, HHMDG deney çalışmalarında tümör fantomlarının ısıtılmasıyla elde edilen fibro-glandular fantomlar (Croteau vd., 2009) kullanılmıştır.



Şekil 4:

Tablo 2'deki içeriklerle geliştirilen fibro-glandular (sol) ve tümör (sağ) fantomları.

### 3.2.2. Dielektrik Özellik Ölçümü

Geliştirilen fantomların dielektrik sabitini hesaplamak için (Top, 2013)'de verilen yöntem kullanılmıştır. Ölçümler için KEYSIGHT, FieldFox Mikrodalga Analizörü N9915A kullanılmıştır (Şekil 5). Test probu olarak 130 mm uzunlukta yarı-esnek L şeklindeki bir kablo kullanılmıştır. Bu ölçümlerde hava ve damıtık su kalibrasyon referansları olarak alınmıştır. Ölçümün doğruluğu yağ dielektrik sabiti ölçümü yoluyla doğrulanmıştır. Ölçümler 1-9 GHz frekans aralığında, zamanda pencereleme (time-domain gating) yöntemi ile yapılmıştır.

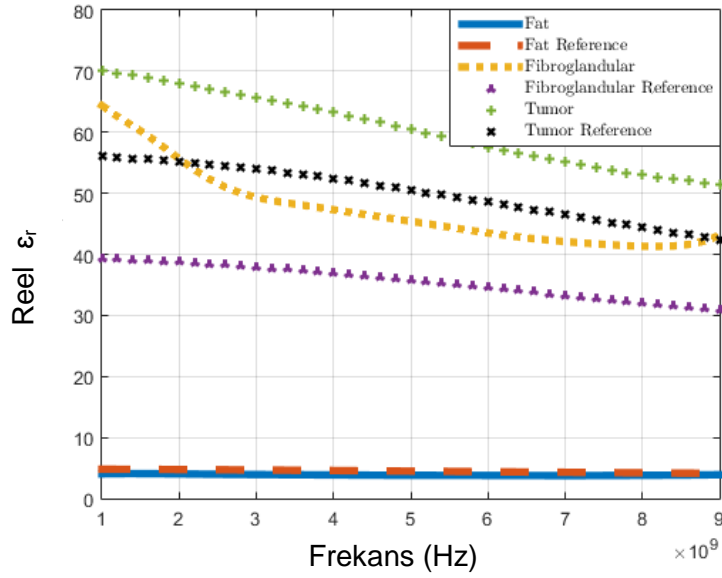


Şekil 5: Dielektrik ölçüm sistemi.

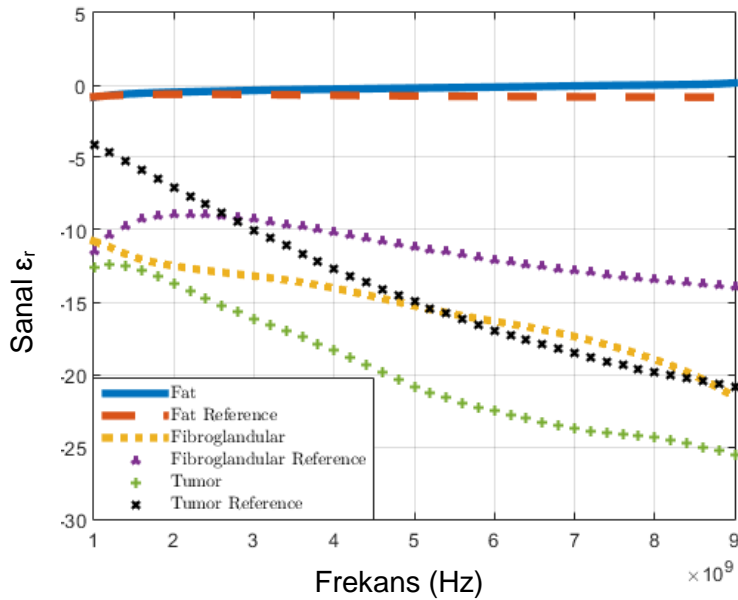
Ölçümler için falkon tüplerde hazırlanan yağ ve fibro-glandular fantomları üç parçaya ayrılmıştır. Her parçanın alt ve üst yüzeylerinden ölçümler alınmıştır. Her fantom için 6 ölçümün ortalaması fantomun dielektrik sabiti olarak kaydedilmiştir.

Bu çalışmada, öncelikle (Lazebnik vd., 2005)'te verilen açıklamalara göre fantomlar geliştirilmiş, ancak geliştirilen fibro-glandular ve tümör fantomların Young sabit değeri yüksek olduğu için (Croteau vd., 2009)'ye dayanarak elastikliği daha yüksek fantomlar geliştirilmiştir. Yağ fantomu sadece (Top vd., 2016)'e göre üretilmiştir. Çünkü bu fantomun elastik özelliği referans değerlerle birbirini tutmaktadır. Üretilen fantomların görece dielektrik sabiti ölçümü (Lazebnik vd., 2005)'e göre Şekil 6'da verilmiştir. Anlaşılacağı gibi bu fantomların dielektrik özellikleri biyolojik meme dokuları ile ilgili referans değerleriyle oldukça uyumludur (Lazebnik vd., 2007). Şekil 7'de (Madsen vd.,

2006)'ye göre üretilen fibroglandular ve tümör fantomların dielektrik özellikleri verilmiştir. Bu fantomların dielektrik özelliklerinin de insan meme dokularının dielektrik özellikleri ile uyumlu olduğu görülmektedir.

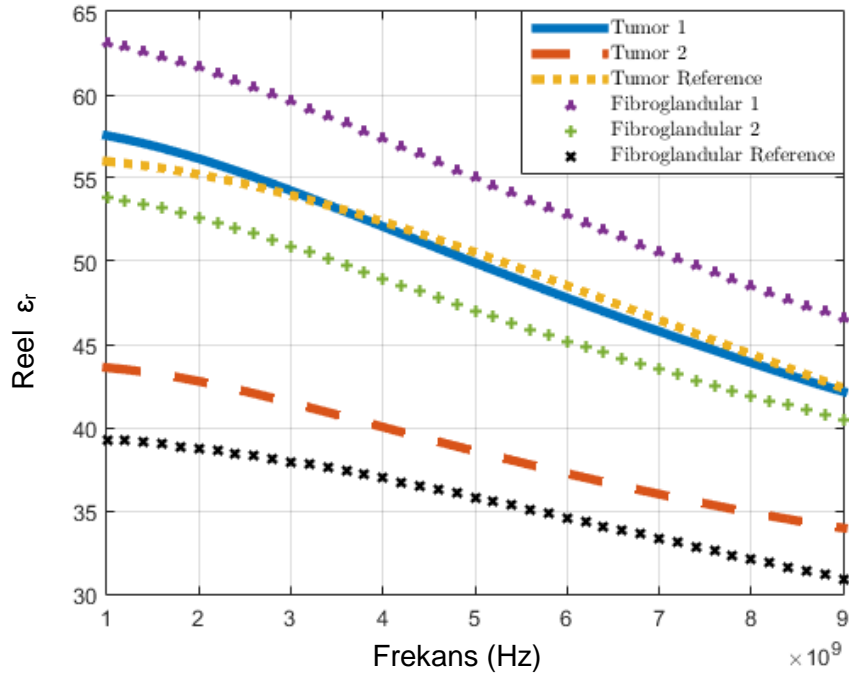


(a)

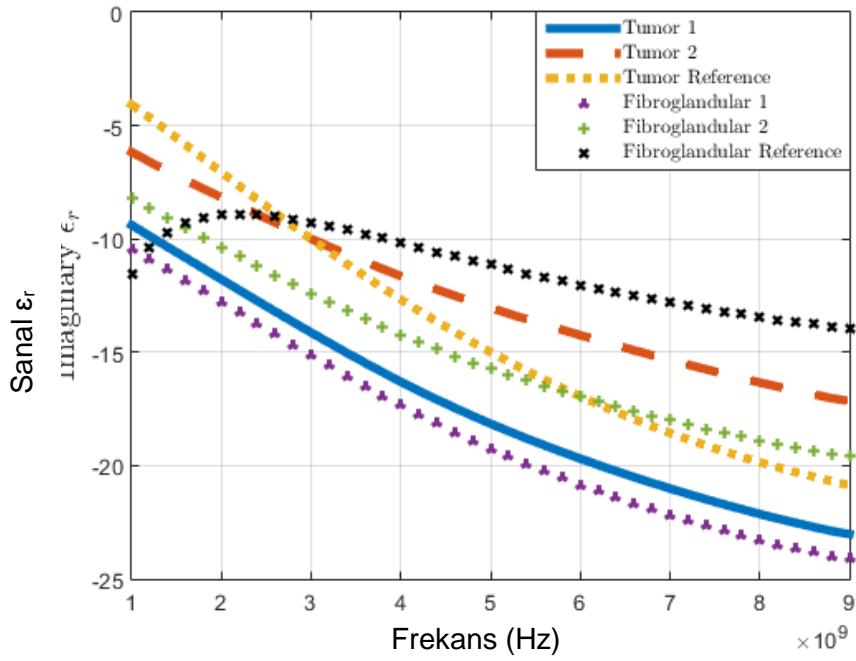


(b)

Şekil 6: Geliştirilen fantomların dielektrik sabiti ölçümleri ve insan meme dokularının referans değerleri (a) Gerçek  $\epsilon_r$  (b) Sanal  $\epsilon_r$ .



(a)



(b)

Şekil 7: Madsen vd., 2006 referansına göre geliştirilmiş fantomların dielektrik sabiti ölçümleri (a) Gerçek  $\epsilon_r$  (b) Sanal  $\epsilon_r$ .

### 3.2.3. Statik Elastiklik Ölçümü

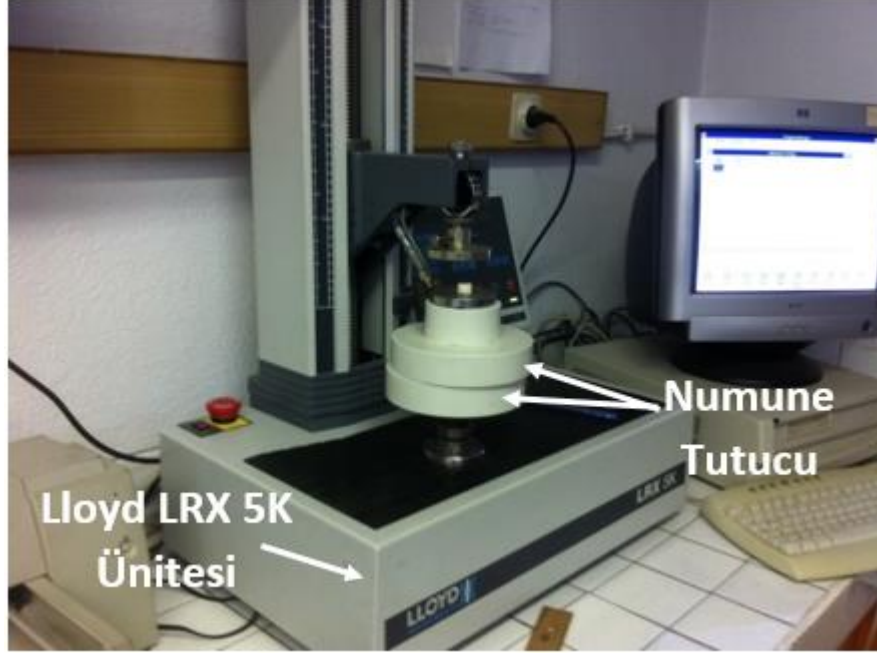
Yağ, tümör ve fibro-glandular fantomlar için statik sıkıştırma ölçümleri yapılmıştır. Fantom numunelerinin gerilim-gerinim (stress-strain) ilişkisini elde etmek için yapılan basınç testi ODTÜ BIOMATEN laboratuvarındaki Lloyd LRX 5K materyal test cihazı ile oda sıcaklığında yapılmıştır (Şekil 8). (Lazebnik vd., 2005)'den elde edilen test için numuneler çapı 15 mm ve yüksekliği 10 mm olan silindir şeklinde hazırlanmıştır. Basınç levhasının çapı 60 mm olarak seçilmiştir. Bu ölçümlerden gerilim-gerinim eğrisi elde edilmiş ve bu eğrinin ilk doğrusal kısmı Young's modül hesaplamasında kullanılmıştır:

$$\varepsilon = kS$$

Bu eşitlikte  $\varepsilon$  Young's (elastik) sabiti, k sabit değer ve S gerilme-deformasyon bağıntısının eğimidir. k sabiti hesaplamasında kullanılan referans 0.1 Hz de ölçülen tümör fantomunun Young sabitidir. Üretilen fantomların ölçülen esneklik değerleri ve gerçek dokuların referans ölçüm değerleri Tablo 3'te gösterilmiştir.

Tablo 3: Geliştirilen fantom örneklerinin ölçülen Young sabiti değerleri (Sabit basınç ölçümleri)

Fantom Tipi	Ölçülen $\varepsilon'$ (KPa)	Referans $\varepsilon'$ (KPa)
Yağ	4.32	3.25
Tümör	76.96	10.40-42.52
Fibro-Glandular	19.7	3.24



Şekil 8: Fantomların statik elastik özellik ölçümünde kullanılan Lloyd LRX 5K materyal test cihazı (METU BIOMATEN Laboratuvarı).

Yağ fantomun esnekliği referans değere benzer bulunmuştur. Fakat dinamik elastik ölçümlerinde olduğu gibi, tümör ve fibro-glandular fantomlar oldukça katıdır. Bu fark formaldehitin miktarı ve fantomları daha homojen yapmak için ekstra eklenen yüzey malzemesinden kaynaklanabilir. Bahsedildiği gibi bu deney sonuçlarını olumsuz şekilde etkileyecektir. Gerçek dokularla karşılaştırıldığında, aynı miktardaki mekanik güç için, bu fantomlarda üretilen yer değiştirme (displacement) küçük olacaktır.

Daha yumuşak tümör ve fibro-glandular fantomlar geliştirmek için (Madsen vd., 2006)'de verilen açıklamalar takip edilmiştir. Üretilen tümör fantom 3 gün ısıtılmıştır. Isıtma süresinde eriyen fantom katılaşma için 2 gün oda sıcaklığına bırakılmıştır. Geliştirilen bu fantomlarla elastiklik ölçümleri tekrarlanmıştır. (Madsen vd., 2006)'ye göre üretilen tümör ve fibro-glandular fantomların ölçülen Young sabitleri Tablo 4'te verilmiştir.

Tablo 4: Geliştirilen fantom örneklerinin ölçülen Young sabiti değerleri (Statik basınç ölçümleri).

Fantom Tipi	$\epsilon'$ (KPa)	Referans $\epsilon'$ (KPa)
Tümör	42	10.40-42.52
Fibro-Glandular	10.15	3.24

İki ölçüm sonucundan, üretilen fibro-glandular ve tümör fantomlarının esnekliğinin önceden üretilen fantomlardan yüksek olduğu ve biyolojik meme dokuları ile ilgili olanlara yakın olduğu anlaşılmaktadır. HHMDG deneylerinde, geliştirilen her iki fantom homojen olmayan fantomları oluşturmak için kullanılmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Yağ, fibro-glandular ve tümör fantomlarını içeren deney çalışmaları için 5 farklı fantom geliştirilmiştir. Fantomların boyutları ve içerikleri hakkında detaylı bilgi aşağıda verilmiştir.

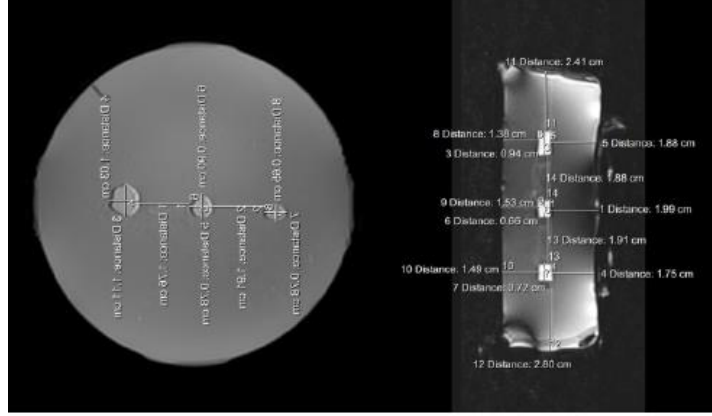
#### **Fantom-1 (Üç farklı boyutta tümör içeren yağ fantomu)**

Bu fantom, 11 mm çap ve 50 mm yüksekliği olan plastik bir kaptan hazırlanmıştır. Çapı ve yüksekliği 9 mm x mm, 5 mm x 4 mm ve 4,5 mm x 4 mm olan üç farklı boyuttaki tümör fantomu içermektedir. Öncelikle plastik kap yarısına kadar yağ fantomu ile doldurulmuş, bir gün katılaşması beklendikten sonra tümör fantomları yerleştirilmiş, üzerlerine tekrar yağ fantomu malzemesi dökülmüştür. Geliştirilen fantom ve MRI görüntüsü Şekil 9'da gösterilmiştir.





(a)



(b)

Şekil 9: (a) Yağ fantomu içinde üç farklı boyutta tümör içeren homojen olmayan fantom (b) MRI Tesla MRI System, Bilkent Üniversitesi UMRAM Araştırma Enstitüsünde yer alan 3 Tesla MRI Sisteminde çekilmiş MRI resmi.

### Fantom - 2

Kontrol amaçlı olarak, tümör içermeyen homojen bir yapıdan HHMDG veri profili elde etmek için homojen yağ fantomu geliştirilmiştir.

### Fantom-3

25 mm çap ve 7 mm yüksekliği olan fibro-glandular fantomun içinde 5.5 mm çap ve 7 mm yüksekliğe sahip tümör içeren yağ fantomu üretilmiştir (Şekil 10). Bu fantom yağ fantomunun yüzeyinin altındaki 25 mm lik katmana ve alt katmanın 20 mm üstündeki katmana yerleştirmiştir.



Şekil 10: 25 mm x 7 mm yükseklikteki fibro-glandular fantomun (şeklin sağındaki sarı kesikli çizgili çember) içinde 5.5 mm x 7 mm yükseklikteki tümör içeren yağ fantom (şeklin sağındaki kırmızı kesikli çizgili çember). Fibro-glandular ve tümör fantomları yağ fantomunun üst yüzeyinden 25 mm altındadır.

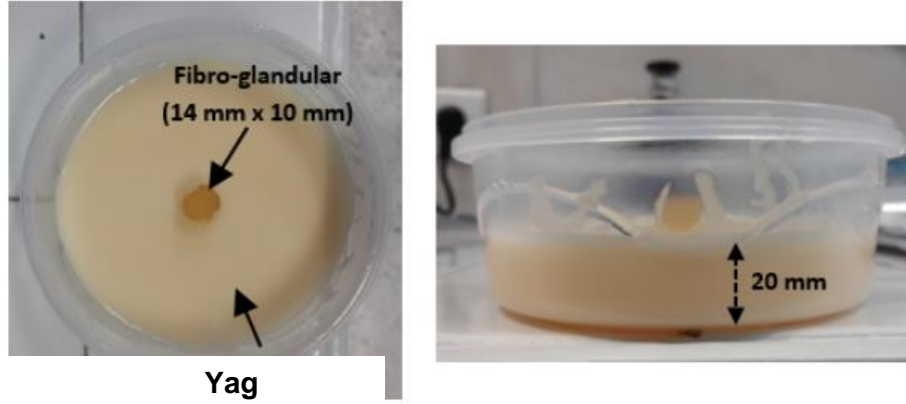
Üretilen tümör ve fibroglandular doku fantomlarının elastik (Tablo 5) ve dielektrik özellikleri ölçülmüştür. Fantomların dielektrik özellikleri referans değerlerle (Lazebnik vd., 2007) tutarlıdır.

Tablo 5: Tümör ve fibro-glandular fantomların elastik özellikleri.

	Young Modulus (kPa)	
	Tümör	Fibroglandular
Ölçümler	44.5	19.7
Referans	10.40-42.52	3.32

#### Fantom-4

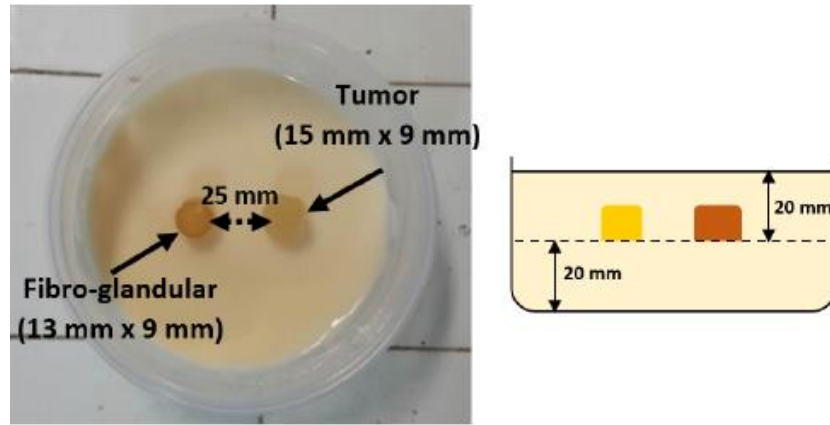
Yağ fantomunun (Şekil 11) içinde 14 mm çap ve 9 mm yüksekliği olan fibro-glandular içeren homojen olmayan bir fantom geliştirilmiştir. Fibro-glandular özellikli malzeme, fantom kap tabanının 20 mm üstünde ve üst yüzeyin 20 mm altındaki yağ fantomun içine yerleştirilmiştir.



Şekil 11: Homojen olmayan fantom. 14 mm x 9 mm yükseklikte fibro-glandular fantomun yağ fantomu kap tabanının 20 mm yukarısına yerleştirilmiş hali.

### Fantom-5

Yaklaşık aynı boyutta fibro-glandular ve tümör fantom malzemeleri içeren bir fantom geliştirilmiştir (Şekil 12). 13 mm x 9 mm fibro-glandular ve 15 mm x 9 mm tümör fantomları yağ fantomu içinde birbirinden 25 mm ayrı olacak şekilde yerleştirilmiştir.



Şekil 12: 25 mm aralıkla yerleştirilmiş Fibro glandular (13 mm x 9 mm) ve tümör ( 15 mm x 9 mm) içeren yağ fantomu. Bu fantomlar yağ fantomunun yüzeyinin 20 mm aşağısına ve kap tabanının 20 mm yukarısına yerleştirilmiştir.

### 3.3. Sayısal Benzetim Çalışmaları

Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme (HMMDI) yöntemi ile benzetimler gerçekçi sayısal fantom üzerinde akustik, mekanik ve elektromanyetik problemleri art arda çözülerek yapılmıştır. Bu yöntemin ileri mekanik ve elektromanyetik problemlerinin benzetimi için zaman- alanında sonlu-farklar (Finite Difference Time Domain, FDTD) çözücüsü geliştirilmiştir. Doppler verisinin elde edilmesi için yeni bir yöntem geliştirilmiştir. Geliştirilen çözücülerle çizgisel tarama durumu için Doppler verisi elde edilmiş ancak üç boyutlu görüntü elde edilememiştir. Bu durum çözüm süresinin uzun olmasından kaynaklanmaktadır (Top, 2013). Önerilen proje kapsamında üç boyutlu tarama durumunda elde edilecek Doppler verisinin alınması hedeflenmektedir. Bu nedenle FDTD çözücülerin hızlandırılması gerekmektedir.

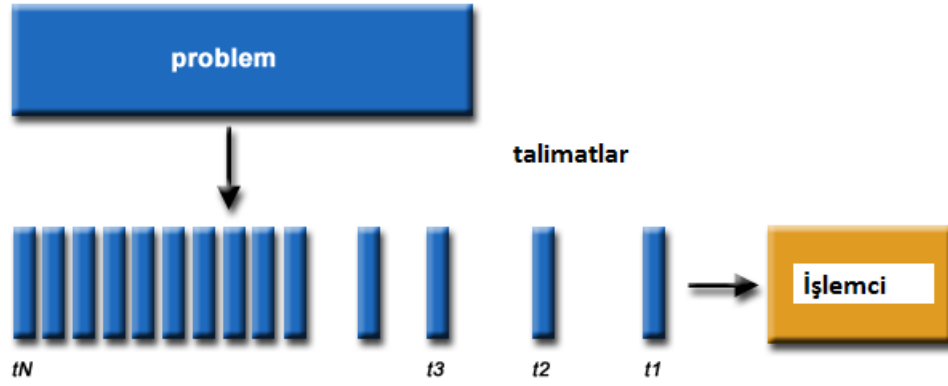
Yapılan çalışmalarda 3-boyutlu (3B) FDTD denklemlerinin hangi şekilde hızlandırılacağına yönelik literatür araştırmaları yapılmış, hızlandırmanın MATLAB dilinde ve metot olarak MPI (Message Passing Interface) ara yüzünün kullanılması yönünde adımlar atılmıştır. Ayrıca bu yazılımın geliştirilebilmesi için GPU kartına sahip olan bir iş istasyonu satın alımı yapılmıştır. Yazılım için gerekli olan algoritma yapıları ortaya konulmuştur.

Kod hızlandırılmasında en önemli etkenlerden biri donanım performansıdır. Bu performansı sağlamak için çok çekirdekli işlemciye sahip bir bilgisayarın yanı sıra ek donanım olarak GPU kartı üzerinden programlama yapılmasına karar verilmiştir. Bu donanımın tercih sebebi hızlandırma şeklinin paralel programlama yöntemi olmasıdır. Bir işlemin aynı anda farklı çekirdekler üzerinde paralel olarak yapılabilmesi amaçlanmaktadır. GPU kartının avantajı paralel bir şekilde çalışmaya odaklı bir mimariye sahip binlerce küçük çekirdeğe sahip olmasıdır.

Genel olarak bir kodun bilgisayar üzerinde uygulanması incelendiğinde, 2 temel programlama çeşidi öne çıkmaktadır. Bu 2 temel çeşit programlamayı birleştirerek kod istenilen şekilde işlenebilmektedir. Genel olarak programlama çeşitleri seri ve paralel programlama olarak ikiye ayrılmaktadır. Bu çeşitleri ayrıntılı inceleyecek olursak;

Seri Programlamada;

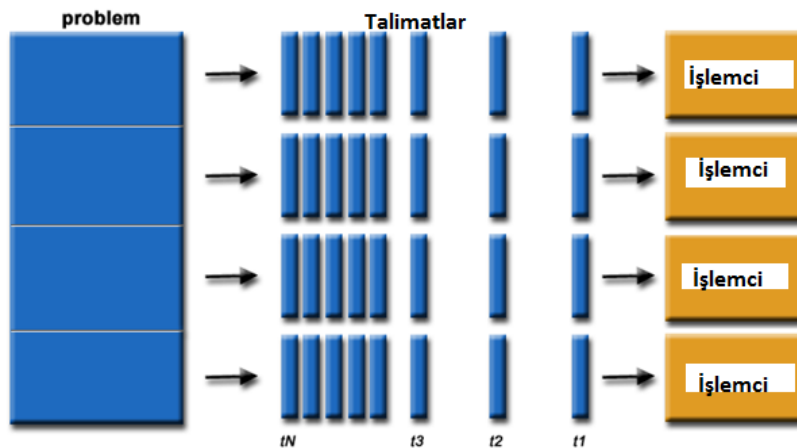
- Problem öncelikle seri olarak çözülebilecek işlemlere ayrılmalıdır.
- Bu işlemler art arda sırayla çözülecektir.
- Bütün işlemler tek işlemcide çözülecektir.
- Aynı anda sadece bir işlem çözülebilmektedir.



Şekil 13: Seri Programlama Diyagramı.

Paralel Programlamada yapılması gerekenler ise şu şekildedir:

- En basit anlamda, paralel programlama bir sayısal problemin çoklu işlem kaynaklarını aynı anda kullanarak çözümlenebilir.
- Problem aynı anda çözülebilecek şekilde ayrı bölümlere parçalanır.
- Her bölüm kendi içinde seri işlemlere ayrılır.
- Bu işlemler farklı işlemciler üzerinde aynı anda çözümlenir.
- Bütünsel kontrol/koordinasyon mekanizması uygulanmış olur.



Şekil 14: Paralel Programlama Diyagramı.

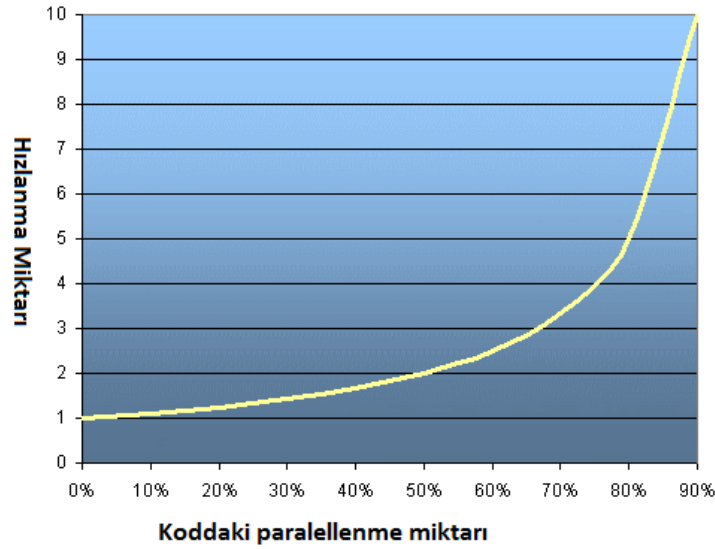
Paralel programlama sayesinde yapılacak işlemler parçalanıp aynı anda birden çok işlemci üzerinde işlenerek hız artımı sağlanabilir (Barney,B, 2017a).

### 3.3.1. Paralel Proglamlamanın Limitleri ve Maliyetleri

Amdahl's yasasına göre bir programın paralel hale getirilmesiyle oluşan hız artışı şu formül ile hesaplanabilir:

$$\text{Hızlanma katsayısı} = \frac{1}{1 - P}$$

Bu denklemde P paralellenen kod yüzdesini belirtmektedir. Eğer kodda hiçbir paralellenme yapılmayacaksa, P=0 ve hızlanma değeri 1'dir (Hızlanma yoktur.). Tüm kod paralelleniyorsa, P=1 ve hızlanma değeri teorik olarak sonsuzdur. Eğer kodun %50 si paralelleniyorsa P=0.5 ve hızlanma değeri 2'dir (Şekil 15).



Şekil 15: Paralellenen kod yüzdesi-Hızlanma Grafiği (NVIDIA, 2017).

Bu yapıya işlemci sayısı da dâhil ederek kullanılan model şu hale getirilebilir:

$$\text{Hızlanma Katsayısı} = \frac{1}{\frac{P}{N} + S}$$

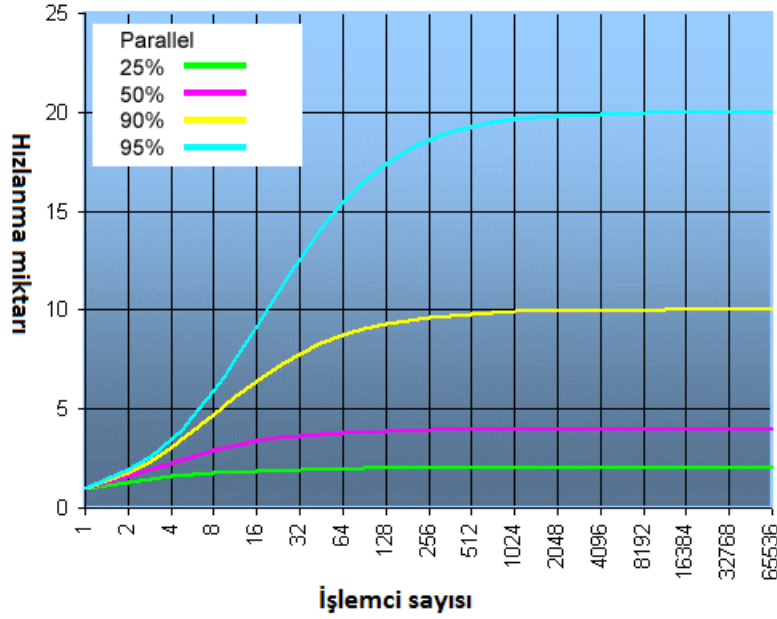
Bu denklemde yer alan parametreler:

P= Paralellenen kod yüzdesi

N= İşlemci Sayısı

S= Seri olarak kullanılan kod yüzdesidir.

İşlemci sayısını ve paralel hale getirilen kod yüzdesini değiştirerek hızlandırma miktarı değiştirilebilir (Şekil 16) (NVIDIA, 2017).



Şekil 16: İşlemci sayısının hızlanmaya etkisi (NVIDIA, 2017).

Paralel programlama genel olarak 2 farklı donanım yolu ile yapılır. Bunlar:

- Çok çekirdekli/işlemcili bilgisayar
- Herhangi bir sayıda bilgisayarla oluşan bir network

Ayrıca çok çekirdekli işlemcilerin yanında paralel hale getirilme işleminde kullanılabilecek grafik işlemci birimleri (GPU) vardır. Bu birimlerin kullanımı hızlanmayı büyük bir oranda artırabilmektedirler.

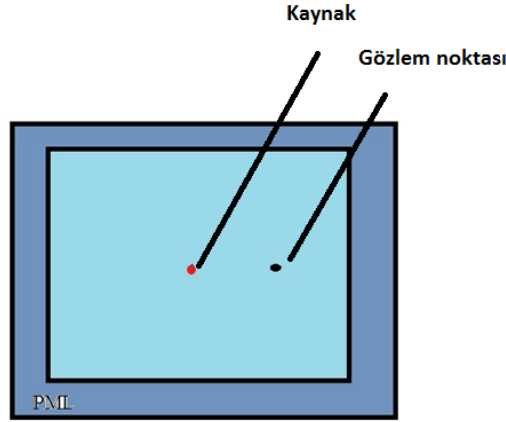
### 3.3.2. HMMDG için Hazırlanan Donanım Altyapısı

Paralel programlamada en iyi hıza ulaşmak için donanım çeşidi olarak GPU destekli çok çekirdekli bir bilgisayar gerekmektedir. Bunun için HMMDI projesi dahilinde 12 çekirdeğe ve 2 CPU

haznesine sahip HP Z820 iş istasyonu satın alımı gerçekleştirilmiştir. Bunun yanında donanımı güçlendirmek için TESLA K20 modeli GPU kartı satın alımı yapılmıştır. Yüksek özellikli GPU kartı kullanımı için iş istasyonları kullanılması GPU kartının performansını tam aktarmasını sağlayacaktır. Kullanılan Tesla K20 GPU kartında 2496 adet paralel çalışmaya odaklı küçük çekirdekler bulunmaktadır. Bu da yüksek bir paralelleme gücü vermektedir. Bu iki altyapının birleştirilerek paralel programlama gücünü ciddi bir şekilde artırarak, yazılım için en etkili alt yapının kurulması hedeflenmiştir.

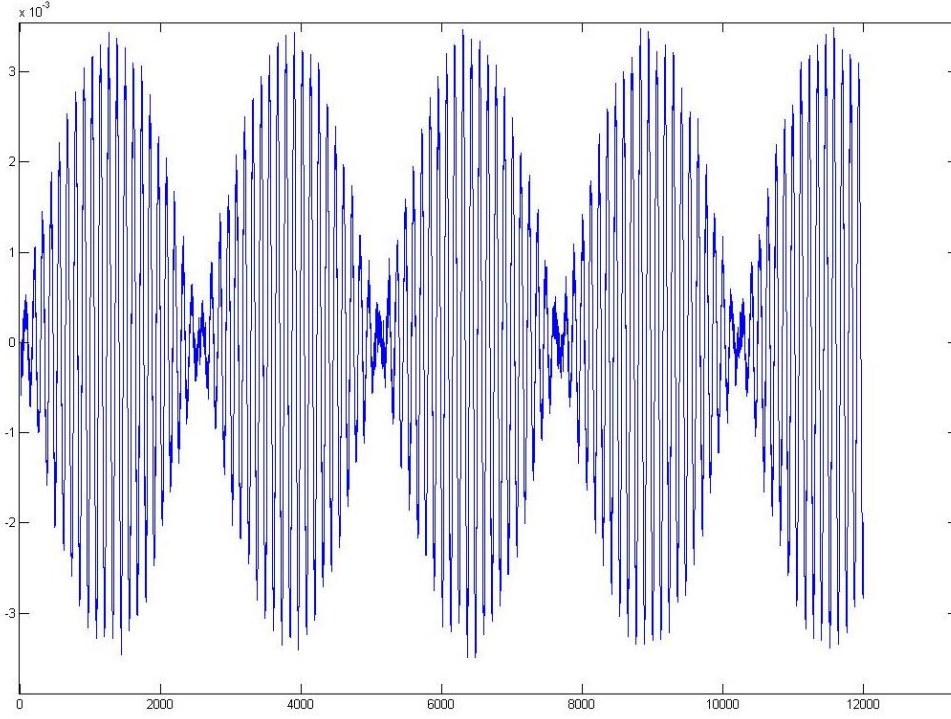
### 3.3.3. HMMDG için Hazırlanan Yazılım Altyapısı

HMMDI metodunda vücuttaki doku örneği modellenerek bu model hakkındaki elektromanyetik problemler 3 boyutlu FDTD metoduyla çözümlenmektedir. Bunun için FDTD denklemleri sınırlarda yer alan yansımaları absorbe edecek şekilde özelleştirilmelidir. Bunu sağlamak için CPML (Convolutional perfectly match layer) metodu kullanılmıştır. Bu metotla birlikte sınır tabakaları mükemmel uyumlu tabaka haline getirilerek gelen dalganın geri yansıması engellenmektedir. Bu tabakanın doğrulanması için 10x10x10 grid sayısına sahip bir küp modellenmiş ve küpün tam orta koordinatlarında (5, 5, 5) nokta kaynak konulmuştur. Gözlem yeri ve kaynağın periyodunu değiştirilerek CPML tabakasının performansı incelenmiştir (Şekil 17-Şekil 23).

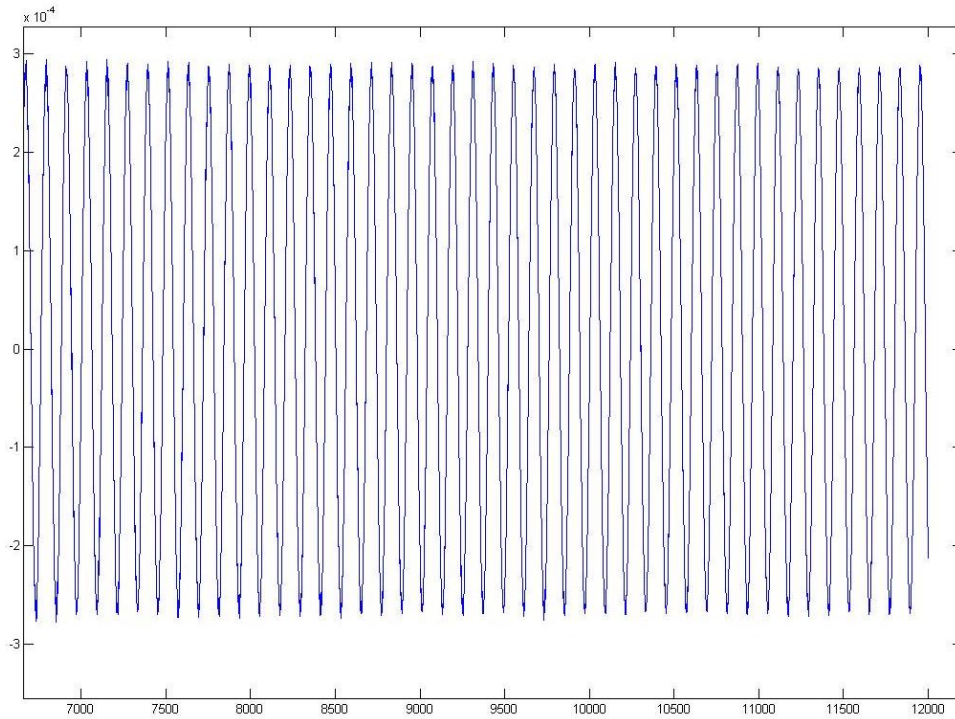


Şekil 17: CPML test altyapısı.

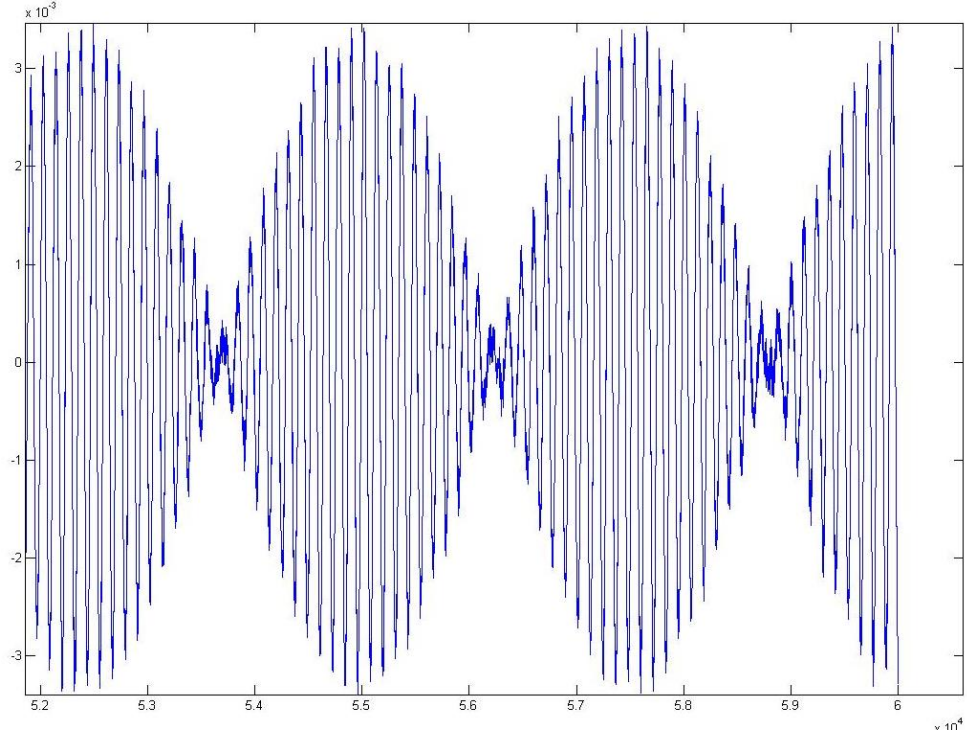




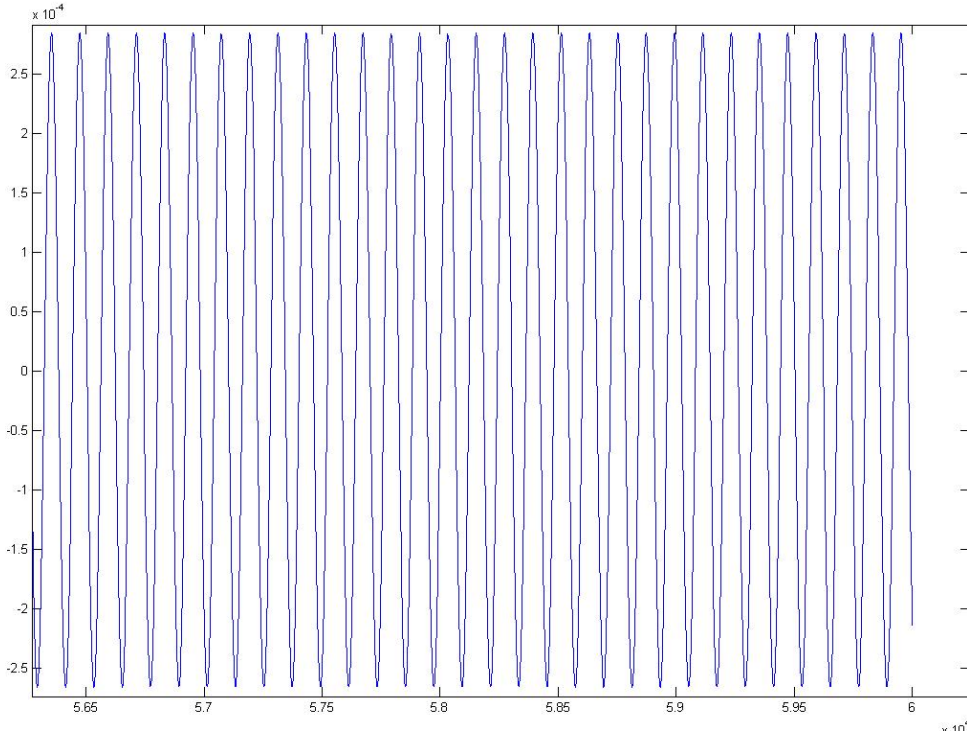
Şekil 18: Gözlem yeri = (6, 6, 6), Kaynak=100 periyot sinüs, CPML kullanmadan.



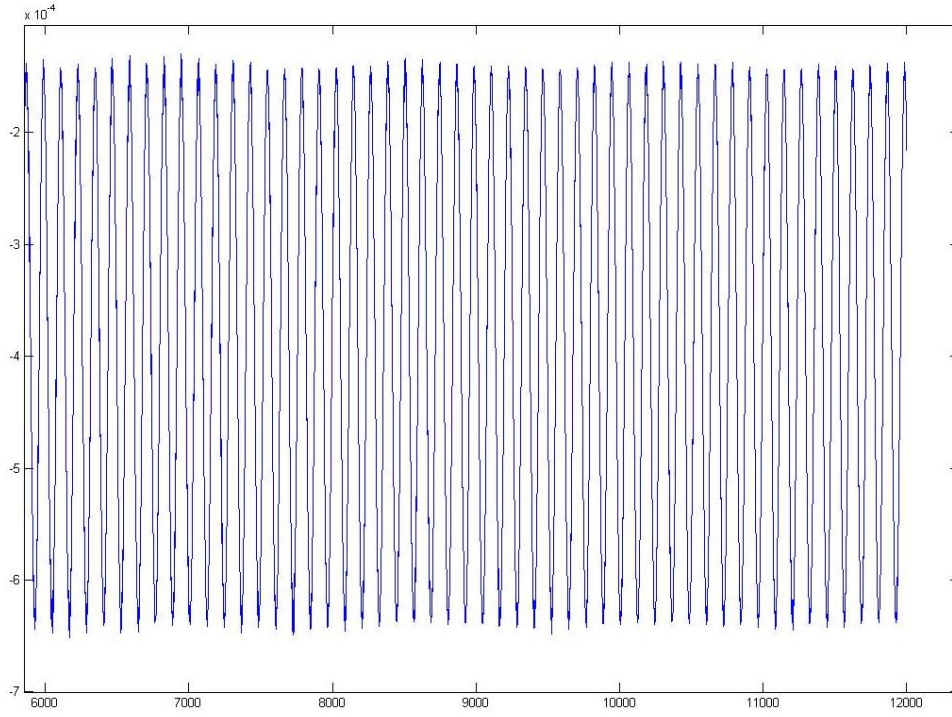
Şekil 19: Gözlem yeri = (6, 6, 6), Kaynak=100 periyot sinüs, CPML kullanarak.



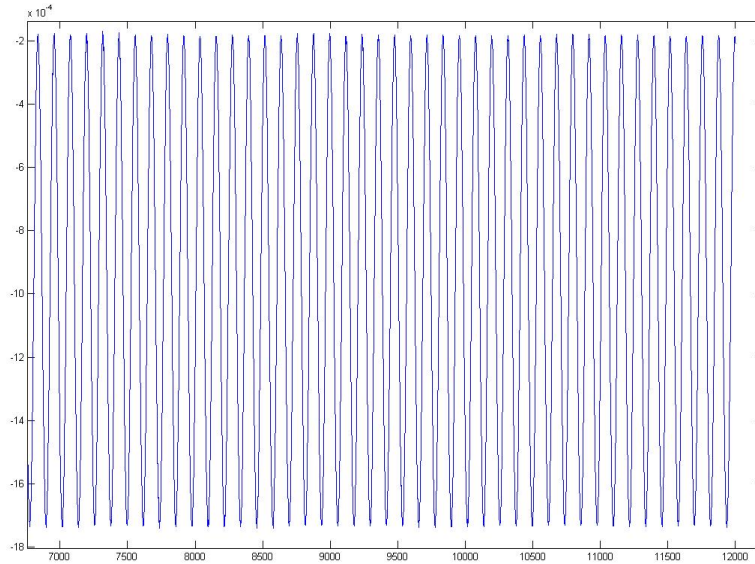
Şekil 20: Gözlem yeri = (6, 6, 6), Kaynak=500 periyot sinüs, CPML kullanmadan.



Şekil 21: Gözlem yeri = (6, 6, 6), Kaynak=500 periyot sinüs, CPML kullanarak.



Şekil 22: Gözlem yeri = (6, 6, 7), Kaynak=100 periyot sinüs, CPML kullanarak.

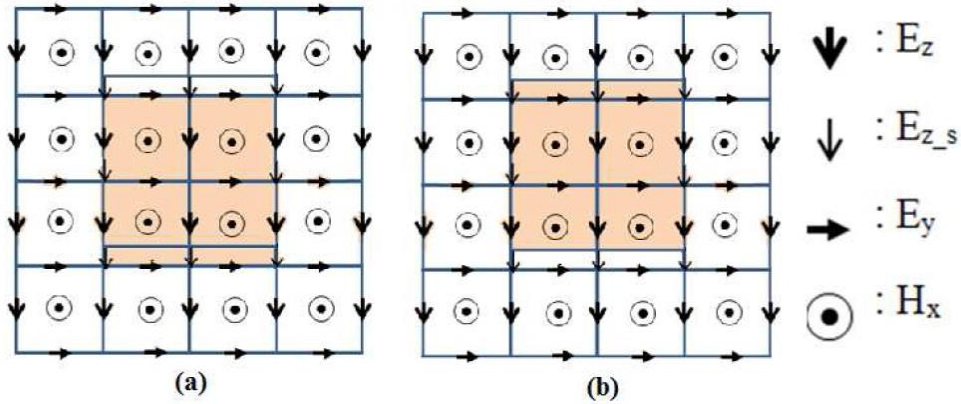


Şekil 23: Gözlem yeri = (6, 6, 8), Kaynak=100 periyot sinüs, CPML kullanarak.

Sonuçlar incelendiğinde CPML kullanılmayan deneylerde sinüs dalga formunun sınırdan oluşan yansımalarından dolayı genel olarak bozulduğu görülmektedir. Çünkü gelen sinüs dalgası yansıyan sinüs dalgasıyla girişim yapmaktadır. Bunun yanında CPML kullanılan deneylerde geri yansımanın bozucu etkisi görülmemektedir. Kaynaktaki sinüsün uygulama periyodu artırıldığında da sonuçların değişmediği görülmektedir. Kaynakla sınır arasında farklı yerlerde de gözlem yapılarak CPML'in etkisi doğrulanmıştır.

### Alt Hücre Metodu Kullanımı

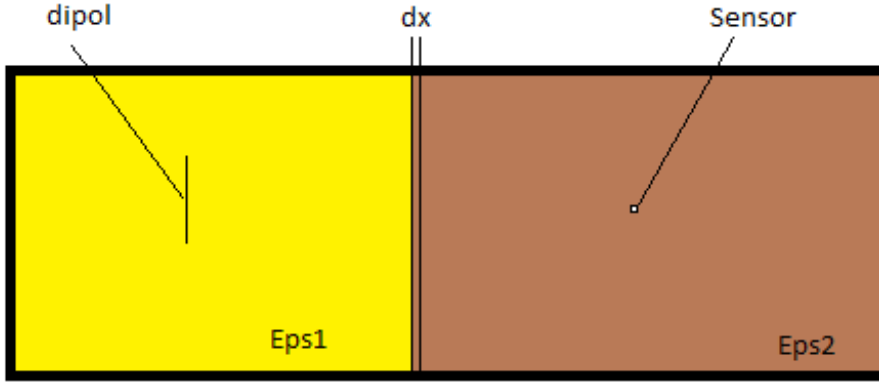
HHMDG metodu benzetim yönteminde kullanılan 3 boyutlu FDTD modelinde bir diğer problem ise titreşen tümör hücrelerinin sınır değerlerinin değişmesidir. Tümör hücresi titreştiğinde mevcut hücrenin sınırı yakınındaki hücrenin sınırları içerisine kayar. Fakat bu kaymalar mikrometreler derecesinde küçük olmaktadır. Bu kaymaları benzetimlerde hesaba katabilmek için FDTD denklemlerinin güncellenmesi gerekmektedir. Bunun için ince film alt hücre metodu kullanılmıştır.



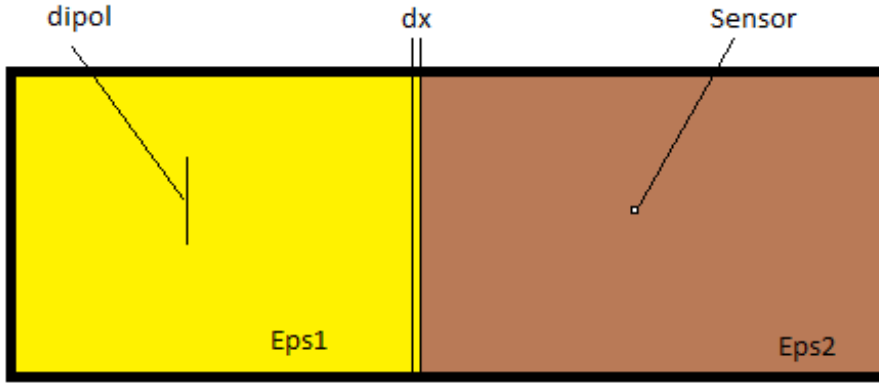
Şekil 24: İnce film alt hücre metodu geometrisi (Top, 2013).

İnce film alt-hücre (thin-film sub-cell) metodunda filmi içeren FDTD hücreleri özelleştirilerek elektromanyetik alan bileşenlerinin güncelleme denklemleri bu hücreler için farklılaşmaktadır. Eğer ışınım yönü z yönünde olursa  $E_z$  elektrik alan bileşeni süreksiz olduğundan  $E_z$  elektrik alan bileşeni özel hücrelerde  $E_z$  ve  $E_{z_s}$  olarak iki ayrılır. Sınıra teğet bileşenler süreksiz olmadığından ( $E_x$ ,  $E_y$ ,  $H_x$ ,  $H_y$ ) ayrılmalarına gerek yoktur. Dokudaki manyetik geçirgenlik her yerde aynı olduğundan  $H_z$  manyetik alan bileşeni de süreklidir ve farklı bileşenlere ayrılmamıştır (Top, 2013).

Bu metot kodlanarak uygulanmış ve doğruluğu test edilmiştir. Bunun için dielektriği farklı iki malzemenin çok az miktarda birbiri içine kayması sağlanmış ve faz değişimi incelenerek analitik sonuçlarla karşılaştırılmıştır.



simulasyon 1



simulasyon 2

Şekil 25: İnce film alt hücre methodu test geometrisi.

İlk simulasyonda eps1'li dielektrik yapının ortasına bir dipol kaynak konulmuş; eps2'li dielektrik yapının ortasına bir sensör yerleştirilmiştir. Şekil 25'te dx değişkeni eps1'li ortamın eps2'li ortamın içine kayma miktarıdır. İlk olarak kayma olmadan dx=0 için benzetim yapılmış ve elektrik alan kaydedilmiştir. Bunun ardından dx i mikrometreler cinsinden değerler atanarak elektrik alan kaydedilmiş, aradaki faz farkı hesaplanmış ve doğrulanmıştır.

### 3.3.4. Paralleleme Altyapılarının Oluşturulması

Önceki kısımlarda bahsedildiği gibi HHMDG yönteminde kullanılan FDTD çözücülerini geliştirmek için en etkili yöntem paralel programlamadır. Kullanılan yöntem FDTD çözümü olduğu için ve bu da birbiriyle etkileşimli tekrarlamalı sonuçlar gerektirdiği için düz bir paralel programlama algoritması kullanılamamaktadır. Programlama işlemini kolaylaştırmak ve hazır kütüphanelerinden faydalanmak için MATLAB ortamında çalışma yapmaya karar verilmiştir. MATLAB'ın kendi içinde sahip olduğu hem GPU hem de MPI için özel fonksiyonları ve yöntemlerinin bulunmaktadır. Bunun yanında elde edilen sonuçları simüle etmekte de MATLAB büyük kolaylık sağlamaktadır.

Matlab'ın paralel programlama için özel bir araç çubuğu ve bunlar için de özel kullanılacak komutlar ve fonksiyonlar bulunmaktadır. Bu komutlar incelendiğinde önemli komut olarak "parfor" komutu çıkmaktadır. "parfor" komutunun standart "for" döngüsünden yapı olarak hiçbir farkı yoktur. Ancak "parfor" komutu her bir döngü içinde yer alan işlemleri aynı anda farklı işlemciler üzerinde gerçekleştirilmesini sağlamaktadır. Başka bir ifadeyle paralelleme işlemini sağlayabilmektedir. Bu da bir hız artışı sağlamaktadır. Fakat eğer bir döngü içindeki işlem diğer döngünün içindeki bir sonucu etkiliyorsa, bu kullanım hataya yol açacaktır. Çünkü bütün döngüler rastgele bir şekilde işlemcilerle dağıtılmaktadır. Bu nedenle bu komut iteratif işlemler için uygun bir yöntem değildir. FDTD algoritmaları genel olarak iteratif işlemlerden oluştuğu için en genel yöntem olan "parfor" un kullanımı asgari seviyede kalacaktır. "parfor" un kullanım yerleri sadece en başta yer alan değişken atamaları ve iterasyon içermeyen kısa döngüleri olacaktır. MATLAB'da paralel işlem yapmak istendiğinde belli komutlarla paralel işlem yapılan çekirdekleri kullanmak adına kanal açma işlemlerinin yapılması gerekmektedir. Kaç tane çekirdek kullanmak isteniyorsa o kadar kanal açılması gerekmektedir. Bu kanalları açmak da belli bir süre gerektirmektedir. "parfor" ile iterasyon içermeyen bir döngü hızlandırılmak istense bile yapılan işlem süresinin üzerine kanal açma süresini de eklemek gerekmektedir. Eğer bu toplam süre standart for döngüsü süresinden uzun sürüyorsa bu komutun kodun hızlanmasında olumlu bir etkisi olmayacaktır. Yazılan kod içinde bu denemeler yapıp ona göre hangi döngü çeşidinin kullanılacağına karar verilmiştir.

GPU'nun hızlandırma üzerinde ne kadar etkili olduğu deneysel olarak gözlemlenmiştir. Donanımda GPU olarak TESLA K20, CPU olarak 12 işlemcili Intel Xeon E5-2695 v2 2.4 GHz kullanılmıştır. MATLAB'da yazılan bir kodda bir "for" döngüsü içinde çeşitli diziler yer almaktadır. MATLAB'da yer alan bir hazır tanımlama çeşidiyle CPU'da yer alan, yani bilgisayarın ana işlemcisindeki adreslerde kaydedilen dizi elemanlarını GPU kartının içinde yer alan çekirdeklere

aktarılması sağlanabilmektedir. Bu hazır komut "gpuarray" olarak isimlendirilmektedir. Hiç bir paralelleme işlemi yapmadan aynı döngü CPU ve GPU üzerinde çalıştırıldığında hesaplama süreleri arasında ciddi farklar bulunmaktadır. Sonuçlar iterasyon sayılarına göre Tablo 10'da verilmektedir.

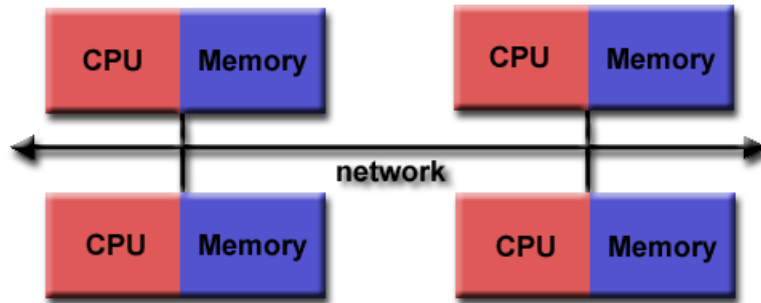
Tablo 6: CPU ve GPU üzerindeki sürelerin karşılaştırılması

İterasyon sayısı	CPU üzerindeki süre	GPU üzerindeki süre
500	5.691708	0.981196
1500	16.837937	2.939516
10000	111.464373	19.092424

### MPI ile Programlama

MPI (Message Passing Interface) bir bilgisayar iletişim protokolüdür. Dağınık bellekli bir sistemde paralel program koşan düğümlerin arasındaki iletişim için kullanılan fiilen standart bir protokoldür.

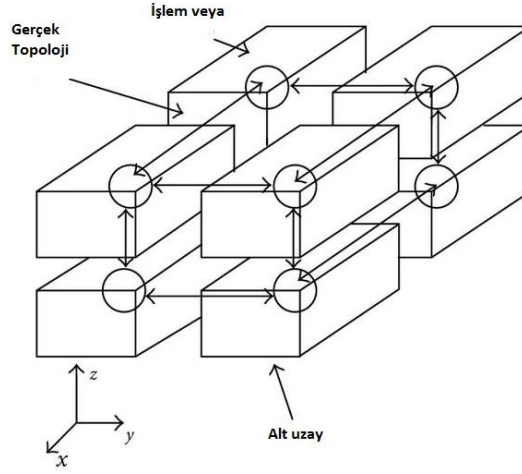
MPI modellemesinde data bir işlemin adresinden diğer işleme yardımlaşmalı işlemler yoluyla aktarılır. MPI dağınık hafıza yapıları için tasarlanmıştır. Dağınık hafıza yapısı farklı CPUların hafızaları arasında bir ağ yapısı kurulmasıyla oluşur.



Şekil 26: Dağınık Hafıza Yapısı (Barney, 2017b)

Kartezyen koordinatlar üzerinde bulunan FDTD işlemleri kolayca birçok alt uzaylara bölünebilir ve her işlemci paralel olarak bir veya birkaç alt uzaydan sorumlu olabilir. FDTD algoritmasını paralel

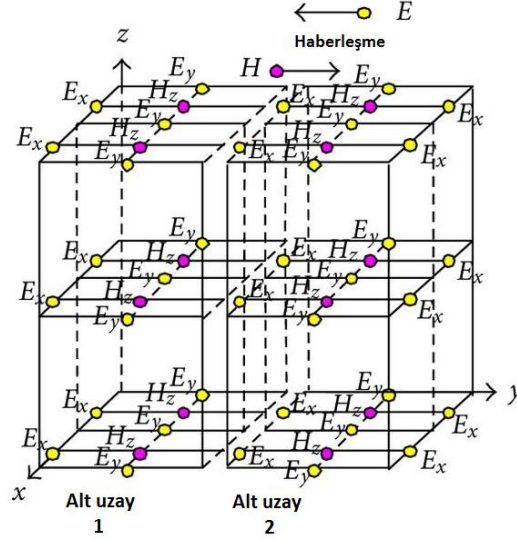
olarak çalıştırmak için MPI ile birleştirilir. MPI fonksiyonları birbiriyle komşu durumunda olan alt uzayların sınırlarında yer alan teğetsel elektrik ve manyetik alanların birbiriyle değiştirilmesini sağlar. MPI tabanlı programlamanın temel problemi mevcut görevleri işlemcilerle hangi şekilde dağıtılmasının karar verilmesidir. Bu kararda her işlemcinin yeteneği ve işlemciler arasındaki iletişimi azaltmak çok önemlidir. İletişim zamanı bazı durumlarda işlem zamanından daha uzun sürebilmektedir. Bunun için iletişim miktarına çok dikkat edilmelidir. FDTD paralelizasyonu komşu ardışık dikdörtgenel alt uzayların problem geometrisinde uzaysal ayrışmasına dayanır. İşlem uzayı 3 boyutta eşit parçalara bölünebilir ve paralel sistemde her işlemci bir veya daha fazla alt uzayla ilgilenir (Barney, B. 2017b).



Şekil 27: Alt uzay geometrisi (Barney, 2017b)

Her alt uzay o alt uzayla ilgili alan hesaplamalarının yapıldığı düğüm noktasını temsil eder. Alt uzaylar arasında kalan bölgelerin alan değerlerini güncellemek için, komşu işlemciler arasında veri alışverişini sağlamak gereklidir.

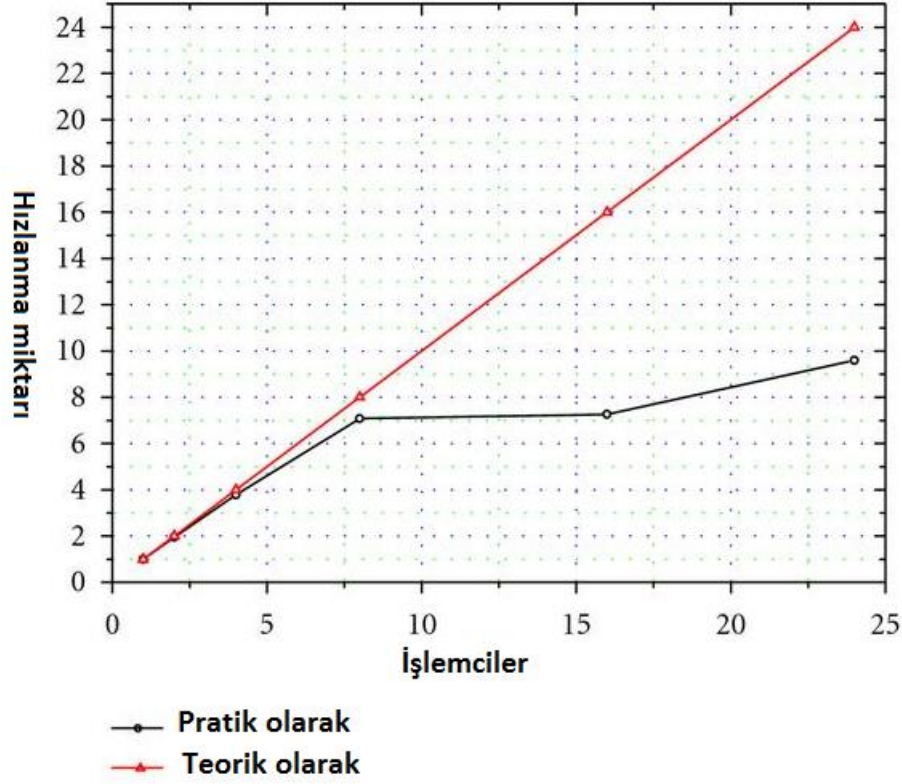




Şekil 28: Alt uzaylar arasındaki haberleşme (Barney, 2017b)

FDTD algoritması paralel bir sistemde çalışmak için MPI ile birleştirilmiştir. MPI fonksiyonları birbirlerine yakın komşu alt uzaylar arasındaki teğetsel elektrik ve manyetik alanları değiştirerek hesaplamadan sorumludur.

FDTD kodu paralellenmesinde dikkat edilmesi gereken en önemli hususlardan biri paralel verimliliğidir. Yapılan araştırmalara göre işlemci sayısının artması paralel verimliliği azaltmaktadır. Daha fazla işlemci kullanılması daha fazla hız elde edileceği anlamına gelmemektedir. Bunun nedeni işlemci sayısı arttıkça, işlemciler arası yapılan veri transferinin artması ve bunun sonucu olarak da iletişim zamanının artmasıdır. Şekil 29'daki örnekte işlemci sayısına göre hız artışının teorik ve deneysel sonuçları verilmiştir (He vd. 2012). Belli sayıda işlemciyle hızda doğrusal bir artış sağlanırken daha fazla işlemcide artışın giderek azaldığı saptanmıştır.



Şekil 29: İşlemci sayısı hızlanma miktarı ilişkisi (49 He vd., 2012).

3 boyutlu FDTD çözümünde bir diğer önemli etken sanal topolojidir. 3 boyutlu denklem çözümlerinde her boyut için farklı işlemciler görevlendirilmektedir. x, y ve z eksenlerinde yapılan çözümlerde her boyutta kullanılan işlemci sayısı hızdaki artış miktarını etkiler. 3 ekseninde kullanılan topoloji şu şekilde temsil edilebilir: Eğer bir eksen için 1 sayısı kullanılıyorsa, o ekseninde paralel hale getirilme olmadığı anlamına gelir. Eğer 1 den büyük bir sayı kullanılıyorsa, o ekseninde o sayı kadar paralel yapı kullanıldığı anlaşılır. Örnek olarak 144x144x144 birimden oluşan bir küpün çözümünde elde edilen sonuçlar Tablo 7’de verilmiştir.

Tablo 7: Gerçek topoloji hesaplama süresi arasındaki ilişki (He vd. 2012)

Çekirdek Sayısı	Gerçek Topoloji (XxYxZ)	Hesaplama Süresi (Saniye olarak)
1	1 × 1 × 1	646.25
2	2 × 1 × 1	330.75
4	4 × 1 × 1	172.25
4	2 × 2 × 1	170.88
8	8 × 1 × 1	98.38
8	4 × 2 × 1	92.75
8	2 × 2 × 2	91.25
16	8 × 2 × 1	95.12
16	4 × 4 × 1	91.38
16	4 × 2 × 2	89.00
24	8 × 3 × 1	69.38
24	4 × 3 × 2	67.38

Örnekten anlaşıldığı üzere farklı boyutlarda yapılan paralellemler farklı hız artışları ortaya koymuştur. Aynı büyüklükteki bir problemde yalnızca 1 boyutta 4 adet paralel yapı kullanılmasıyla, 2 boyutta ikişer adet paralel yapı kullanılması yaklaşık aynı hesaplama süresini getirmiştir. Fakat farklı grid sayılarına göre hangi boyutta ne kadar işlemcinin kullanılıp en fazla hızın elde edilebilmesi ayrı bir problemdir. Hızlanma miktarını ifade edebilmek için aynı anda işlemciler üzerinde işlem gören grid sayısını hesaplamak gereklidir. Bu hesap aşağıda verilen formül ile yapılmaktadır:

$$(nx - 1) \times b \times c + (ny - 1) \times a \times c + (nz - 1) \times a \times b$$

Bu formülde, nx, ny, nz farklı boyutlarda kullanılan işlemci sayısını, a, b ve c ise her boyutta var olan grid sayısını göstermektedir. Grid boyutları 70x50x384 olan bir yapı kullanılırsa farklı boyutlarda yer alan farklı işlemci sayıları için Tablo 8'da verilen sonuçlar elde edilmektedir:

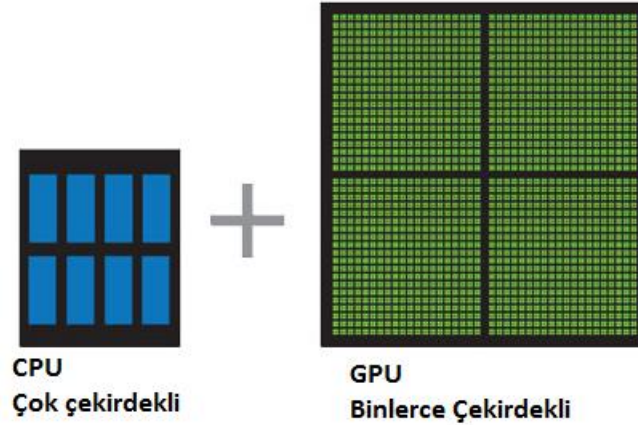
Tablo 8: Grid sayısı hesaplama süresi arasındaki ilişki (He vd., 2012).

Çekirdek Sayısı	Gerçek Topoloji(XxYxZ)	Toplam işlemciler arasında yer alan grid sayısı	Hesaplama Süresi (Saniye olarak)
8	1 × 1 × 8	24500	121.09
8	1 × 2 × 4	37380	124.56
8	2 × 1 × 4	29700	116.09
8	2 × 2 × 2	49580	118.00

Örnekten de anlaşıldığı gibi aynı sayıda işlemcinin farklı boyutlar üzerine farklı sayılarda dağıtılmasıyla farklı hesaplama süreleri elde edilmiştir. Minimum süre verilen denkleme göre hesaplanan en yüksek işlenen grid sayısına sahip olan konfigürasyonda elde edilmiştir.

### GPU ile Hızlandırılmış Programlama

GPU ile hızlandırılmış programlama grafik işleme biriminin (GPU) merkez işlemci birimiyle (CPU) birlikte bilimsel, analitik, mühendislik uygulamalarında kullanılmasıdır. CPU üzerinde bir miktar optimize edilmiş seri bir şekilde işleyen çekirdekler yer alırken, GPU paralel bir şekilde çalışmaya odaklı bir mimariye sahip binlerce küçük çekirdeğe sahiptir (Şekil 30).



Şekil 30: GPU ve CPU Karşılaştırma (Barney, B., 2017a)

Bu donanım ve geliştirilecek olan algoritma yapısı, 3B FDTD denklemlerini hızlandırmak amacıyla kullanılacaktır. Paralel programlamadaki amaç denklemlerde yer alan birbirine bağlı olmayan değerlerin farklı işlemciler veya çekirdekler üzerinde işlenerek çözüm süresinin kısaltılmasıdır.

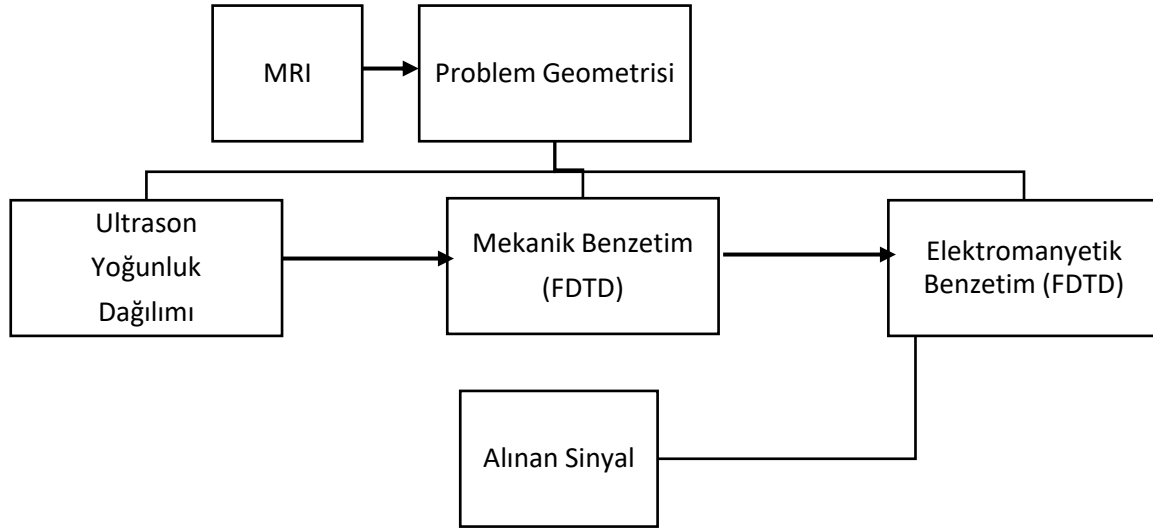
### **Vektörleştirme Yöntemi**

Genel olarak vektörleştirme metotları bir kodun yazma ve işleme işleyişini kolaylaştıran etmenlerdir. Yazılım dili Matlab'a göre vektörleşmenin bize sağladığı faydalar şu şekildedir:

1. **Görünüş:** Vektörleştirilmiş matematiksel kodlar kitaplarda bulunan matematiksel ifadeler gibidir. Bu görünüm de kodun anlaşılmasını çok kolaylaştırır.
2. **Daha az hata oranı:** Döngüler olmadan vektörleştirilmiş kodlar daha kısadır. Daha az sayıda satır içeren kodun hata yaratma oranı daha küçüktür.
3. **Performans:** Vektörleştirilmiş kodlar döngü içeren kodlara göre genellikle daha hızlı işleyiş gösterirler (Mathworks Inc, 2017).

#### **3.3.5. HHMDG yöntemi için MATLAB Ortamında Geliştirilen 3 Boyutlu Elektro-Mekanik FDTD Programı**

HHMDG yönteminde en iyi sonucu almak için antenlerin pozisyonlarının iyi belirlenmesi gerekmektedir. Bunun için de ileri problemi çözülmelidir (Şekil 31). İleri problemde, 3 boyutlu olarak hem mekanik hem de elektromanyetik benzetim çalışmalarına gerek vardır. (Top, 2013)'de tasarlanan 3B bir geometri için geliştirilen FDTD kodu, bu çalışmada birden fazla anten yerleşimine göre bir miktar değiştirilmiştir.



Şekil 31: HHMDG'nin ileri problem çözümü (Top, 2013).

### Mekanik FDTD Benzetimi

Akustik benzetimler için, FDA'nın HIFU simülasyonu kullanılmaktadır (Food and D. Administration, 2012). Bu programın çıktısı akustik dalganın yoğunluk dağılımıdır. Mekanik benzetimler için akustik ışın kuvveti

$$F = \frac{2\alpha I}{c_s} \quad (1)$$

formülü ile bulunmaktadır. Bu denklemde  $\alpha$  (1/m) soğurma katsayısı,  $I$  (W/cm<sup>2</sup>) akustik huzmenin yoğunluğu, ve  $c_s$ (m/s) ultrason ortamının hızıdır. Ultrason dönüştürücü AM modülasyonlu bir sinyal ile sürüldüğünde bu kuvvet sinüzoidal bir şekilde uygulanır. Ultrason dönüştürücünün odaklandığı noktada en yüksek ve en düşük doku hareket mesafeleri kaydedilerek elektromanyetik benzetim programına aktarılmaktadır. Elektromanyetik benzetim ile antenden alınan merkez mikrodalga bileşeni ve Doppler bileşenleri hesaplanır.

Biyolojik dokular düşük frekanslarda (<1 kHz) elastik materyaller olarak modellenebilirler. Bu dokuların hareketleri gerilme-şekil değiştirme (stress-strain) ilişkisini veren denklemlerle bulunabilmektedir. Bu ilişki Einstein denklemlerini sağlamaktadır:

$$\frac{\partial v_i}{\partial t} = \frac{1}{\rho} \left( \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_i} + f_i \right) \quad (2)$$

$$\frac{\partial \tau_{ij}}{\partial t} = \lambda \delta_{ij} \frac{\partial v_k}{\partial x_k} + \mu \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (3)$$

Burada  $v_i$  hız bileşenlerini,  $\tau_{ij}$  stress bileşenlerini,  $f_i$  yük bileşenlerini,  $\rho$  ortam yoğunluğunu, ortamın elastikiyet özelliğine bağlı  $\lambda$  and  $\mu$  ise ikincil ve birincil Lamé parametrelerini göstermektedir. Bu denklemler gridler üzerinde ayrıştırılarak, tekrarlamalı (iterative) olarak çözülmektedirler. Fantom içerisinde ultrason sinyalinin sönümlenmesini de hesaba katmak için

$$\xi_{i,j,k} = \xi_{i,j,k-1} e^{-2\alpha_{i,j,k}\Delta z} \quad (4)$$

$$I'(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z) = I(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z) \xi_{i,j,k} \quad (5)$$

modelleri kullanılmaktadır. Bu denklemlerde  $i, j$  ve  $k$ ;  $x, y$  ve  $z$  yönlerinde grid indislerini,  $\xi_{i,j,k}$  ( $i, j, k$ ) gridindeki sönümlenme katsayısını,  $\alpha_{i,j,k}$  (Nepers/m) soğurma katsayısını ve  $\Delta z$  (m) ise gridin  $z$  yönündeki boyutunu temsil etmektedir.

Bir griddeki ışınma kuvveti

$$F_{i,j,k} = \frac{\alpha_{i,j,k} I'_{i,j,k}}{c_{i,j,k}} (1 + \cos(2\Delta\omega t)) \quad (6)$$

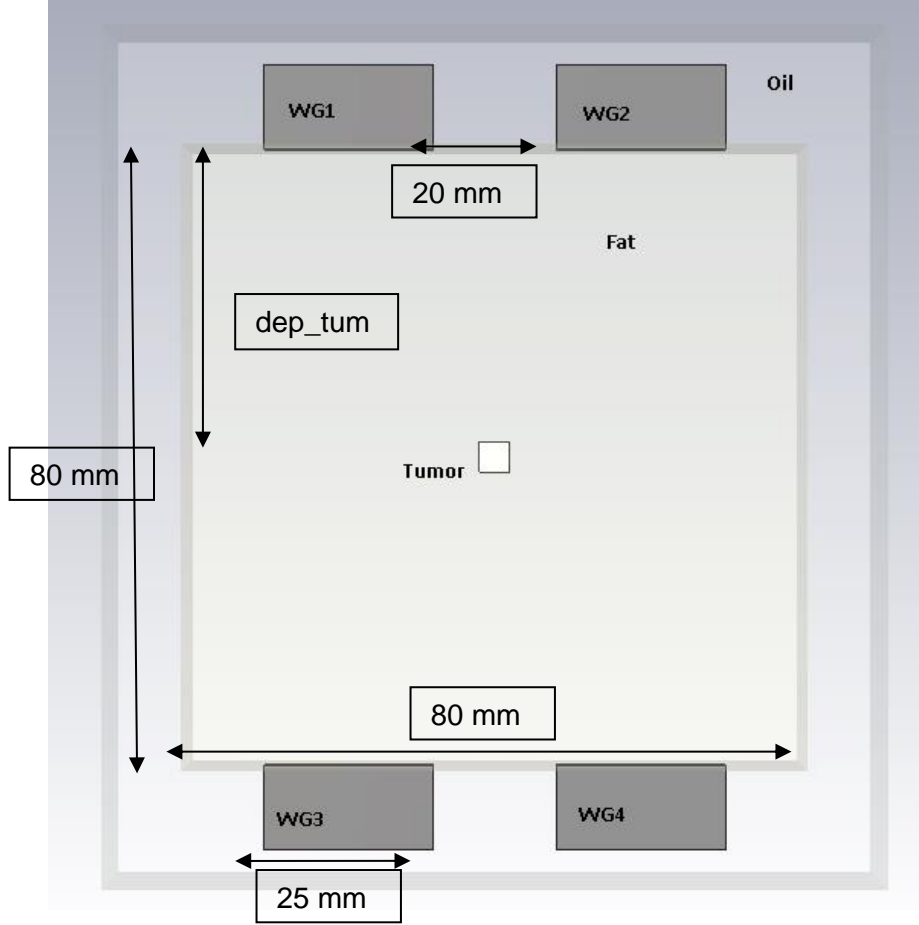
formülü ile bulunabilir. Burada  $\Delta\omega$  modülasyon frekansını, ve  $c_{i,j,k}$  ultrason hızını ifade etmektedir.

Mekanik simülasyon için 80 mm x 80 mm x 80 mm boyutlarındaki homojen bir yağ dokusu içerisine yerleştirilmiş 3 mm x 3 mm x 3 mm boyutlarında tümör modeli kullanılmıştır. Model sınırlarında Dirichlet sınır şartları kullanılmıştır. Modeldeki her bir yöndeki grid adımı 1 mm olarak alınmıştır. Ultrason frekansı 50 Hz ve iterasyon sayısı 2500 olarak alınmıştır. Modeldeki zamana bağlı değişimin maksimum ve minimum olduğu anlardaki doku yer değiştirmesi kaydedilmektedir.

Daha önce yapılan çalışmada (Top, 2013), 3 Boyutlu FDTD kodu tasarlanmıştır fakat bu kod sadece özel anten yerleşim durumları için çalışmaktadır. Bu çalışmada bu kod aynı anda çoklu

anten yerleşimine imkân verebilecek şekilde yeniden tasarlanmıştır. Model geometrisinin sınırları, her hangi bir yansımanın çözüm sonucunu etkilememesi için, CPML sınır şartları ile sonlandırılmıştır.

HHMDG yönteminde, titreşen dokunun hareket ettiği (salınım) en yüksek mesafe mikrometreler seviyesindedir. Bu salınım miktarı dalga boyundan da grid adımından da çok küçüktür. Bu salınımın etkisini hesaba katmak için alt-hücre metodu (Maloney vd., 1990) kullanılmaktadır.



Şekil 32: 80 mmx 80 mm x 80 mm boyutlarındaki homojen bir yağ dokusu içerisine yerleştirilmiş 3 mm x 3 mm x 3 mm boyutlarında tümör modeli kullanılarak yapılan HHMDG benzetim çalışması modeli.

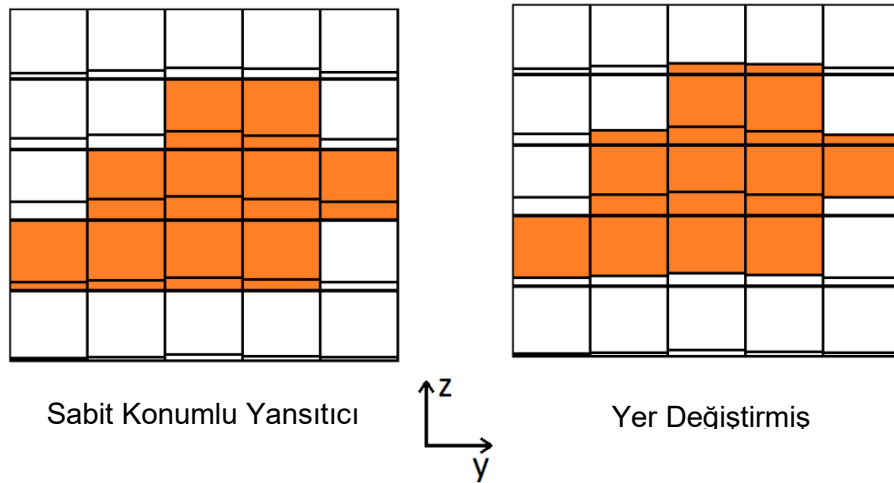


## Elektromanyetik FDTD Benzetim Programı

Odaklanmış ultrason probunun (FUS) düşey ekseninde (+z yönünde) kuvvet yaydığı düşünülürse, gridlerin sınırlarında Şekil 33'teki gibi bir değişiklik gözlemlenir. FDTD kodlarındaki Elektrik alanlarının güncellenmesinde bu sınır değişimleri hesaba katılmaktadır.  $E_z$  bileşeni, elektrik alanının düşeyde sürekliliği olmadığı için  $E_{zc}$  ve  $E_{zt}$  olarak ikiye ayrılmaktadır.  $E_{zt}$  bileşeni alt hücre bölgesinde ve  $E_{zc}$  bileşeni de hücrenin geri kalanı için geçerlidir. Diğer alan bileşenleri süreklilik sağladıklarından, farklı bileşenlere ayrılmazlar.

HHMDG yönteminde bir dokudan yansıyan sinyali bulmak için, benzetimde iki aşamalı bir yol izlenir (Top, 2013)

- Birinci adımda, yansıtıcının yer değiştirmemiş halinde, Gönderme anteni (Tx) aktif gönderme yaparken, her zaman adımında, yansıtıcı doku içerisindeki elektrik alan kaydedilmektedir. Sonrasında yansıtıcı eşdeğer hacimsel akım kaynağı olarak modellenir. Bu eşdeğer kaynağın alma anteninin giriş açıklığında oluşturduğu elektrik alan hesaplanarak kaydedilir.
- İkinci adımda, birinci adımdaki işlemler tekrarlanır. Fakat birinci adımdan farklı olarak benzetime başlamadan önce, mekanik benzetimden çıkan yer değiştirme matrisi kullanılarak, titreşen bölgedeki yer değiştirme miktarı modele eklenir.



Şekil 33: yz düzleminde FDTD gridinde FUS'un yarattığı zamana bağlı yer değiştirme modeli.

Eşdeğer hacimsel akım yoğunluğu aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır;

$$\overline{J}_{eq\ i,j,k}^{n+1/2} = (\varepsilon_{obj} - \varepsilon_b) \frac{\overline{E}_{obj\ i,j,k}^{n+1} - \overline{E}_{obj\ i,j,k}^n}{\Delta t} - (\sigma_{obj} - \sigma_b) \frac{\overline{E}_{obj\ i,j,k}^{n+1} + \overline{E}_{obj\ i,j,k}^n}{2} \quad (7)$$

Burada  $\varepsilon_{obj}$ ,  $\sigma_{obj}$  ve  $\varepsilon_b$ ,  $\sigma_b$  değişkenleri yansıtıcının dielektrik ve iletkenlik katsayıları ile arka plandaki ortamın dielektrik ve iletkenlik parametrelerini belirtmektedir.  $\overline{E}_{obj}$  ilk simülasyonda yansıtıcı içerisindeki elektrik alanıdır.

Doppler sinyal bileşenini bulmak için, yer değiştirmemiş (benzetimin ilk adımı) ve yer değiştirmiş (benzetimin ikinci adımı) model için, alma anteninin girişindeki sinyallerin genlik ve faz bilgileri kullanılmaktadır. Doppler frekansı bileşeni aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır (Top, 2013);

$$S_{Doppler} = S_{undisplaced} - 20 \log_{10} \left( \frac{\phi_1 - \phi_2}{2} \right) \quad (8)$$

burada  $S_{undisplaced}$  (dB) ilk durumda alma anteninin girişindeki sinyalin genliğini ifade ederken,  $\phi_1$  ise bu sinyalin fazını vermektedir. Burada her iki benzetim adımında alınan sinyalin genliğini değişmediği var sayılmaktadır. Bu denklemden  $\phi_2$  ise yer değiştirme durumundaki alınan sinyalin faz bileşenini vermektedir.

### 3.4. Test Cihazları ile Görüntüleme Çalışmaları

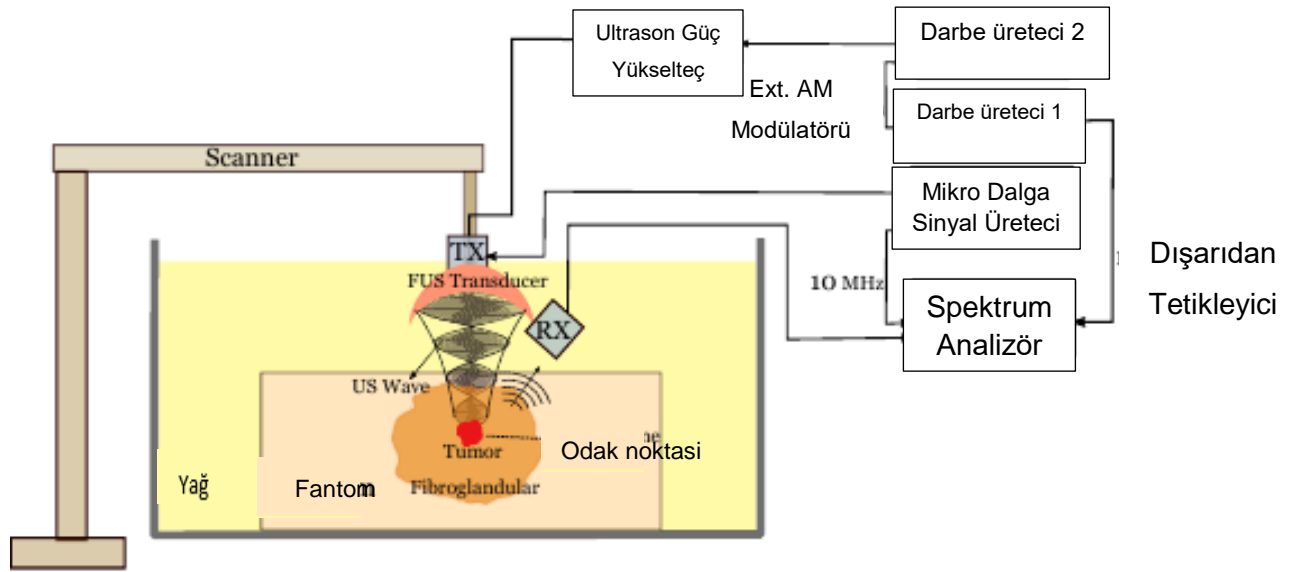
Bu bölümde HHMDG sistemi standart test cihazları kullanılarak oluşturulmuştur. Ortam bağlaşım materyali olarak yağ olarak seçilmiştir. Antenler ultrason güç verici ile beraber fantomun üstüne yerleştirilmiştir. Verici anten US güç vericinin ortasındaki deliğe yerleştirilerek alıcı anten bunun dış kenarına sabitlenmiştir (Şekil 34). Bu sayede doku fantomlarını ultrason güç verici ve antenlerle birlikte aynı anda taramak mümkündür. Farklı homojen olmayan fantomlar (homojen tümör, homojen yağ, üç farklı boyutta tümör içeren yağ ve tümör ile birlikte fibro-glandular içeren yağ fantomu) birinci iş paketi bölümünde anlatılan tümör ve fibro-glandular fantomları kullanılarak geliştirilmiştir. Geliştirilen fantomları kullanma, mikrodalga (MW) ve titreşim frekans seçimi, Doppler sinyalinde anten bağlaşım sıvısı etkileri, tümör ve fibro-glandular dokunun Doppler sinyali üzerindeki etkisi meme tümörü tanısı için HHMDG yöntemlerini araştırmak için tartışılmıştır.

Bu bölümde HHMDG kurulum içeriğinin her kısmı, bağlaşım sıvısı, odaklanmış ultrason (FUS) verici (TX) ve alıcı (RX) antenleri, optimum anten yapılandırma seçimi, iki yönlü bağlaşım, 3-D

tarayıcı ve tarama otomatizasyonu anlatılmıştır. Anten hareketi, fantomların elastik karşılaştırması ve bunların boyutları gibi deneysel problemler rapor edilerek olası çözümler tartışılmıştır. Fantomlar mekanik olarak taranarak veriler spektrum analizör kullanılarak elde edilmiştir.

### 3.4.1. Tarama Antenleri Kullanılarak Yapılan HHMDG Deneyi

Tek element odaklanmış ultrason (US) güç verici H-102 (Sonic Konseptler, WA, USA) dokunun içinde titreşimler üretmek için kullanılır. Güç verici üçüncü harmonik frekansında (3.32 MHz) kullanılmaktadır. Şekil 3'deki HHMDG yönteminin blok diyagramından anlaşılacağı üzere sinüzoidal işleyiş sinyali (1 Hz darbe tekrarlı frekans ile birlikte) dalga biçimi üreticisinden üretilir ve ikinci dalga biçimi üreticisi 3.32 MHz sinyal genliği modülasyonu için kullanılır. AM sinyali yüksek güç RF amfisi (150A100B, Amplifier Research, WA, USA) ile 52 dB kazanç elde edilecek şekilde güçlendirilir.



Şekil 34: HHMDG prototip sistemi blok şeması.

Bu prototip sistemde, sıvı yağ bağlaşım ortamı olarak seçilmiştir. Antenler ve US güç çeviriciler yağ içindeki fantomun üst yüzeyine yerleştirilmiştir. Antenler ve US çeviricileri tarayıcıya bağlanmıştır. Gönderme anteni US güç çevirici probunun içerisine yerleştirilmiş ve alma anteni dış kenara sabitlenmiştir. Bağlaşım ortamı seçimi ve anten konfigürasyonu sonraki bölümlerde daha ayrıntılı biçimde anlatılacaktır.

## Bağlaç ortamı seçimi

Deneylerde kullanılan ultrason dönüştürücü (transducer) su ortamı içinde çalışmaya uygundur. Fakat mikrodalga sinyali, suyun dielektrik kaybı yüzünden oldukça zayıflamaktadır. Antenler ve fantom kabı arasındaki su kaçağı olduğu durumda işaret seviyesinin önemli seviyede düştüğü gözlemlenmiştir. Bu problemi önlemek için antenler silikon yapıştırıcı tutkal ile fantom kaplarının altına sabitlenmektedir. Fakat aynı prosedür her deney için uygulanmalıdır ve testler için çok sayıda fantom ve anten çiftleri gereklidir. Bu prosedür zaman alıcıdır ve klinik ortamında pratik olmayabilir. Buna ek olarak antenler sabitlendiğinde bunlar fantomun orta bölgesine karşı daha duyarlı olmakta ve bunların duyarlılığı kenarlara doğru azalmaktadır.

Su yerine farklı bir sıvı kullanımı araştırılmıştır. Bu sıvının mikrodalga frekans aralığındaki dielektrik kaybı, sinyal zayıflamasını engellemek için düşük olmalıdır ve akustik özellikleri ultrasonik dalga yayılma amaçları için suya benzer olmalıdır. Herhangi bir yağ tipi bahsedilen özellikleri sağlayabilir. Suyun ve yağın dielektrik ve akustik parametreleri Tablo 9'da verilmiştir. Yağdaki mikrodalga kayıp yaklaşık 10 kat az olduğu zaman bu iki ortamda sesin hızı, kütle yoğunluğu ve akustik empedansı birbirine yakındır.

Tablo 9: Yağ ve suyun dielektrik ve akustik ölçümlerinin karşılaştırması

Malzeme	Su	Yağ
Görece elektriksel geçirgenlik sabiti	77.15-j15.86	3-j0.16
Ultrason Hızı (m/s)	1482	1470
Kütle yoğunluğu (kg/m <sup>3</sup> )	1000	920
Akustik empedans (MegaRayls)	1.482	1.352

Bulunabilirlik ve düşük fiyat nedeniyle deneylerde ay çiçeği yağı kullanılmıştır. Ayçiçek yağı kullanımının akustik zayıflatma etkisini analiz etmek için dokunun içindeki akustik dalga yoğunluğu US gıda ve ilaç yönetimi (FDA) (Top, 2013) tarafından geliştirilen HIFU simülatör aracı ile hesaplanmıştır. Bu MATLAB aracı frekans alanındaki axis-symmetric Khokhlov-Zabolotskaya-Kuznetsov (KZK) denklemlerini çözmektedir.

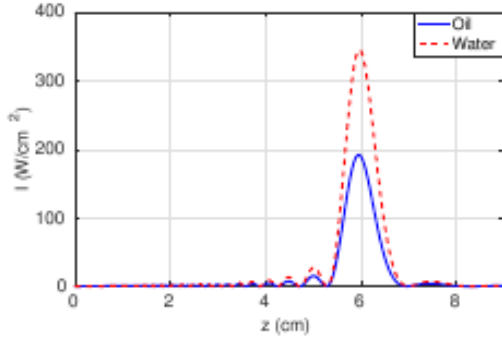
Yapılan simülasyonda US dönüştürücü, dış çapı 2,1 cm, iç çapı 1 cm ve odak derinliği 3.3 MHz de 6 cm olarak hesaba katılmaktadır. Benzetim sonunda 150 harmonik değerlendirilmiştir. Yağ tabakası (3.5 cm) yağ doku (5.5 cm) ve güç verici arasında varsayılır. Simülasyon yağ tabakası

yerine saf su kullanılarak tekrar edilmiştir. Dokunun içinde güç vericinin odağı 2.5 cm olarak varsayılmaktadır. Benzetimlerde akustik yoğunluğu, basıncı ve ısıyı hesaplamak için kullanılan parametreler Tablo 10'da verilmiştir.

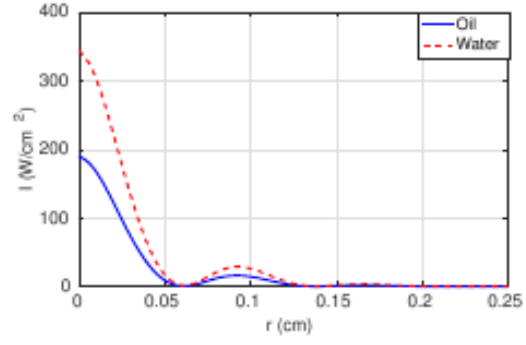
Tablo 10: HIFU Benzetimlerinde basınç, yoğunluk ve ısı hesaplamaları için kullanılan parametreler

Malzeme Parametreleri	Yağ	Meme
Ultrason hızı (m/s)	1470	1479
Kütle yoğunluğu (kg/m <sup>2</sup> )	920	1000
Sönümlenme (dB/m/MHz)	7	34
Güç sönümlenmesi vs frekans eğrisi	2	1
Malzeme geçiş uzaklığı (cm)	2.5-4.5	
Transducer Parametreleri	Değer	
Dış çap (cm)	2.1	
İç çap (cm)	1	
Odak derinliği (cm)	6	
Frekans (MHz)	3.3	
Güç (Watt)	3.35	
Harmonik sayısı	150	

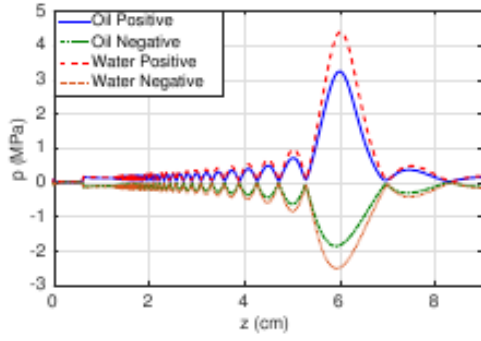
Simülasyonlardan aksel ve yanal yoğunluk huzme genişliği sırası ile 6.75 mm ve 0.48 mm olarak hesaplanmıştır. (Şekil 35 (a) ve (b)). Su ortamında odakta maksimum yoğunluk yaklaşık 345 W/cm<sup>2</sup> ve yağın içinde yaklaşık 192 W/cm<sup>2</sup> dir. Güç verici ve doku arasında olan yağ veya su tabakası için yoğunluk haritaları Şekil 36'da gösterilmiştir. Bağlaç ortamı olarak kullanılan su ve yağ durumları için dalga biçimi, ısı, maksimum pozitif ve negatif basınç grafiği Şekil 35'te çizilmiştir.



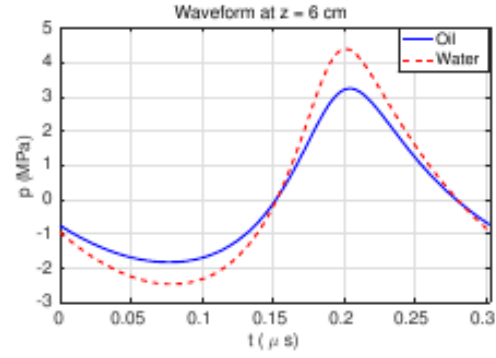
(a)



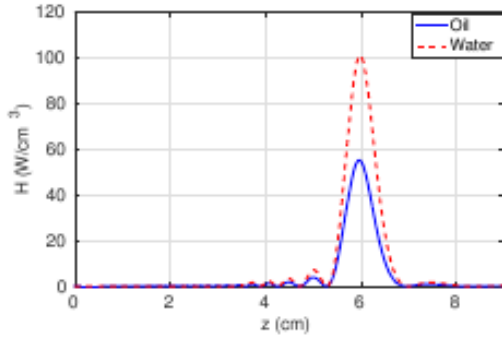
(b)



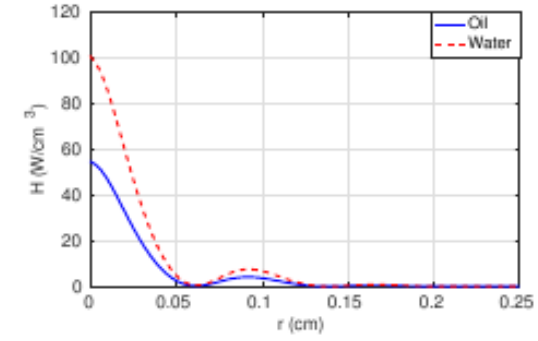
(c)



(d)

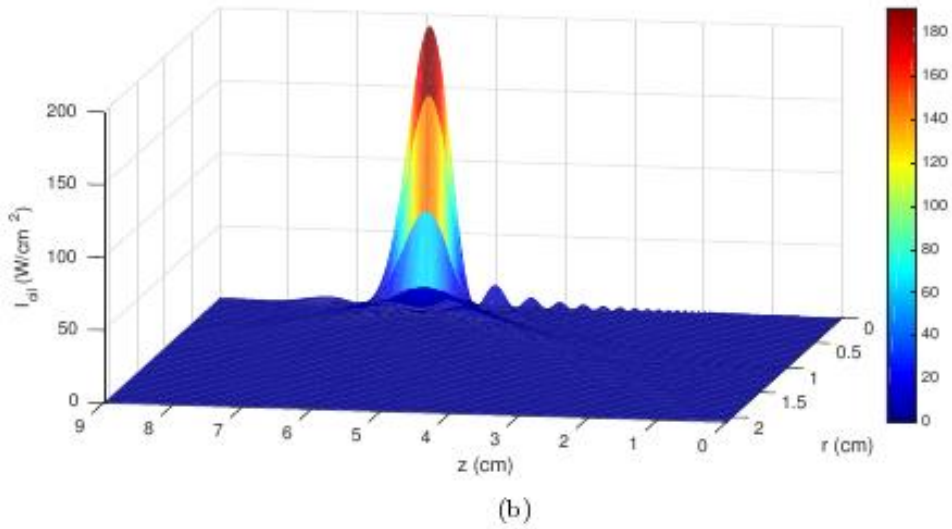
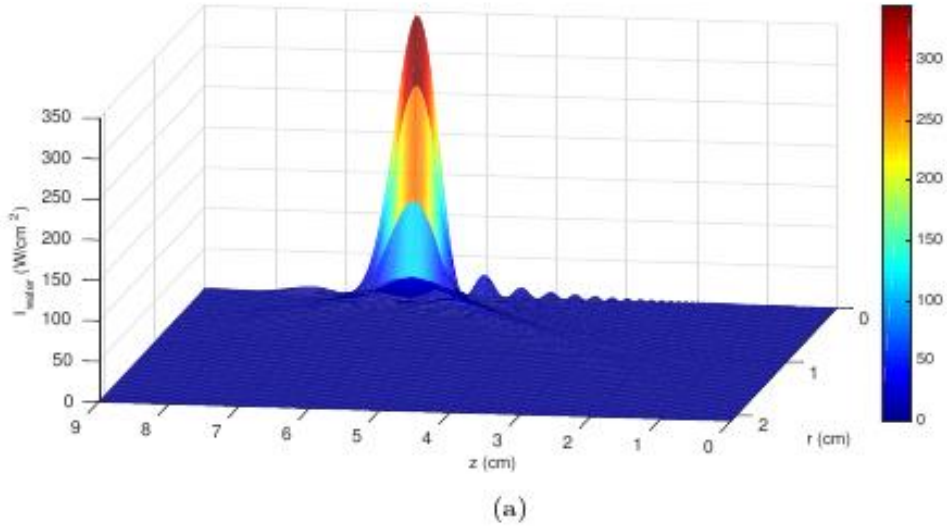


(e)



(f)

Şekil 35: Ultrason huzmesi (a) Anten ve yağ fantomu arasında 3.5 cm su (kesikli kırmızı çizgi) veya yağ (mavi) varken eksenel ve yanal yoğunluk. (c) yanal (a) maksimum pozitif ve negatif basınç, (b) zaman içinde basınç (e) eksenel ısınma ( $z=6\text{cm}$ ), (f) su ve yağ ortamı için yanal ısınma.



Şekil 36: (a) Su ve (b) yağ ortamları için doku içindeki aksel simetrik ultrason haritası.

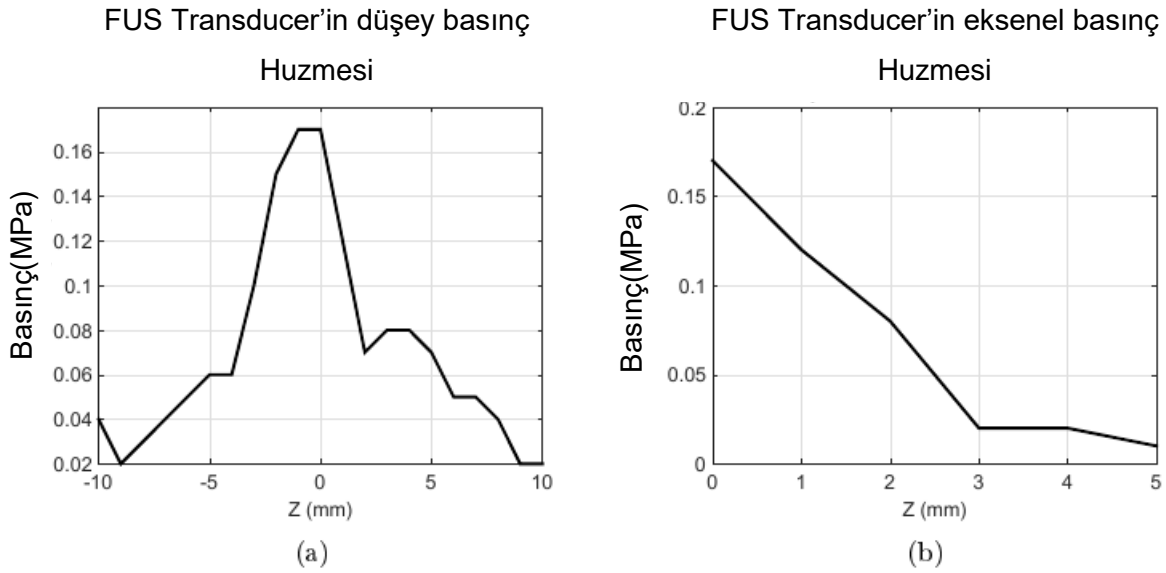
### Odaklanmış Ultrason Probu (OUP)

Dokunun içinde titreşim oluşturmak için tek eleman odaklanmış ultrason (FUS) probu (OUP) kullanılmaktadır (Sonic Concepts, H-102). Bu probun özellikleri Tablo 11’de verilmiştir.

Tablo 11: Odaklı ultrason probunun (Sonic Concepts, H-102) özellikleri

Frekans	1.1 MHz (Birinci) 3.3 MHz (3. Harmonik)
Aktif Çap	64 mm (Dış) x 22.6 mm (İç)
Delik Açıklığı	20 mm merkez açıklık çapı
Geometrik Odak	63.2 mm
Odak Uzaklığı	53.5 mm
Güç Dayanımı	150 Watt (CW), 400 W (Darbeli)
Düşey Yarı Yoğunluk Huzme Genişliği	15 mm (1.1 MHz), 5 mm (3.3 MHz)
Eksenel Yarı Yoğunluk Huzme Genişliği	18 mm (1.1 MHz), 0.6 mm (3.3 MHz)

Elektrik ve Elektronik mühendisliği bölümündeki METU ULTRAMEMS laboratuvarında FUS güç vericinin basınç örüntüsü hidrofon kullanılarak ölçülmüştür. Güç vericinin 1 V'luk tepeden tepeye uyarılması sonucunda elde edilen eksensel ve yanal basınç huzmeleri Şekil 37'de çizilmiştir.

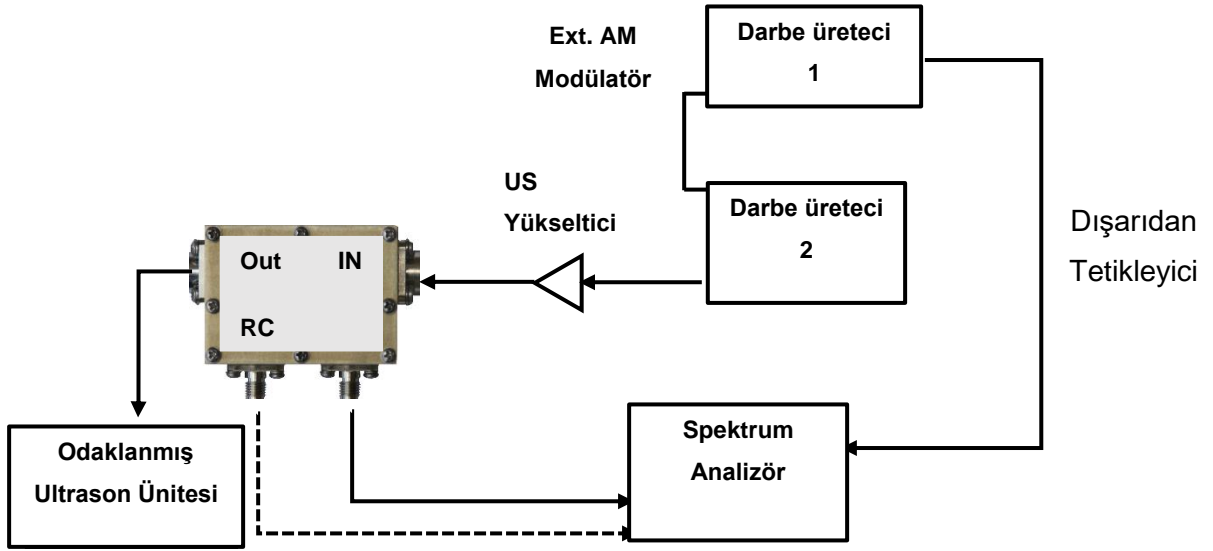


Şekil 37: Odaklı ultrason probunun (a) eksensel (b) yanal huzme paternleri. Bu ölçümlerde 1 V tepeden tepeye uyarma kullanılmıştır.



## Odaklı Ultrason Probu Çıkış Gücü Ölçümü

Ultrason amfi gücünü çift yönlü bağlayıcı kullanarak test etmek için yapılan deneysel sistemin diyagramı Şekil 38'de gösterilmiştir. İleri yöndeki bağlaç (connector) çıkışının spektrum analizöre bağlandığı yerde ve ters bağlaç çıkışının ölçüldüğü yerdeki durumlarla ilgili sonuçlar Tablo 12'de verilmiştir.



Şekil 38: Ultrason amfi gücünü çift yönlü bağlaç kullanarak test etmek için oluşturulan deneysel düzenek.

Sinyal Üretici 1 -10 dBm çıkış verdiğiinde, ileri bağlaç çıkışından alınan sinyal -8.31 dBm dir. Ultrason amfisinin verdiği kazanç aşağıdaki şekilde hesaplanmıştır:

$$-10 + \text{US amfi kazancı} - 40.5 (\text{bağlayıcı değeri}) = -8.31 \text{ dBm}$$

$$\text{US amfi kazancı} = 42.19 \text{ dB}$$

Sinyal Üretici 1 -10 dBm oluşturduğunda, geri bağlaç çıkışından okunan değer -18.53 dBm dir. Bu yüzden, odaklı ultrason probundan geri yansıyan güç, gelen güçten -10.42 dB düşüktür.

**Durum 1:** US amfisi güvenli limit değerine ayarlanır.

Farklı dalga biçim üretici güçleri için ölçümler Tablo 12'de verilmiştir.

Tablo 12: Farklı üretç güçleri ve voltajları için dağıtılan güç ve voltaj değerleri

WG Güç (dBm)	WG tepe voltaj (mV)	Kapıdaki sinyal (dBm)	Alma Kapısındaki sinyal (dBm)	FUS'a iletilen güç (dBm)	FUS'a iletilen Vpp (dBm)
-30	9.99	-28.16	-39.57	12.34	2.618
-20	31.62	-18.25	-29.54	22.25	8.194
-15	56.23	-13.28	-24.02	27.22	14.522
-10	99.99	-8.31	-18.53	32.19	25.74
-5	177.80	-3.31	-12.97	37.19	45.76
0	316.18	1.55	-8	42.05	80.08

**Durum 2:** US amfi güvenli limit değerinin bir seviye aşağısına ayarlanır.

Farklı dalga biçim üretici güçleri için ölçümler Tablo 13'te verilmiştir.

Tablo 13: Farklı dalga biçimi üretç güçleri ve voltajları için dağıtılan güç ve voltaj değerleri

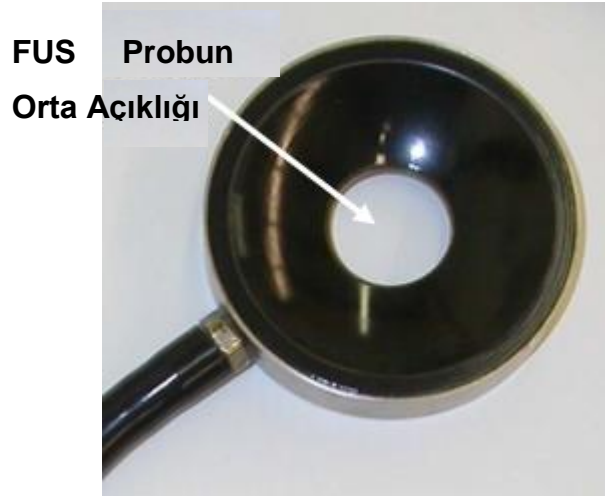
WG Güç (dBm)	WG tepe voltaj (mV)	Kapıdaki sinyal (dBm)	Alma Kapısındaki sinyal (dBm)	FUS'a iletilen güç (dBm)
-30	-31.28	-41.82	9.22	1.8282
-20	-21.25	-32.03	19.25	5.802
-15	-16.22	-26.50	24.28	10.352
-10	-11.18	-20.90	29.32	18.494
-5	-6.12	-15.71	34.38	33.12
0	-1.06	-10.62	39.44	59.3

Yukarıdaki tablolardan şu sonuçlar çıkarılabilir:

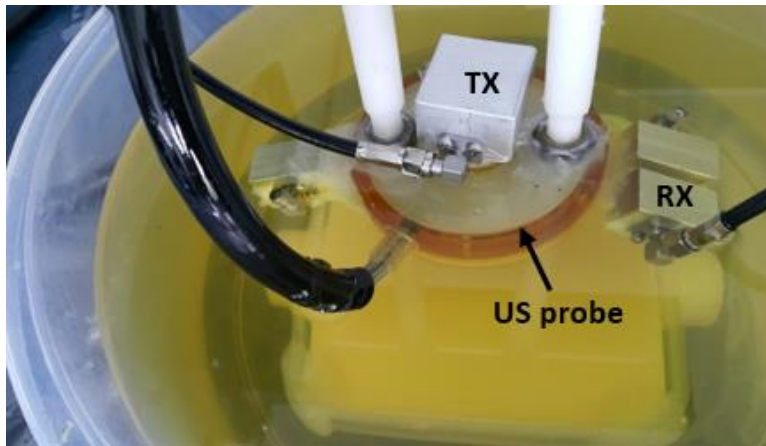
- US amfisinin her kazanç ayarı seviyesi kazancı 2.5-3 dB artırır.
- FUS güç vericisinin yansıma katsayısı 10-11 dB'dir.

## Anten Konfigürasyonu

İkinci deneysel düzenek çalışmalarında güç verici probunun merkezi deliğine yerleştirilen bir silindirik dalga kılavuzu verici anten kullanılmaktadır (Şekil 39). Bu anten dielektrik katsayısı yüksek olan Rogers 3210 (RO3210) ( $\epsilon_r = 10.2$ ) materyalle doldurulmuştur. Antenin geometrisi Şekil 40'da gösterilmiştir. Dikdörtgensel açık uçlu dalga kılavuzlu anten *alıcı* anten olarak kullanılmaktadır. Bu anten güç vericinin kenarına sabitlenmiştir. Verici antenin rezonans frekansı KEYSIGHT FieldFox Mikrodalga Analizör N9915A kullanılarak yaklaşık 3.5 GHz ölçülmüştür. Alıcı antenin içinde kullanılan dielektrik materyal ayçiçeği yağıdır ( $\epsilon_r = 2.5$ ,  $\sigma = 0.05$  S/m). Anten hazırlamanın deney adımları Şekil 41'de gösterilmiştir.

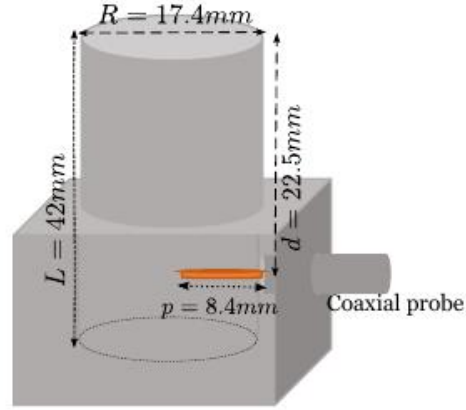


(a)



(b)

Şekil 39: HHMDG kurulumunda kullanılan anten ve ultrason güç verici. (a) Ortadan açık dairesel delikli OUP. (b) Ortada yer alan TX ve dışardaki kenarda yer alan RX anteni.

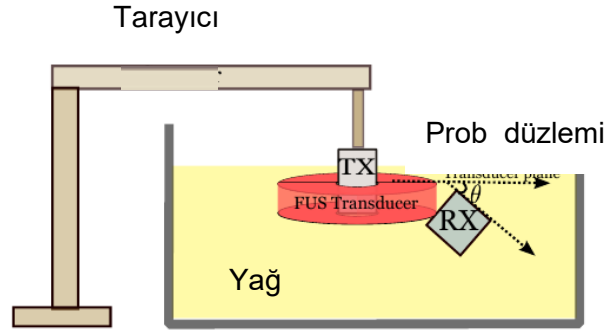


Şekil 40 : HHMDG da kullanılan silindirik dalga kılavuzlu anten



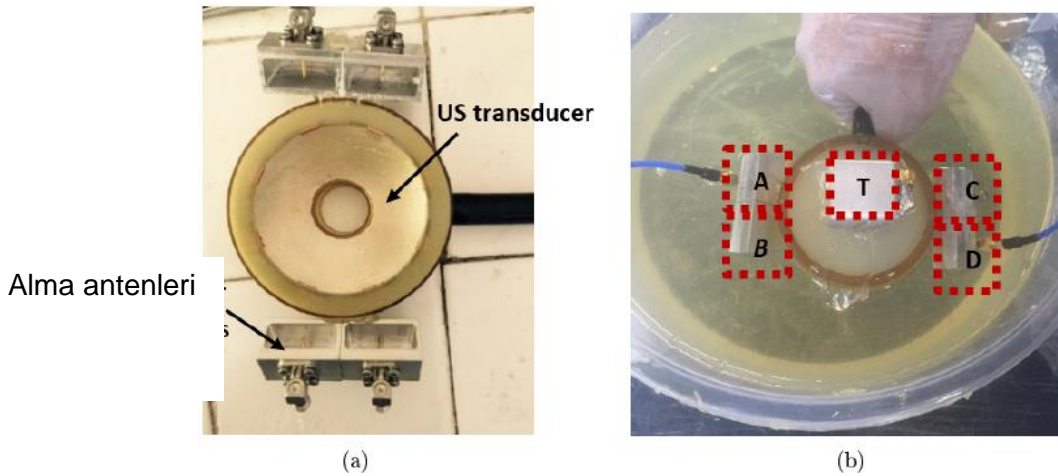
Şekil 41: HHMDG deneyinde kullanılan antenin hazırlık aşamaları (a) İkinci HHMDG kurulumunda kullanılan yüksek geçirgenli materyal ile doldurulma öncesi ve sonrası gönderme anteni (b) Yağ doldurulma öncesi ve sonrası dikdörtgen dalga kılavuzlu anten.

Fantomdan en yüksek oranda sinyal alacak şekilde alıcı antenin en uygun pozisyonu araştırılmıştır. Bu amaç için dikdörtgen verici anten sıvı yağın bulunduğu kabın altına yerleştirilmiştir (fantomun yerleştirileceği yere) ve alınan mikrodalga sinyali diğer antenden sıvı yağın bulunduğu kabın üst yüzeyinde ölçülmüştür. Bu ölçüm US güç vericinin varlığında ve yokluğunda yapılmıştır. Ölçüm KEYSIGHT, FieldFox Mikrodalga Analizör N9915A kullanılarak yapılmıştır.

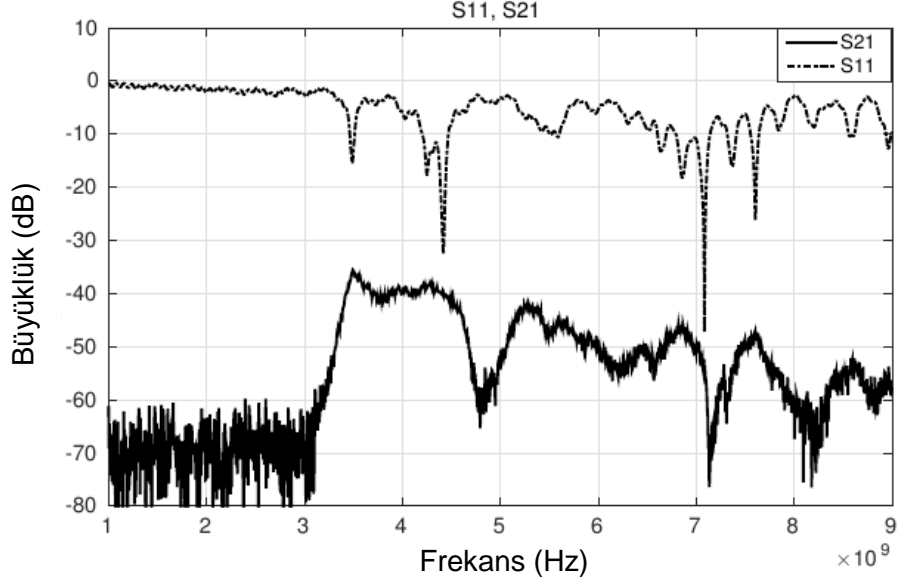


Şekil 42:  $S_{21}$  ölçümleri için verici (TX) ve alıcı (RX) antenlerin US dönüştürüceye göre pozisyonları.

45 derecede ve H-düzlem anten yerleşimi durumunda sinyal seviyesi en yüksek değere çıkmaktadır. Fantomdan alınan daha yüksek sinyal önemli olmasına rağmen verici (TX) ve alıcı antenler (RX) arasındaki doğrudan bağlaşım, SNR seviyesini arttırmak için minimumda tutulmalıdır. TX-RX direk bağlaşım sinyalini ölçmek için dikdörtgensel antenler (US prob'a göre 45 derecede) güç vericinin etrafında silikon yapıştırıcı tutkal kullanarak sabitlenmiş ve verici anten US prob'un ortasındaki deliğe yerleştirilmiştir (Şekil 43). H-düzleminde farklı yapılandırmalarda  $S_{21}$ 'in E-düzlemine göre daha az olduğu gözlemlenmiştir. Antenler arasındaki direk bağlaş seviyesi yükseldikçe faz gürültü seviyesi yükselmekte ve Doppler sinyalinin alınması daha zor hale gelmektedir.



Şekil 43: (a) Sağdan sola alıcı antenin US transducer (güç verici) etrafında pozisyonu (b)  $S_{21}$  için farklı anten çiftleri ve (c)  $S_{21}$  ölçümü için deney kurulumu.

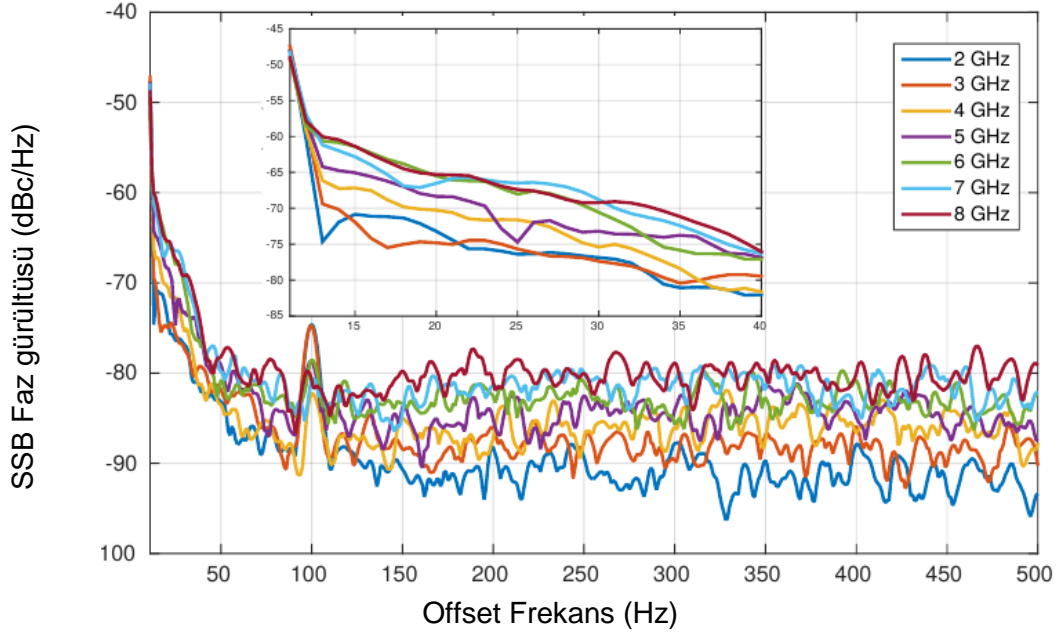


Şekil 44: Verici antenin  $S_{11}$  değerleri (Kesikli çizgi) ve yağın içinde ölçülmüş  $S_{21}$  (Düz çizgi) değerleri.

Vericinin antenin  $S_{11}$  ve  $S_{21}$  eğrileri yağın içinde ölçülmüş ve Şekil 44'te verilmiştir.

### Vericinin Faz Gürültüsü

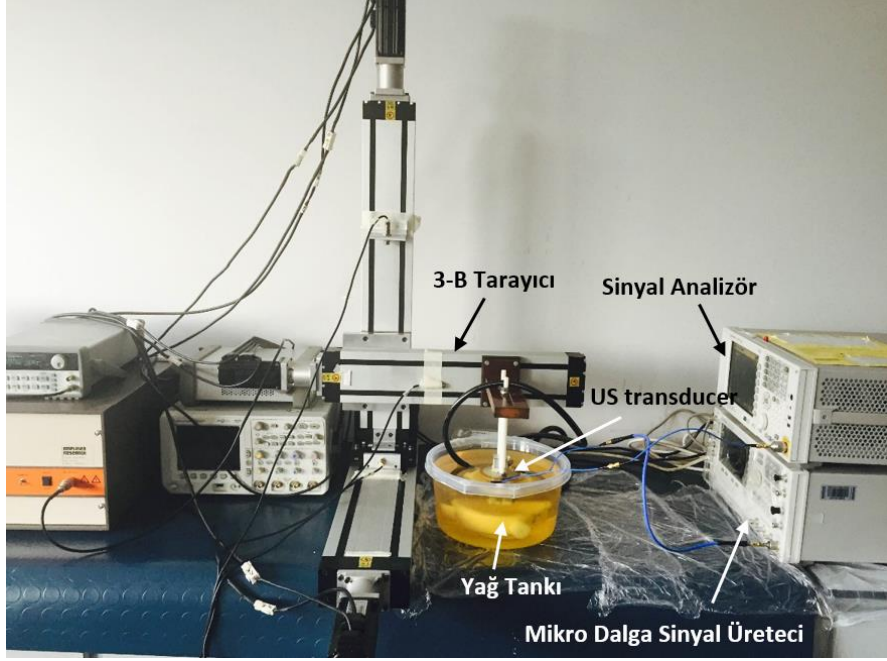
HHMDG içindeki Doppler frekansı taşıyıcı frekansına (merkez frekansa) titreşim sinyali kadar (titreştirme sinyali Hertz'ler mertebesinde) uzaktadır. Sonuç olarak, vericinin faz gürültüsü yükseldikçe Doppler sinyali tespiti zorlaşmaktadır. Bu çalışmalarda kullanılan mikrodalga sinyal üretici Agilent E8267D Sinyal Üreticidir (250 kHz - 20 GHz). Faz gürültüsünü ölçmek için 0 dBm çıktı gücü sağlanarak Agilent N9010A EXTA Sinyal Analizöre bağlanmıştır. Sinyal çözümleyici çözünürlük bant aralığı, frekans genişliği ve ortalama sayısı 6.8 Hz, 500 Hz ve 20 olarak seçilmiştir. 2-8 GHz arasında farklı operasyon frekansları için sinyal üreticinin faz gürültüsü Şekil 45'te verilmiştir. Frekans arttıkça vericinin faz gürültüsü artmaktadır. Sonuçlar Doppler sinyalinin daha düşük mikrodalga frekanslarında çalışıldığında fark edilmesinin daha kolay olacağını göstermektedir.



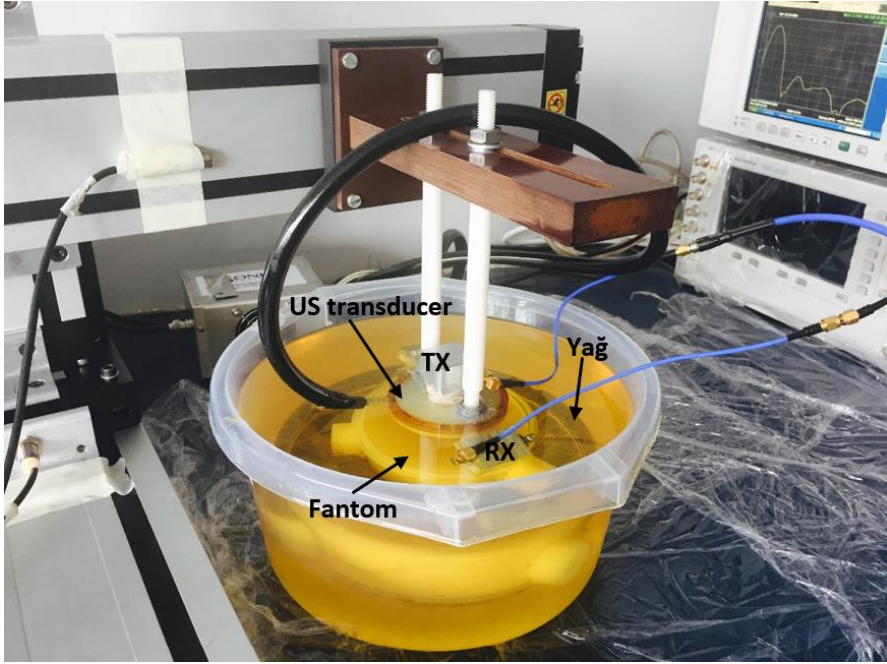
Şekil 45: 500 MHz aralıklarla sinyal üreticinin çıkışının spektrum analizöre bağlanmasıyla elde edilen faz gürültüsü karakteristikleri.

### HHMDG Tarama Sisteminin Otomasyonu

Tarama prosedürünün otomatize etmek için, Odaklanmış Ultrason Probu (OUP) içine sığabilen bir gönderme anteni (Tx) ve OUP'nin kenarına bir gönderme anteni (Rx) monte edilmiştir. Oluşturulan prob düzeneği 3 Boyutlu tarayıcıya Şekil 46'daki gibi takılmıştır. Tarama pozisyonunu, mikrodalga sinyal üreticinin parametrelerini, dalga üreticini ve spektrum analizörün parametrelerini kontrol etmek amacıyla bir MATLAB kodu geliştirilmiştir. OUP fantom içerisinde titreşim yaratmaktadır, titreşime bağlı mikrodalga işaret spektrum analizörde 8 adet örnekleme yapılarak (ortalama değer alınarak) kaydedilmekte, sonrasında mekanik uyarı kesilerek tarayıcı daha önceden tanımlanmış yeni bir pozisyona yönlendirilmektedir. Benzer şekilde yeni pozisyonda OUP uygulanarak, titreşime bağlı mikrodalga işaret kaydedilmektedir. Böylece, geliştirilen heterojen yapıdaki fantomun veri profili oluşturulur.



(a)



(b)

Şekil 46: Deneysel HHMDG sistemi (a) 3 boyutlu tarayıcı ve FUS probu (b) FUS probu ve Tx-Rx antenleri yerleşimi.

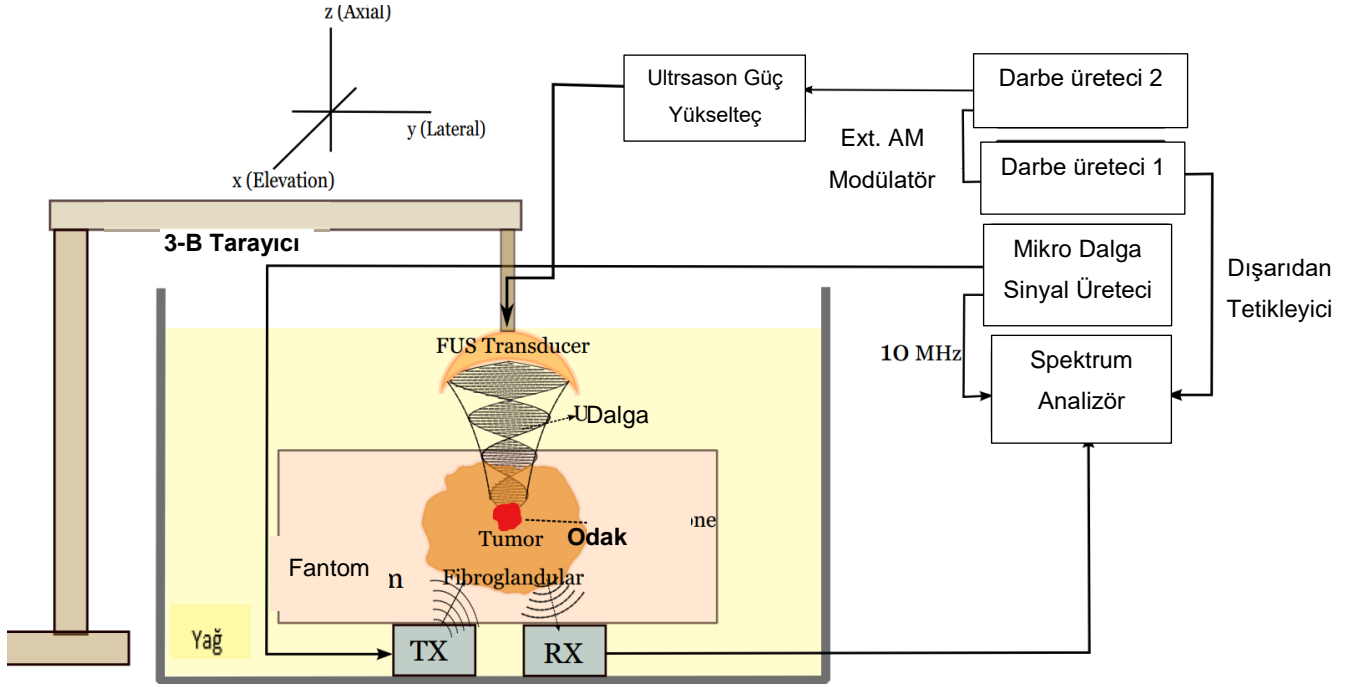


## **Sabit Antenler ile yapılan HHMDG Deneyleri**

Önceki bölümde anlatılan HHMDG düzeneğinde, anten konfigürasyonu gönderme anteni (Tx) FUS'un içerisinde ve alma anteni (Rx) FUS'un hemen kenarında olacak şekilde yerleştirilmiştir. Bu durumda antenler, tarama esnasında FUS ile birlikte hareket etmekteydi. Alma anteni FUS'un kenarında bulunduğu ve FUS çapı 64 mm olduğu için, tarama esnasında alma antenin etrafındaki ortam (fantoma ve yağ dolu kabın kenarlarına uzaklık) değişmekteydi. Bu durum antenler arası doğrudan bağlantısı ve faz gürültüsü seviyesini önemli ölçüde değiştirdiği için alınan Doppler bileşen seviyesi de değişmekteydi.

İkinci versiyon HHMDG düzeneğinde (Şekil 47), alma ve gönderme antenleri yağın bulunduğu kabın altına sabitlenerek bu problem giderilmeye çalışılmış, sistemin performansını test etmek için farklı sayıda fantomlar geliştirilerek testler yapılmıştır. Fibro-glandular fantomun yağ dokusu içerisine konulduğu bir fantom ile yatay düzlemde (xy) tarama yapılarak, farklı titreşim frekanslarının etkisi, her noktadaki darbe sayısı ve deneylerin zamandan bağımsız tekrarlanabilirliği araştırılmıştır. İçerisinde tümör bulunan yağ dokusu fantomu ile de farklı titreşim frekansları için testler yapılmıştır. Bu testlerde alıcı olarak spektrum analizör kullanılmış, 2-Boyutlu bir görüntü elde edilmiştir.

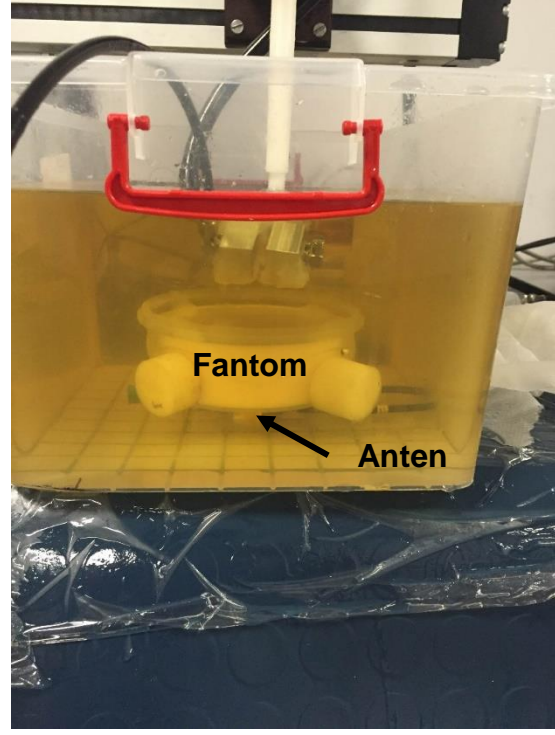
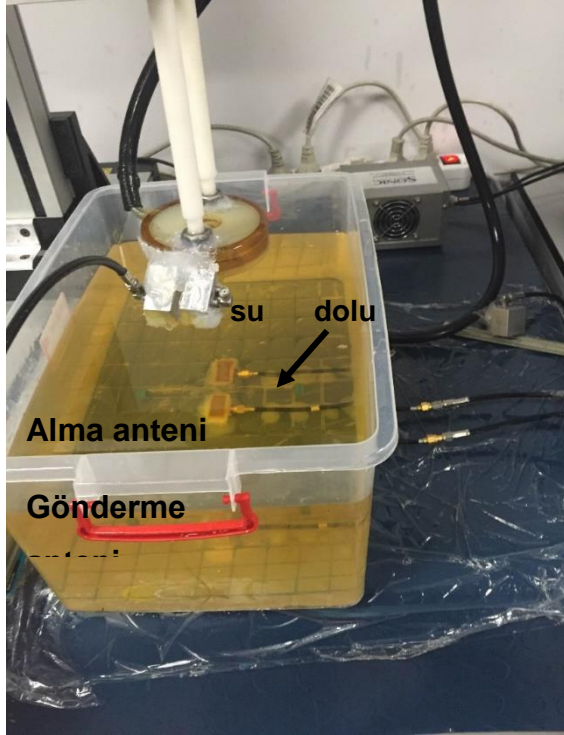
Sonrasında, hem fibro-glandular doku hem de tümörün bulunduğu fantomlar hazırlanarak HHMDG sistemi test edilmiştir. Bu fantom deneylerinin birinde tümör fibro-glandular dokunun içerisine konulmuş, diğerinde ise tümör fibro-glandular dokunun dışarısında olacak şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 47: Deneysel HHMDG sisteminin alma ve gönderme antenleri sabitlenen ikinci versiyonu.

### Anten Konfigürasyonu

Alınan mikrodalga sinyaldeki antene bağlı pozisyon değişikliği etkisini yoketmek için, alma ve gönderme antenleri sıvı yağ kabının alt yüzeyine silikon ile yapıştırılmıştır (Şekil 48). Önceki deneylerde olduğu gibi bu deneyde de açık uçlu dalga kılavuzu antenleri kullanılmaktadır. Bu antenler H-düzlemine göre ayarlanmış ve aralarındaki mesafe 15 mm olarak belirlenmiştir. Fantom ise bu antenlerin üzerine oturtulmuştur (Şekil 48(b)). Ultrason dönüştürücü fantomun üst yüzeyine yerleştirilerek 3 Boyutlu tarayıcıya bağlanmıştır.



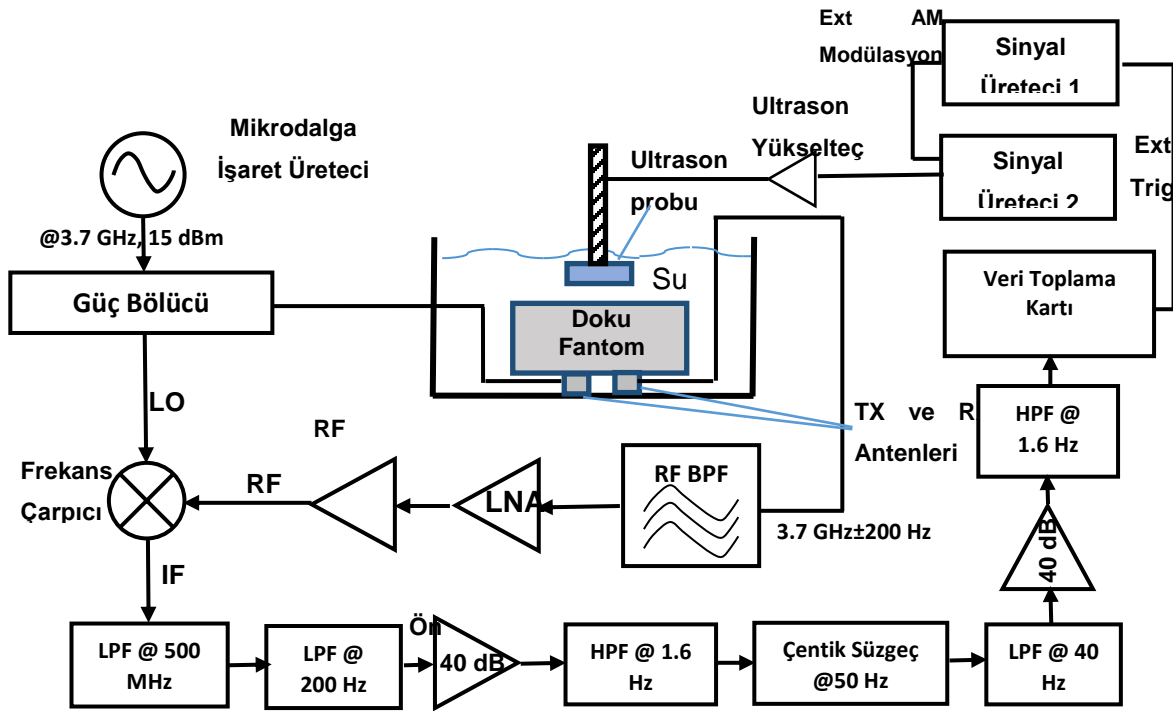
Şekil 48: İkinci HHMDG konfigürasyonu (a) anten konfigürasyonu, (b) yağ dolu kap içerisine fantomun yerleştirilmesi.

### 3.5. Prototip sistem geliştirme ve ölçümler

Bu işpaketindeki çalışmalarda HHMDG yöntemi için bir almaç devresi tasarlanmıştır. Bu devre kullanılarak HHMDG zaman dalga formu elde edilmiş ve görüntü oluşturulmuştur. Ayrıca düşük gürültülü göndermeç tasarım çalışmaları yürütülmüştür.

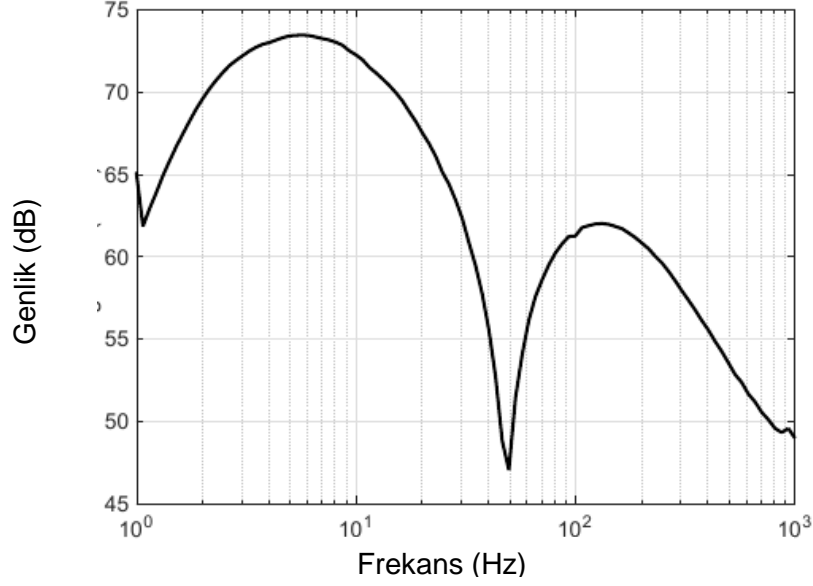
#### 3.5.1. HHMDG İçin Almaç Tasarımı

Tasarlanan alma sisteminin blok diyagramı Şekil 49'de verilmiştir. Önceki çalışmalarda olduğu gibi ultrason probun üçüncü harmonik bileşeni olan 3.32 MHz kullanılmıştır. Farklı modülasyon frekansları ile AM işareti yaratılarak, odaklı titreşim sağlanmıştır. Bu AM işareti 52 dB kazançlı bir amfi ile yükseltilmiştir. Deneylerde ultrason huzmesinin uzamsal tepe darbesi ortalama yoğunluğu ( $I_{sppa}$ )  $271.4 \text{ W/cm}^2$  olarak belirlenmiştir.



Şekil 49: Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Ölçüm Sistemi Blok Şeması.

İki adet açık uçlu dalga kılavuzu anten (open ended wave guide), H düzleminde 15 mm aralıklı olarak yerleştirilerek alma ve gönderme anteni olarak kullanılmıştır. Gönderme anteni, Agilent E8267D Vector Signal Generator (250 kHz-20 GHz)'den 4.75 GHz'de +15 dBm sinyal ile beslenmiştir. Zaman uzamında veri almak için alınan işaret taban banda indirilmiştir. Bu amaçla öncelikle alma antenin çıkışına 3 dB kenar frekansları 4 GHz ve 6 GHz olan yüksek geçiren ve alçak geçiren filtreler kullanılmıştır. Filtrelenen işaret (AML0120L3401 Microsemi) düşük gürültülü amfide yükseltilerek (Mini Circuit ZMX-7GLHR) mikserinden geçirilerek taban banda indirgenmiştir. İşaret üreticiden gelen sinyal ikiye bölünerek bir koldan çıkan sinyal gönderme antenine iletilirken, diğer koldan çıkan sinyal mikserin LO kapısına iletilmiştir. Taban banda indirilen sinyal (Mini Circuit NLP-50) alçak geçiren filtreden geçirilmiştir. Taban banttaki sinyalin seviyesi yükseltilmiş, yükseltilen sinyal yüksek geçiren filtreden geçirilerek DC bileşeni yok edilmiştir. Şebekeden gelen 50 Hz hat sinyalinden gelen kaçakların girişimini engellemek için notch (durdurucu) filtre kullanılmıştır. Bu aşamadan sonra, sinyal iki aşama daha yükseltilmiştir. Alma sisteminin toplam kazancı 73 dB'dir. Alma sisteminin frekans tepkisi Şekil 50'de



Şekil 50: Tasarlanan sistemin frekans karakteristiği.

gösterilmektedir. Yükseltilemiş işaret (National Instruments PCI-6281, M Series with 16 analog inputs at 18 bits, and 625 kS/s sampling rate), veri alma kartında toplanmaktadır.

Görüntü oluşturmak için üç farklı yöntem kullanılmıştır: alınan zaman uzamı işaretinin maksimum ve minimum seviye farkı, Doppler frekans bileşenin seviyesi ve alınan işaretin gönderme işareti ile korelasyonu. Bu üç parametre kullanılarak taraması yapılan fantomların 2 boyutlu görüntüleri elde edilmiştir.

Almaç sistemini test etmek için, yağ fantomu (fantom-4) içerisindeki 14 mm çapında ve 9 mm yüksekliğindeki fibro-glandular doku fantomu kullanılmıştır. Basit fantomla alma sisteminin performansı belirlendikten sonra, farklı sinyal işleme teknikleri kullanılarak fibro-glandular doku ve yağ dokusu fantomlarından gelen sinyaller karşılaştırılmıştır. Sonrasında daha karmaşık bir fantom olan içerisinde ayrı olarak yerleştirilmiş fibro-glandular ve tümör fantomları olan yağ fantomundan (fantom-5) sinyal alınmıştır. Yapılan çalışmalarda alma sisteminin  $\mu$ Volt seviyesindeki sinyalleri alarak görüntüleme kullanabildiği gözlemlenmiştir.

### 3.5.2. HHMDG için RF Gönderme Devresi Tasarımı

HHMDG yönteminde alınan ölçümler gönderme işaretinin faz gürültüsü ile doğrudan ilişkili olduğundan RF gönderme sinyalinin faz gürültüsünü düşürmek için çalışmalar yapılmıştır. İdeal bir RF sinyal faz gürültüsü içermez. Başka bir deyişle, tek frekans bileşeni içermektedir, ancak pratikte ideal bir işaret üretmek imkânsızdır. Faz gürültüsünü azaltmak için sinyal yenileme teknikleri geliştirilmiştir (Viana, 2010). Faz kilitlemeli döngü (PLL: Phase Locked Loop) bu tekniklerden sıkça kullanılanlar arasındadır. Bu projenin ilerleyen aşamaları için çok düşük faz gürültüsüne (-140dBc/Hz@1MHz) sahip pürüzsüz bir sinyal elde etmek amaçlanmıştır. Bu sinyalin (2-6GHz) frekans aralığında olması beklenmektedir. Dolayısıyla, ölçümler ve mikrodalga benzetim aracı (ADS: Advanced Design System) desteğiyle, yüksek frekans aralığında çalışan düşük faz gürültülü faz kilitlemeli döngü tasarlanmıştır.

## 4. BULGULAR

Bu bölümde, her bir işpaketinde elde edilen bulgular ayrı bölümler halinde verilmiştir.

### 4.1. Sayısal Benzetim Çalışmaları

#### 4.1.1. Kod Hızlandırma Çalışmaları

Vektörleştirme işlemini denemek için kodun çok fazla döngü içeren aşağıdaki bölümü incelenmiştir:

```
for k = 1:Kmax-1
    for i = 1:Imax-1
        for j = 1:Jmax-1
            Hx(i,j,k) = DA * Hx(i,j,k) + DB * ( Ez(i,j,k) - Ez(i,j+1,k))*den_hy(j)+(Ey(i,j,k+1)
            - Ey(i,j,k))*den_hz(k));
        end
    end
end
```

Vektörleştirme sonrası kodun hali:

```
Hx(1:Imax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1)=DA*Hx(1:Imax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1)+DB *(-
diff(Ez(1:Imax-1,1:Jmax,1:Kmax-1),1,2)*10+(diff(Ey(1:Imax-1,1:Jmax-,1:Kmax),1,3)*10));
```

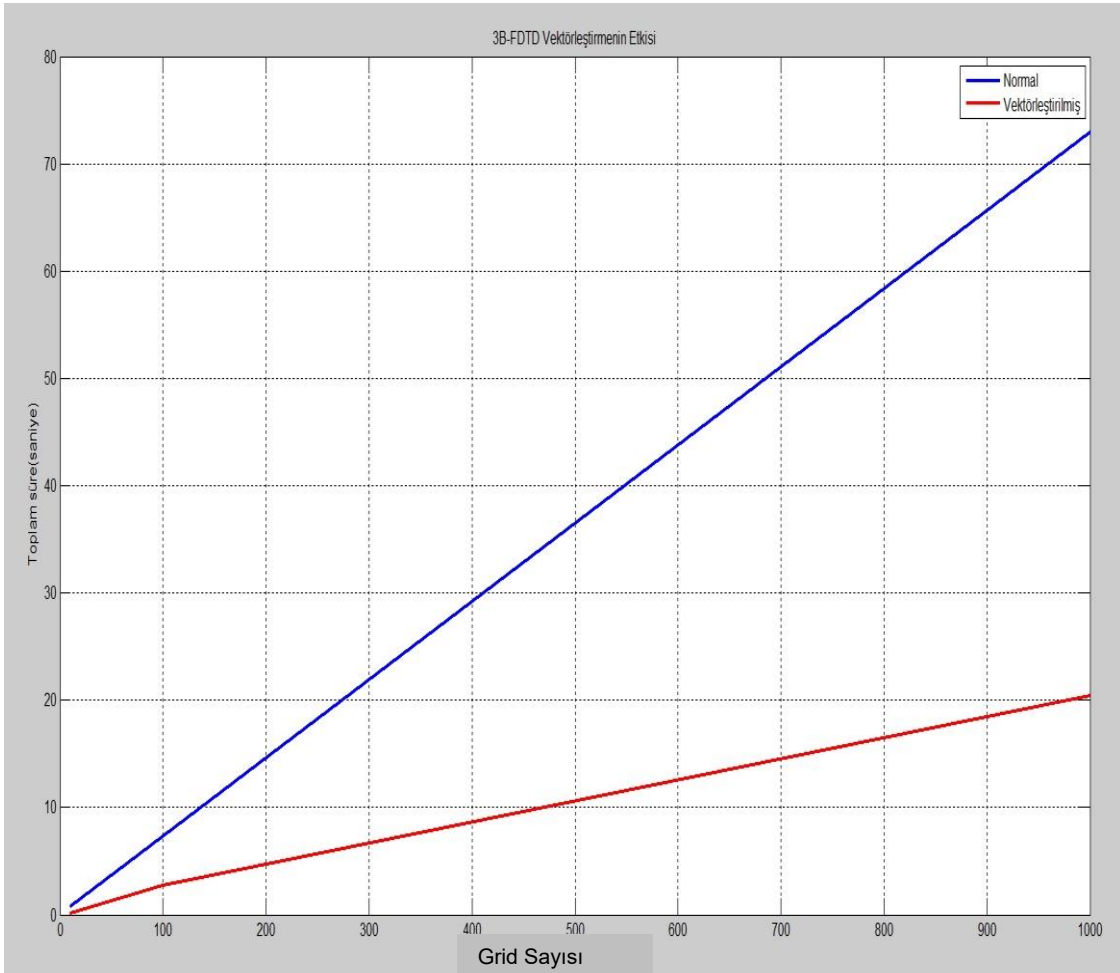
Tablo 14: Vektörleştirilen denklemdeki değişkenlerin özeti

Ey	y düzlemindeki elektrik alan
Hx	x düzlemindeki manyetik alan
Ez	z düzlemindeki elektrik alan
Imax,Jmax,Kmax	x,y,z boyutlarındaki maksimum grid sayıları
Diff	Matlab vektör farkı alan fonksiyon

Tablo 14'te vektörleştirilen denklemdeki değişkenlerin özeti verilmektedir. Vektörleştirilen denklemde görüldüğü gibi sadeleşme sağlanmıştır ve daha az hata oranı beklenmektedir. Proje için en önemli unsur olan sadeleşmeyi test etmek için 2 farklı kod (normal ve vektörleştirilmiş kodlar) test edilmiştir. Elde edilen sonuçlar Tablo 15 ve Şekil 51'te verilmiştir.

Tablo 15: Performans karşılaştırması

Grid sayısı	Normal kod (saniye)	Vektörleştirilmiş Kod (saniye)
10	0.73	0.2
100	7.3	2.8
1000	73	20.44



Şekil 51: Çalışma süresi ile grid sayısı arasındaki ilişki. Çok döngü kodun normal ve vektörleştirilmiş hallerinin incelenmesi.



Benzetimler için kullanılan 3B FDTD kod, sınırlardan geri yansımaları önlemek amacıyla CPML (Convolutional Perfectly Matched Layer) sınır koşulları yapısını içermektedir. Bu nedenden dolayı elektromanyetik denklemlerin iterasyonuna ek olarak CPML denklemlerinin iterasyonu da yer almaktadır. Genel olarak CPML içeren 3B FDTD kodu, iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada parametrelerin tanımlanması ve iterasyonlara başlanması için belli hesaplamaların yapılması, ikinci aşamada da CPML ve elektromanyetik denklemlerin iterasyon kodu bulunmaktadır. Benzetimde önemli olan ve sürenin büyük kısmına sahip olan iterasyon kısmıdır. Yapılan hızlandırma metoduna göre ilk kısma bazı işlemler eklenebilmektedir. Bu kısmı hızlandırmak için çeşitli testler yapılmıştır. 60x60x60 hücre boyutunda ve kenarlarında 10x10x10 hücre CPML boyutuna sahip bir küp üzerinde simülasyon yapılmıştır.

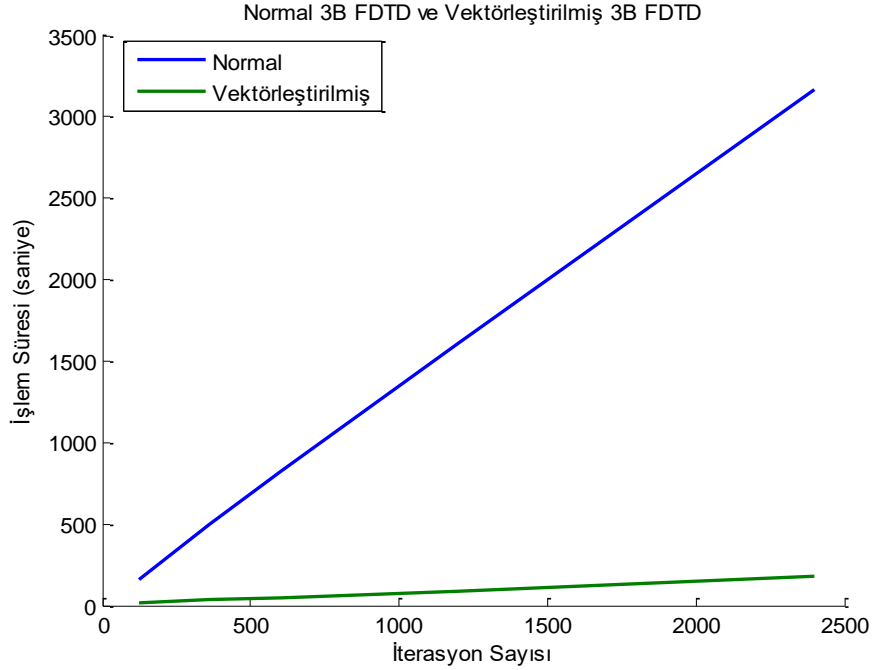
Tablo 16'de hızlandırma işlemine tabi tutulmamış kodun iterasyon sayısına göre hazırlık ve döngü süreleri bulunmaktadır. Ayrıca Tablo 17'de de vektörleştirme işlemine tabi tutulmuş kodun işlem süreleri yer almaktadır.

Tablo 16: Normal 3B FDTD için iterasyon sayısına göre süreler

İterasyon sayısı	Hazırlık Süresi	Döngü Süresi	Toplam Süre
121	3.5 s (saniye)	157.2 s	160.7 s
361	3.8 s	488.09 s	491.89 s
601	4.04 s	818.1 s	822.14 s
1201	3.94 s	1604.2 s	1608.14 s
2401	3.7 s	3163.42 s	3167.12 s

Tablo 17: Vektörleştirilmiş 3B FDTD için iterasyon sayısına göre süreler

İterasyon sayısı	Hazırlık Süresi	Döngü Süresi	Toplam Süre
121	4.04 s	9.23 s	13.27 s
361	3.68 s	27.07 s	30.75 s
601	3.8 s	42.4 s	46.2 s
1201	3.53 s	82.8 s	86.33 s
2401	3.86 s	170.15 s	174.01 s



Şekil 52: Normal 3B FDTD ve Vektörleştirilmiş 3B FDTD karşılaştırılması.

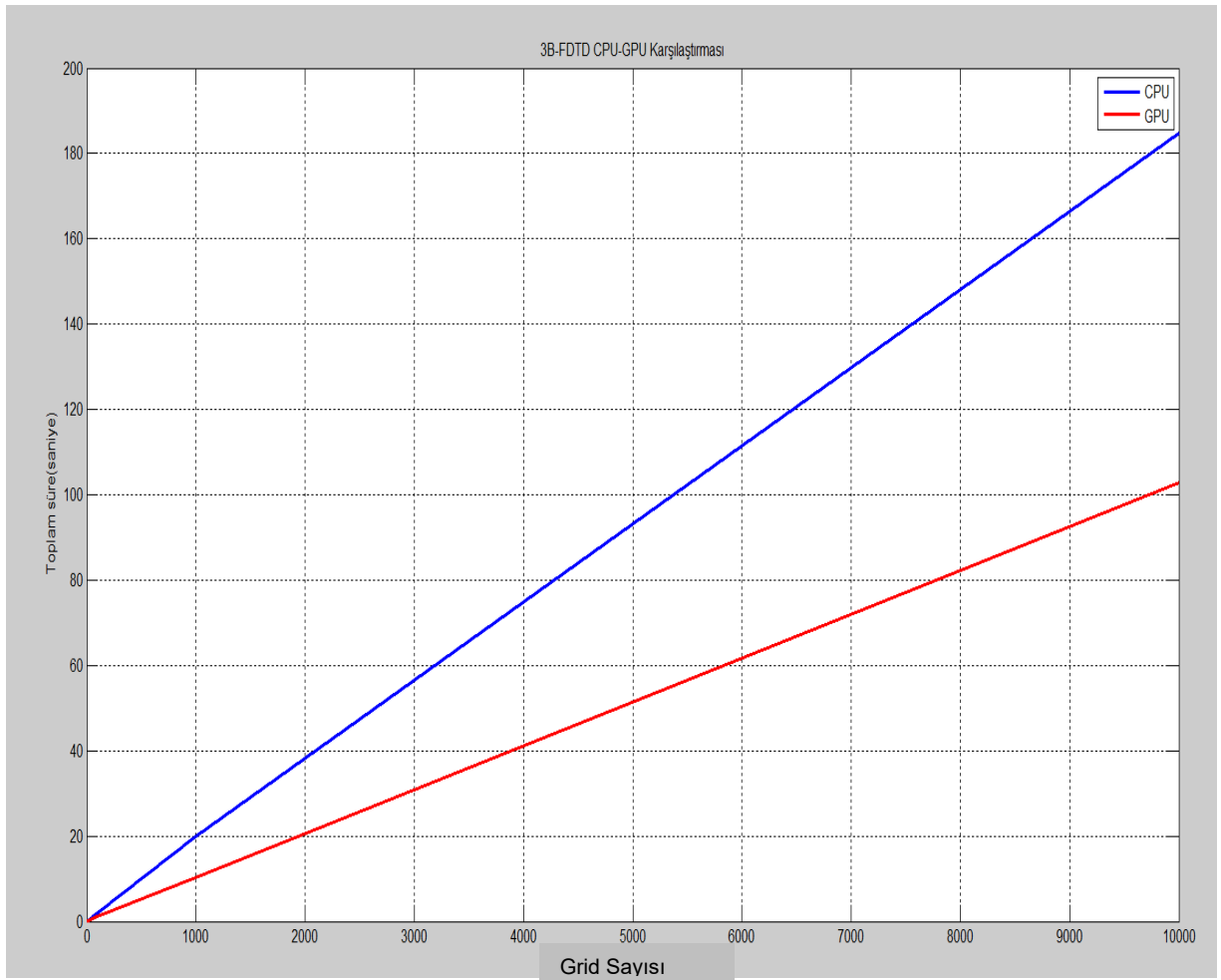
Yapılan testten de anlaşılacağı gibi döngüler (MATLAB dili için "for" döngüsü) ne kadar azaltılabilirse performans açısından o kadar iyi sonuç alınmaktadır. Bunun için olabildiğince döngü ile yapılan işlemler yerine Matlab kütüphanesinde yer alan fonksiyonları kullanılarak kodun daha hızlı hale getirilmesi amaçlanmaktadır.

### GPU Dizileri ve Arrayfun Kullanımı

GPU dizilerinin 3B FDTD denklemlerine etkisini gözlemlemek için, vektörleştirmede kullanılan manyetik alan denkleminde yer alan dizileri GPU haznesinde tanımlayarak gerekli karşılaştırma yapıldığında şu sonucu elde edilmektedir:

Tablo 18: 3B FDTD Normal dizi-GPU dizi Performans karşılaştırması

İterasyon sayısı	Normal dizi	GPU dizi
1	0.026 s	0.015 s
10	0.226 s	0.0116 s
100	2.05 s	1.05 s
1000	19.85 s	10.27 s
10000	184.75 s	102.84 s



Şekil 53: 3B FDTD CPU-GPU Karşılaştırması.

Tablo 18'da elde edilen verilere göre GPU dizisini kullanmanın hızlandırma açısından avantajı görülmektedir. Ayrıca GPU dizisiyle yapılan hesaplamanın üzerine elde edilen çıktı matrisini GPU haznesinden CPU haznesine iletim süresinin de eklenmesi gerekmektedir. Bu süre her seferinde oluşan matrisin boyutları aynı olduğu için, bütün iterasyon sayıları için yaklaşık olarak aynıdır. Bu karşılaştırma vektörleştirilmiş denklemlerle yapılmıştır. Üç adet *for* içeren döngülerle yazılmış denklem aynı şekilde karşılaştırıldığında CPU üzerinde normal diziler kullanılarak elde edilen sürenin GPU dizileriyle elde edilen süreye göre ciddi oranda daha az olduğu gözlemlenmiştir. Bu da vektörleştirmenin GPU kullanımında ne kadar önemli olduğunu göstermektedir. GPU ile işlem yapılmak istendiğinde ne kadar az döngü yapısı kullanılırsa o kadar fazla hız kazanılmaktadır.

MATLAB'da GPU'nun hızlandırma etkisini daha da artırabilen fonksiyonlar mevcuttur. Bunlardan en önemlisi ise "arrayfun" komutudur. Bu komutun genel tanımı ise şu şekildedir:  $[A B \dots] = \text{arrayfun}(FUN, C, D, \dots)$ . Bu komutla amaçlanan C ve D dizilerinin her elemanına FUN adı verilen fonksiyon uygulanmasıdır. Sonuç olarak C ve D çıktıları elde edilir. Buradaki önemli husus bütün girdilerin boyutlarının aynı olması ve skalar girdi olmalarıdır. *Arrayfun* hem döngülerden kurtulmak hem de paralelizasyon adına uygun bir seçenektir, çünkü girdi olan dizilerin elemanlarını sırayla belli bir düzen içinde gönderme görevini üstlenir. Ayrıca girdi olan diziler GPU haznesinde tanımlanıp arrayfun komutu kullanılırsa teker teker gönderilen elemanlar paralellenip farklı işlemciler üzerinde FUN fonksiyonu uygulanabilir. Bu da performans artışını sağlayabilir.

*Arrayfun* fonksiyonunu 3B FDTD denklemlerine entegre etmek için bütün girdiler tek boyutlu vektör haline getirilmiş ve hepsi aynı boyutta oluşturulmuştur. *Arrayfun* komutu matrislerden girdileri, değiştirilemeyen belli bir sırada aldığı için döngü yapısının ele alınıp tek boyutlu matrisleri denklemin döngü yapısına göre şekillendirilerek, *arrayfun*'ın istenilen sırada girdiler alması sağlanmıştır. Bu vektörleştirme işleminde çok sayıda döngü kullanmak durumunda kalınmıştır. Bu komutun kullanımında bir fonksiyon çağırılarak fonksiyon içerisinde standartta yapmak istenilen denklem girilmektedir. Aşağıda yer alan denkleme bakıldığında fonksiyonun Hx hesaplamasında kullanılan bütün matrisleri girdi olarak istediğini görülmektedir. Ayrıca Hx denkleminin herhangi bir döngü formatı kullanılmadan yazılmıştır. Bunun nedeni *arrayfun* sayesinde sanki bir döngü varmış gibi bütün parametrelere gerekli girdiler sırasıyla sağlanmaktadır. Bu sayede iteratif olarak istenilen hesaplama işlemi yapılabilmektedir.

```
Function Hx_sonuc1 =  
(Ey_new,Ey2_new,Ez_new,Ez2_new,Hx_new,den_hy,den_hz,DA,DB)  
Hx_sonuc1 = DA * Hx_new + DB * (Ez_new - Ez2_new)*den_hy+(Ey2_new -  
Ey_new)*den_hz;
```

*Arrayfun* hem CPU hem GPU üzerinde kullanılabilen bir komuttur. Hx denklemi için CPU üzerinde ve GPU üzerinde yer alan işlem süreleri test edilmiştir (Tablo 19). Tablo 19'deki süreler sadece *arrayfun* komutunun gerçekleşmesi esnasında bir iterasyon için ölçülen sürelerdir.

Tablo 19: 3B FDTD CPU ve GPU karşılaştırılması

Arrayfun (CPU)	Arrayfun (GPU)
3.95 s	0.079 s

Bu sonuç incelendiğinde *arrayfun* komutunun GPU üzerinde kullanılmasının CPU üzerinde kullanımına göre büyük bir avantajı olduğu gözlemlenmektedir. Fakat Hx hesaplamasında bir iterasyon için yalnız GPU dizisi kullanarak elde edilen ölçümde (0.015 s) *arrayfun* kullanımının yalnız GPU kullanımına göre geri kaldığını gözlemlenmiştir. Eğer vektörleştirme işlemi *arrayfun*'ın en ideal biçiminde kullanımına göre ayarlanabilirse GPU'nun hızlandırmaya olan etkisinin artacağı değerlendirilmiştir.

MATLAB ortamında GPU kartı kullanılarak yapılabilecek hızlandırmanın *arrayfun* komutuyla en üst aşamaya varabildiği belirli örneklerle açıklanmıştır. Fakat *arrayfun* komutunun en ideal biçimde kullanılması için girdilerin belirli bir düzen içinde verilmesi gerekmektedir. 3B FDTD denklemlerinin *arrayfun* komutuna adaptasyonunun daha iyi bir şekilde yapılması amaçlanmaktadır. Bunun için bu denklemler içinde yer alan girdilerin en ideal şekilde düzenlenmesi gerekmektedir. Bu şekilde Matlab ortamında en ideal hızlandırma katsayısına ulaşılması hedeflenmektedir.

Tüm kodu optimize şekilde çalıştırıp en hızlı hale getirmek için 4 farklı aşamada geliştirme yapılmıştır. Algoritmayı daha iyi ifade etmek için 6 farklı elektromanyetik denklemden Hx kullanılacaktır. Parametrik farklılıklar olsa da genel olarak diğer denklemlerde uygulanan algoritma aynı şekildedir. CPML içeren normal 3B FDTD kod yapısı aşağıdaki şekildedir. Bu kod üzerinden çalışıp işlem yapabilmek için kod 5 farklı sektöre ayrılmıştır. Bu sektörler Hx, psi\_Hxy\_1, psi\_Hxy\_2, psi\_Hxz\_1 ve psi\_Hxz\_2 denklemlerini içermektedir. Yapılan çalışmalarda bu sektörlerin *arrayfun* kullanılarak hangi değişimlere uğradığı örneklerle gösterilmiştir.

**Sektör 1:**

```

for k = 1:Kmax-1
    for i = 1:lmax-1
        for j = 1:jmax-1
            Hx(i,j,k) = DA * Hx(i,j,k) + DB * ( (Ez(i,j,k) - Ez(i,j+1,k)) * den_hy(j)
            +(Ey(i,j,k+1) - Ey(i,j,k))*den_hz(k));
        end
    end
end
end

```

**Sektör 2:**

```

for i = 1:lmax-1
    for j = 1:nyPML_1-1
        psi_Hxy_1(i,j,k) = bh_y_1(j)*psi_Hxy_1(i,j,k)+ ch_y_1(j) *(Ez(i,j,k) -
        Ez(i,j+1,k)) / dy;
        Hx(i,j,k) = Hx(i,j,k) + DB*psi_Hxy_1(i,j,k);
    end
    jj = nyPML_2-1;

```

**Sektör 3:**

```

for j = Jmax+1-nyPML_2:Jmax-1
    psi_Hxy_2(i,jj,k) = bh_y_2(jj)*psi_Hxy_2(i,jj,k)+ ch_y_2(jj) *(Ez(i,j,k)
    -Ez(i,(j+1),k))/dy ;
    Hx(i,j,k) = Hx(i,j,k) + DB*psi_Hxy_2(i,jj,k);
    jj = jj-1;
end
end
end

```

end

**Sektör 4:**

```

for i = 1:lmax-1
    for j = 1:jmax-1
        for k = 1:nzPML_1-1
            psi_Hxz_1(i,j,k) = bh_z_1(k)*psi_Hxz_1(i,j,k) + ch_z_1(k)
            *(Ey(i,j,k+1) - Ey(i,j,k))/dz ;
            Hx(i,j,k) = Hx(i,j,k) + DB*psi_Hxz_1(i,j,k);
        end
    end
end

```

### Sektör 5:

```
kk = nzPML_2-1;  
for k = Kmax+1-nzPML_2:Kmax-1  
    psi_Hxz_2(i,j,kk) = bh_z_2(kk)*psi_Hxz_2(i,j,kk)+ ch_z_2(kk) *(Ey(i,j,k+1)  
- Ey(i,j,k))/dz;  
    Hx(i,j,k) = Hx(i,j,k) + DB*psi_Hxz_2(i,j,kk);  
    kk = kk-1;  
end  
end  
end
```

Tablo 20:3D FDTD kodundaki değişkenlerin özeti

Ex, Ey, Ez	Elektrik alan parametreleri
Hx, Hy, Hz	Manyetik alan parametreleri
DA,DB	CPML sabitleri
den_hy, den_hz	CPML payda çarpanları
psi_Hxy,psi_Hxz	CPML manyetik alan parametreleri
bh_y,ch_y,bh_z,ch_z	Değişken CPML çarpanları

Bu kodda yer alan denklemlerde manyetik alan Hx'in hesaplanışını ve CPML'in etkileri olan psi\_Hxy\_1, psi\_Hxy\_2, psi\_Hxz\_1 ve psi\_Hxz\_2'nin hesaplanarak Hx üzerine dahil edilmesi görülmektedir. Bu kodu hızlandırmak için GPU ve arrayfun ile çalışılan 4 aşama şu şekildedir:

### İlk Aşama

İlk aşamada döngülerde yer alan ana denklemler *arrayfun* kullanılarak tekrar yazılmıştır. Yukarıda bahsedilen kod Hx için 5 farklı sektöre ayrılmış, bu sektörler Tablo 21'de ayrıntılı olarak gösterilmiştir. Yapılan çalışmayı göstermek adına yukarıda verilen koda ait ilk sektör (İlk Hx denkleminde oluşan sektör ) üzerinde *arrayfun* işlemi uygulandı.

Tablo 21: Sektörlere göre Hx hesaplamaları

Sektör 1	Sektör 2	Sektör 3	Sektör 4	Sektör 5
Hx	psi_Hxy_1	psi_Hxy_2	psi_Hxz_1	psi_Hxz_2

Tablo 22: İlk aşama kodları

**İlk sektör için normal kod:**

```
for k = 1:Kmax-1
```

```
for i = 1:Imax-1
```

```
for j = 1:Jmax-1
```

```
Hx(i,j,k) = DA * Hx(i,j,k) + DB * ( Ez(i,j,k) - Ez(i,j+1,k)) * den_hy(j) +(Ey(i,j,k+1) - Ey(i,j,k))*den_hz(k));
```

```
end
```

```
end
```

```
end
```

**İlk sektör için arrayfun kodu:**

```
Hx_Hx (1:(Kmax-1)*(Imax-1)*(Jmax-1))=Hx(1:Imax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1);
```

```
Ez_Hx (1:(Kmax-1)*(Imax-1)*(Jmax-1))=Ez(1:Imax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1);
```

```
Ez2_Hx(1:(Kmax-1)*(Imax-1)*(Jmax-1))=Ez(1:Imax-1,2:Jmax,1:Kmax-1);
```

```
Ey_Hx (1:(Kmax-1)*(Imax-1)*(Jmax-1))=Ey(1:Imax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1);
```

```
Ey2_Hx(1:(Kmax-1)*(Imax-1)*(Jmax-1))=Ey(1:Imax-1,1:Jmax-1,2:Kmax);
```

```
Hx_sonuc1=arrayfun(@calculate_Hx1,DA, Hx_Hx, DB, Ez_Hx, Ez2_Hx, den_hy_Hx, Ey2_Hx, Ey_Hx, den_hz_Hx);
```



```
Hx_sonuc1_p=reshape(Hx_sonuc1,lmax-1,Jmax-1,Kmax-1);
```

```
Hx(1:lmax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1)=Hx_sonuc1_p(1:lmax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1);
```

Tablo 22’de normal şekilde ve *arrayfun* kullanılarak yapılan Hx hesaplamasının ilk sektöründe bulunan kodlar yer almaktadır. Çalışılan bu ilk aşamada Hx 'in ilk sektör işlemi *arrayfun* ile düzenlenmiştir. *Arrayfun*'a giren tüm matrislerin aynı boyutta veya skaler sayılar olması gerekmektedir. Bunun için Hx hesaplamasında olan her matris tek boyutlu vektör haline getirilmiştir (Hx\_Hx, Ez\_Hx, Ez2\_Hx, Ey\_Hx, Ey2\_Hx). Daha sonra ilk işlemi yapmak için bu matrisleri *arrayfun* ile oluşturulan fonksiyona yollanmıştır (calculate\_Hx1 fonksiyonu):

```
function Hx_sonuc1=calculate_Hx1(DA,Hx_Hx,DB,Ez_Hx,Ez2_Hx,den_hy_Hx,  
Ey2_Hx, Ey_Hx, den_hz_Hx)  
  
Hx_sonuc1=DA*Hx_Hx+DB*((Ez_Hx-Ez2_Hx)*den_hy_Hx+(Ey2_Hx-  
Ey_Hx)*den_hz_Hx);
```

Görüldüğü gibi *arrayfun*'ın kullanıldığı fonksiyonun içeriği orijinal denklemde yapılanla neredeyse aynıdır. Buradaki kurguda *arrayfun*, tek boyutta aldığı matrisleri sanki bir döngü varmış gibi matrislerin içerisinde bulunan elementleri sırasıyla aynı anda fonksiyonun içindeki denkleme göndererek hesaplama yaptırmaktadır. Bunun sonucunda oluşan ve aynı boyutta olan Hx\_sonuc1 matrisini cevap olarak geri göndermektedir. *arrayfun*'ın buradaki avantajı, sırasıyla gönderilen her işlemi GPU çekirdekleri sayesinde aynı anda paralelleyerek yapabilmesidir. Hızlandırmayı sağlayan en önemli etken de budur.

Buradaki önemli bir başka husus ise Hx hesaplamasında Tablo 22’te yer alan ilk sektör için olan normal kodda görüldüğü gibi aynı anda Ez(i,j,k) ve Ez(i,j+1,k) gibi aynı parametrenin kendi ve bir sonraki noktadaki değerine ihtiyaç duyulmasıdır. Bu temel olarak paralel programlamada iterasyonla işlem yapmanın en büyük zorluklarından biridir. Çünkü bu denklemin hesaplamasını, tek seferde paralelleyerek çekirdekler üzerinde aynı anda yapılması gerekmektedir. Bunun için de aynı parametrenin bir ekseninde yer alan bir önceki ve sonraki değerinin aynı anda *arrayfun* fonksiyonuna gönderilmesi gerekmektedir. Aynı matrisi iki kez fonksiyona gönderme işlemi anlamlı olmadığı gibi aslında istenilen aynı matrisin iki farklı datasıdır. Bu problem Ez(i,j,k) ve Ez(i,j+1,k)'yı *arrayfun*'a gönderirken 2 farklı matris olarak (Ez\_Hx,Ez2\_Hx) tanımlayıp

gönderilerek çözülmüştür. Yani artık Ez değil 2 adet birbirinden bağımsız matris bulunmaktadır. Böylece arrayfun içinde yapılan paralel hesaplamada karışıklık olması engellemiştir.

Tablo 23: İlk aşama için ikinci sektör kodları

**İkinci sektör için normal kod:**

```
for i = 1:lmax-1
for j = 1:nyPML_1-1
psi_Hxy_1(i,j,k) = bh_y_1(j)*psi_Hxy_1(i,j,k)+ ch_y_1(j) *(Ez(i,j,k) - Ez(i,j+1,k)) / dy;
Hx(i,j,k) = Hx(i,j,k) + DB*psi_Hxy_1(i,j,k);
end
end
end
```

**İkinci sektör için arrayfun kullanılan kod:**

```
psi_Hxy_1_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=psi_Hxy_1(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);
```

```
Ez_Hx_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=Ez(1:lmax-1,1:nyPML_1-1, 1:Kmax-1);
```

```
Ez2_Hx_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=Ez(1:lmax-1,2:nyPML_1,1:Kmax-1);
```

```
psi_Hxy_1_sonuc=arrayfun(@calculate_Hx2_1,bh_y_1_Hx_ypml1,psi_Hxy_1_ypml1,ch_y_1_Hx_ypml1,Ez_Hx_ypml1,Ez2_Hx_ypml1,Hx_ypml1,DB,dy);
```

```

psi_Hxy_1_sonuc_p=reshape(psi_Hxy_1_sonuc,lmax-1,nyPML_1-1,Kmax-1);

psi_Hxy_1(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1)=psi_Hxy_1_sonuc_p(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);

psi_Hxy_1_ypml1_1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=psi_Hxy_1(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);

Hx_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=Hx(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);

Hx_ypml1_sonuc=arrayfun(@calculate_Hx2_2,Hx_ypml1,DB,psi_Hxy_1_ypml1_1);

Hx_ypml1_sonuc_p=reshape(Hx_ypml1_sonuc,lmax-1,nyPML_1-1,Kmax-1);

Hx(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1)=Hx_ypml1_sonuc_p(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);

```

İkinci sektörde yer alan `psi_Hxy_1`'in hesaplanma şekli ve `Hx`'e etkisini Tablo 23'te yer alan kod içindeki hesaplamalarda görülmektedir. Burada yine aynı şekilde `psi_Hxy_1`'in hesaplanması için `arrayfun`'a girecek matrisler tek boyutlu hale getirilmiştir (`psi_Hxy_1_ypml1`, `Ez_Hx_ypml1`, `Ez2_Hx_ypml1`). Daha sonra elde edilen yeni matrisleri `arrayfun` komutu ile `calculate_Hx2_1` fonksiyonuna yollayarak paralel programlama işlemini yaptırıp, `psi_Hxy_sonuc` matrisi elde edilmiştir. Elde edilen sonuç tekrar biçimlendirilip 3 boyutlu hale getirilmektedir.

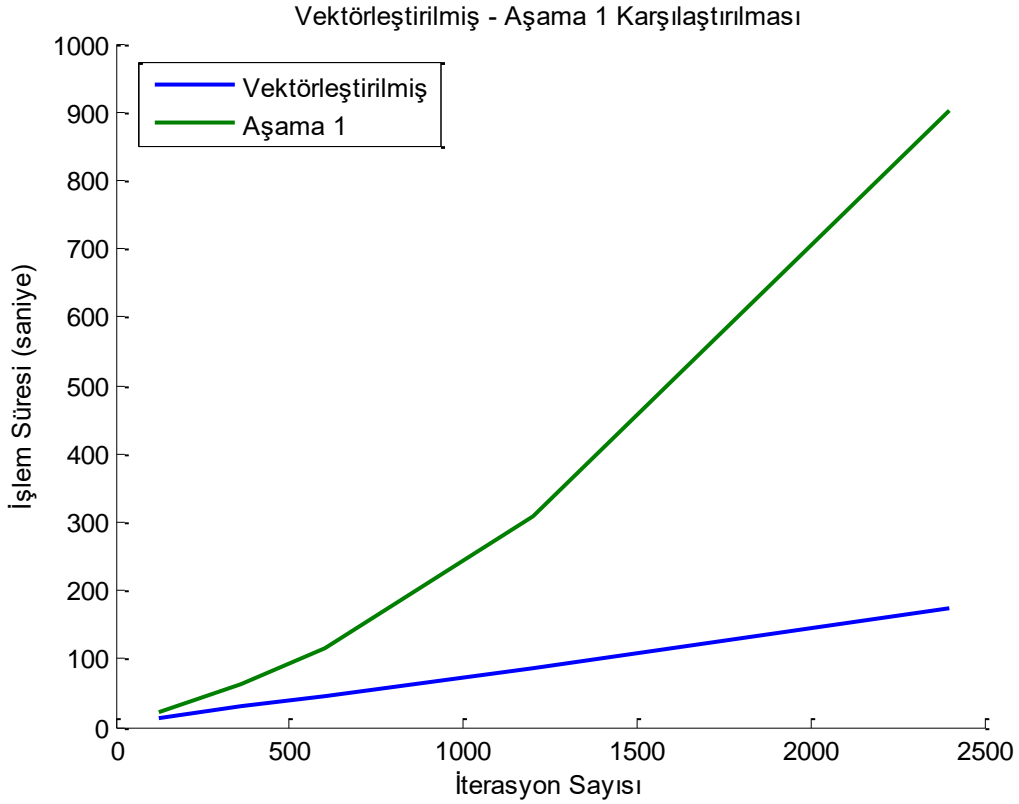
İlgili `psi_Hxy_1` matrisini güncellendikten sonra bu değer `Hx` değeriyle ilişkilendirilir. Bunun için yine aynı şekilde `arrayfun` prosedürlerini izleyip matrisleri vektör haline getirip, (`psi_Hxy_1_ypml1_1`, `Hx_ypml1`) `arrayfun` fonksiyonuna soktuktan sonra (`calculate_Hx2_2`) elde edilen sonucu `Hx`'in ilgili bölümlerine atayarak `Hx` güncellenir.

Geriye kalan `psi_Hxy_2`, `psi_Hxz_1` ve `psi_Hxz_2` parametrelerini benzer algoritma yapısı ile hesaplanıp, `Hx`' e olan etkileri yansıtılmaktadır.

Bu aşamada planlanan algoritma, `Hx` için gösterilmiştir. Aynı işlemler `Hy`, `Hx`, `Ex`, `Ey` ve `Ez` için uygulanıp tüm kod revize edildi. Buna göre normal koda göre hız açısından şöyle bir fark elde edilmiştir:

Tablo 24: Aşama 1 için iterasyon sayısına göre süreler

İterasyon sayısı	Hazırlık Süresi	Döngü Süresi	Toplam Süre
121	4.67 s	18.08 s	22.75 s
361	4.64 s	59.6 s	64.24 s
601	4.45 s	111.6 s	116.05 s
1201	4.79 s	302.47 s	307.26
2401	4.28 s	899.03 s	903.31 s



Şekil 54: Vektörleştirilmiş ve Aşama 1 Karşılaştırılması.

Vektörleştirme işlemi GPU kullanılmadan yapıldığından dolayı ve normal koda göre çok daha hızlı sonuç verdiği için bundan sonraki karşılaştırmalar vektörleştirilmiş kodun sürelerine göre değerlendirilmiştir. Şekil 54'te verilen sonuç incelendiğinde GPU ve arrayfun ile yapılan birinci

aşama düzenlemelerin vektörleştirmeye göre daha çok işlem süresine sahip olduğu görülmektedir. Bu yüzden diğer aşamalarda daha farklı algoritmik düzenlemeler yapılmıştır.

## İkinci Aşama

Bu aşamada *arrayfun* kullanımını ortaklamak üzerine çalışmalar yapılmıştır. Birden çok *arrayfun* işlemiyle yapılan işlemler aynı *arrayfun* işlemi altında yapılmaya çalışılmıştır.

Tablo 25: İkinci aşama kodları

İlk aşamada kullanılan *arrayfun* kodu:

```
psi_Hxy_1_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=psi_Hxy_1(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);
```

```
Ez_Hx_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=Ez(1:lmax-1,1:nyPML_1-1, 1:Kmax-1);
```

```
Ez2_Hx_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=Ez(1:lmax-1,2:nyPML_1,1:Kmax-1);
```

```
psi_Hxy_1_sonuc=arrayfun(@calculate_Hx2_1,bh_y_1_Hx_ypml1,psi_Hxy_1_ypml1,ch_y_1_Hx_ypml1,Ez_Hx_ypml1,Ez2_Hx_ypml1,Hx_ypml1,DB,dy);
```

```
psi_Hxy_1_sonuc_p=reshape(psi_Hxy_1_sonuc,lmax-1,nyPML_1-1,Kmax-1);
```

```
psi_Hxy_1(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1)=psi_Hxy_1_sonuc_p(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);
```

```
psi_Hxy_1_ypml1_1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=psi_Hxy_1(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);
```

```
Hx_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=Hx(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);
Hx_ypml1_sonuc=arrayfun(@calculate_Hx2_2,Hx_ypml1,DB,psi_Hxy_1_ypml1_1);
Hx_ypml1_sonuc_p=reshape(Hx_ypml1_sonuc,lmax-1,nyPML_1-1,Kmax-1);
Hx(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1)=Hx_ypml1_sonuc_p(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);
```

İkinci aşamada kullanılan arrayfun kodu:

```
psi_Hxy_1_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=psi_Hxy_1(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);
Ez_Hx_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=Ez(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);
Ez2_Hx_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=Ez(1:lmax-1,2:nyPML_1,1:Kmax-1);
Hx_ypml1(1:(lmax-1)*(nyPML_1-1)*(Kmax-1))=Hx(1:lmax-1,1:nyPML_1-1,1:Kmax-1);
```

```
jj=linspace(nyPML_2-1,1,nyPML_2-1);
```

```
psi_Hxy_2_ypml2(1:(lmax-1)*(nyPML_2-1)*(Kmax-1))=psi_Hxy_2(1:lmax-1,jj,1:Kmax-1);
Ez_Hx_ypml2(1:(lmax-1)*(nyPML_2-1)*(Kmax-1))=Ez(1:lmax-1,Jmax+1-nyPML_2:Jmax-1,1:Kmax-1);
Ez2_Hx_ypml2(1:(lmax-1)*(nyPML_2-1)*(Kmax-1))=Ez(1:lmax-1,Jmax+2-nyPML_2:Jmax,1:Kmax-1);
Hx_ypml2(1:(lmax-1)*(nyPML_2-1)*(Kmax-1))=Hx(1:lmax-1,Jmax+1-nyPML_2:Jmax-1,1:Kmax-1);
```

```
[psi_Hxy_1_sonuc,Hx_ypml1_sonuc,psi_Hxy_2_sonuc,Hx_ypml2_sonuc]=arrayfun(@calculate_Hx2,bh_y_1_Hx_ypml1,psi_Hxy_1_ypml1,ch_y_1_Hx_ypml1,Ez_Hx_ypml1,Ez2_Hx_ypml1,Hx_ypml1,DB,dy,bh_y_2_Hx_ypml2,psi_Hxy_2_ypml2,ch_y_2_Hx_ypml2,Ez_Hx_ypml2,Ez2_Hx_ypml2,Hx_ypml2);
```

Hx üzerinden değerlendirecek olursak; psi\_Hxy\_1 ve psi\_Hxy\_2 yi aynı arrayfun işlemiyle, ayrıca psi\_Hxz\_1 ve psi\_Hxz\_2 yi da aynı arrayfun altında işlem gördürerek 5 sektörden oluşan yapıyı 3 sektöre indirmiş oluyoruz. Tablo 25’da aynı kodun ilk aşamada ve ikinci aşamadaki yazılmış hali görülmektedir. Bu örnekte ilk aşamada psi\_Hxy\_1 için bir arrayfun kullanılırken ikinci aşamada hem psi\_Hxy\_1 hem de psi\_Hxy\_2 için tek arrayfun kullanıldığını gözlemlenebilir.

Bu işlemlerden görüldüğü gibi psi\_Hxy\_1 ve psi\_Hxy\_2’nin hesaplanmasında kullanılacak olan denklemleri aynı boyutlarda vektör haline getirilip aynı arrayfun işlemine sokulmaktadır:

```
Function[psi_Hxy_1_sonuc,Hx_ypml1_sonuc,psi_Hxy_2_sonuc,Hx_ypml2_sonuc]=calculate_Hx  
2(bh_y_1_Hx_ypml1,psi_Hxy_1_ypml1,ch_y_1_Hx_ypml1,Ez_Hx_ypml1,Ez2_Hx_ypml1,Hx_yp  
ml1,DB,dy,bh_y_2_Hx_ypml2,psi_Hxy_2_ypml2,ch_y_2_Hx_ypml2,Ez_Hx_ypml2,Ez2_Hx_ypml  
2,Hx_ypml2)
```

```
psi_Hxy_1_sonuc = bh_y_1_Hx_ypml1*psi_Hxy_1_ypml1+ ch_y_1_Hx_ypml1 *(Ez_Hx_ypml1 -  
Ez2_Hx_ypml1)/dy;
```

```
Hx_ypml1_sonuc = Hx_ypml1 + DB*psi_Hxy_1_sonuc;
```

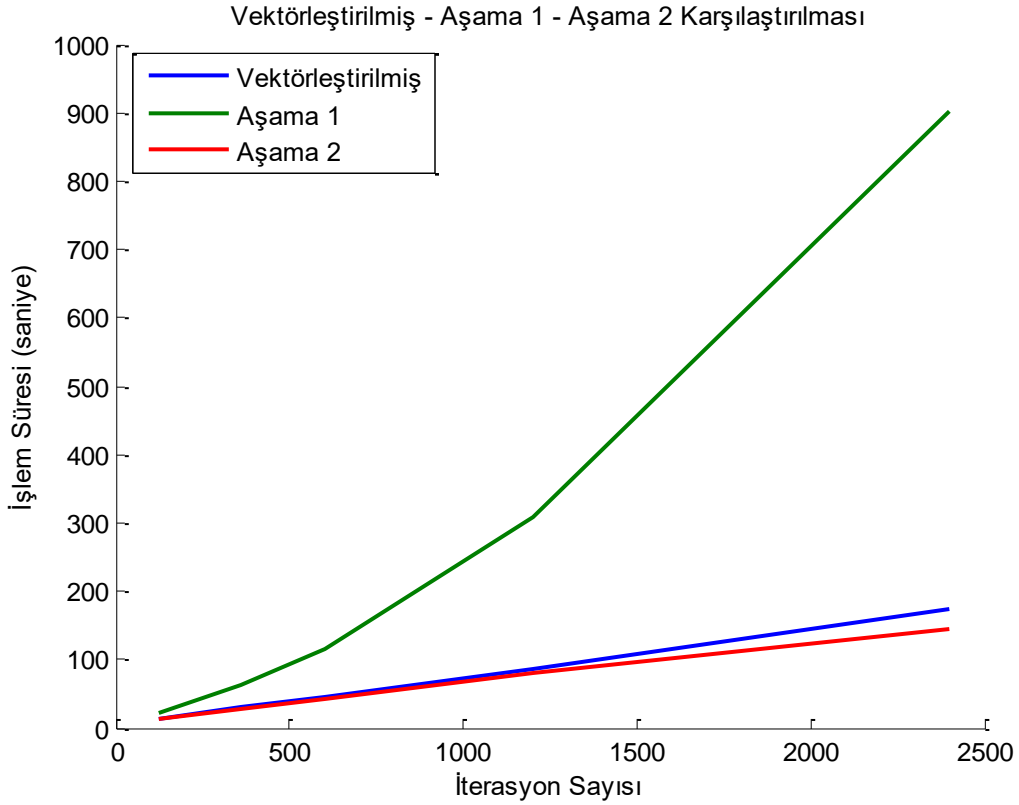
```
psi_Hxy_2_sonuc = bh_y_2_Hx_ypml2*psi_Hxy_2_ypml2+ ch_y_2_Hx_ypml2 *(Ez_Hx_ypml2 -  
Ez2_Hx_ypml2)/dy ;
```

```
Hx_ypml2_sonuc = Hx_ypml2 + DB*psi_Hxy_2_sonuc ;
```

Normalde *arrayfun* işlemlerinden tek çıktı alınmaktaydı ama bu işlemlerin ortaklanması sayesinde iki çıktı alınarak işlem gücü artırılmıştır. 6 elektromanyetik denklem için 6\*5=30 sektör işlem yaparken bu yöntemin sayesinde 3\*6=18 sektör işlem yapılarak hızlandırmaya katkıda bulunulmuştur.

Tablo 26: Aşama 2 için iterasyon sayısına göre süreler

İterasyon sayısı	Hazırlık Süresi	Döngü Süresi	Toplam Süre
121	4.4 s	9.76 s	14.16 s
361	4.6 s	24.2 s	28.8 s
601	4.2 s	38.8 s	43 s
1201	4.7 s	75.2 s	79.9 s
2401	4.64 s	141.3 s	145.94 s



Şekil 55: Vektörleştirilmiş-Aşama 1-Aşama2 Karşılaştırılması.

Tablo 26'ye göre işlem sürelerine göz atıldığında ve Şekil 55'e göre diğer işlemlerle karşılaştırma yapıldığında ikinci aşamanın düşük iterasyon sayılı işlemler için vektörleştirme yöntemine göre yaklaşık olarak aynı hıza sahip olduğunu fakat iterasyon sayısını artırdıkça işlem süresinin daha



da kısalarak daha hızlı hale geçtiğini gözlemlenmektedir. Bu yüzden birinci aşamadan sonra yapılan değişikliklerin olumlu sonuç verdiği söylenilebilir.

## Üçüncü Aşama

Bu aşamada kodun tüm işlem süresini kısaltmak için her türlü yapılan işlemler tekrar gözden geçirilerek bir çıkarım daha yapılmıştır. Normalde Matlab 'ta yapılan matrisleri birbirine eşitleme işlemlerinin önemli bir zaman almadığı düşünülür. Buradaki kod yapısı incelendiğinde; her bir döngüde yapılan, 3 boyutlu matrislerin tek boyuta indirgenerek vektör haline dönüşme süresinin genel zamana oranla önemsenecek bir zamana sahip olduğunu tespit edilmiştir. Bu süreyi azaltmak için yapılan matris atama işlemleri *arrayfun* kullanarak hızlandırılmaya çalışılmıştır. Her sekmede yer alan matris atama işlemleri aynı *arrayfun* altında toplanmıştır. Kodda hem görünüm olarak sadeliği hem de hızlanma açısından önemli bir aşama kaydedilmiştir. Örnek olarak Hx hesaplamasının ilk sektöründe yapılan değişiklikler şu şekilde gerçekleşmiştir:

Tablo 27: Üçüncü aşama kodları

İlk sektörün ikinci aşama yöntemleriyle yazılmış *arrayfun* kodu:

```
Hx_Hx (1:(Kmax-1)*(lmax-1)*(Jmax-1))=Hx(1:lmax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1);
```

```
Ez_Hx (1:(Kmax-1)*(lmax-1)*(Jmax-1))=Ez(1:lmax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1);
```

```
Ez2_Hx(1:(Kmax-1)*(lmax-1)*(Jmax-1))=Ez(1:lmax-1,2:Jmax,1:Kmax-1);
```

```
Ey_Hx (1:(Kmax-1)*(lmax-1)*(Jmax-1))=Ey(1:lmax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1);
```

```
Ey2_Hx(1:(Kmax-1)*(lmax-1)*(Jmax-1))=Ey(1:lmax-1,1:Jmax-1,2:Kmax);
```

```
Hx_sonuc1=arrayfun(@calculate_Hx1,DA, Hx_Hx, DB, Ez_Hx, Ez2_Hx, den_hy_Hx,  
Ey2_Hx, Ey_Hx, den_hz_Hx);
```

```
Hx_sonuc1_p=reshape(Hx_sonuc1,lmax-1,Jmax-1,Kmax-1);
```

```
Hx(1:lmax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1)=Hx_sonuc1_p(1:lmax-1,1:Jmax-1,1:Kmax-1);
```

İlk sektörün üçüncü aşama yöntemleriyle yazılmış arrayfun kodu:

```
[Hx_Hx,Ez_Hx,Ey_Hx]=arrayfun(@calculate_Hx_section1_1,Hx(1:lmax-1,1:jmax-1,1:kmax-1),Ez(1:lmax-1,1:jmax-1,1:kmax-1),Ey(1:lmax-1,1:jmax-1,1:kmax-1));-
```

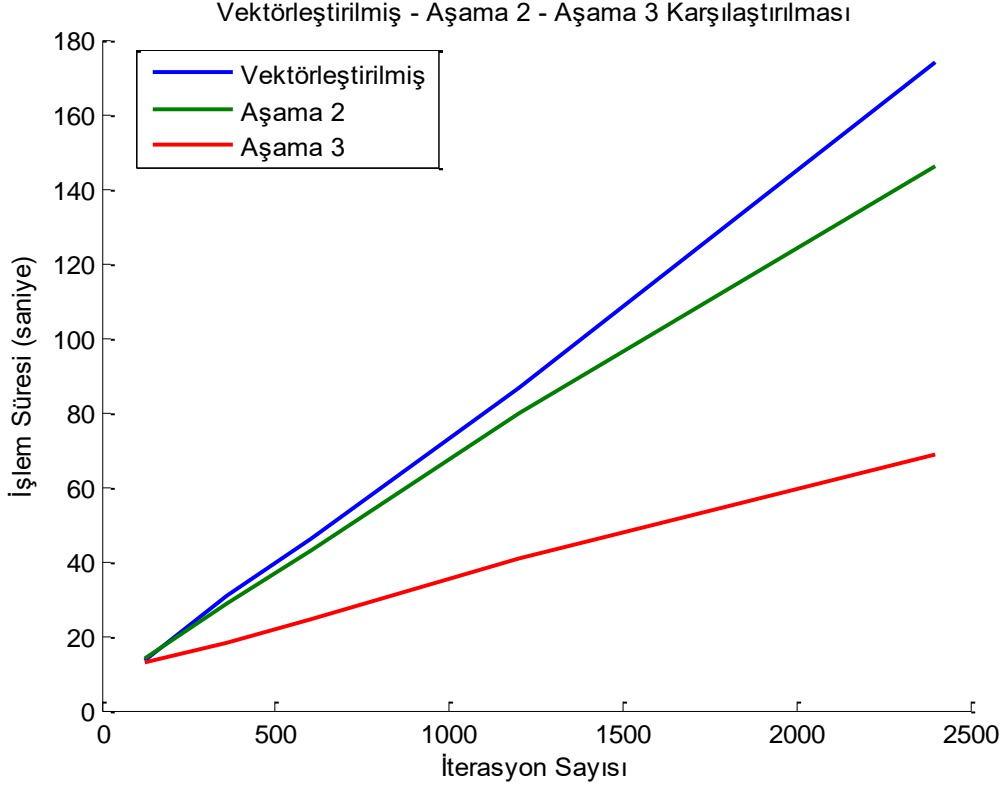
```
[Ez2_Hx,Ey2_Hx]=arrayfun(@calculate_Hx_section1_2,Ez(1:lmax-1,2:jmax,1:kmax-1),Ey(1:lmax-1,1:jmax-1,2:kmax));Hx_sonuc1=arrayfun(@calculate_Hx1,DA, Hx_Hx, DB, Ez_Hx, Ez2_Hx, den_hy_Hx, Ey2_Hx, Ey_Hx, den_hz_Hx);
```

```
Hx(1:lmax-1,1:jmax-1,1:kmax-1)=Hx_sonuc1(1:lmax-1,1:jmax-1,1:kmax-1);
```

Görüldüğü gibi Hx hesaplama işleminin ilk sekmesinde yapılan işlemler esnasında oluşturulan Hx\_Hx, Ez\_Hx ve Ey\_Hx matrisleri *arrayfun* ile oluşturularak kodda sadeleşme sağlanmıştır. Bu yöntem bütün sekmelere uygulanıp süre ölçüldüğünde bir performans artışı gözlemlenmiştir.

Tablo 28: Aşama 3 için iterasyon sayısına göre süreler

İterasyon sayısı	Hazırlık Süresi	Döngü Süresi	Toplam Süre
121	4.74 s	8.22 s	12.96 s
361	4.32 s	13.64 s	17.96 s
601	4.78 s	19.74 s	24.52 s
1201	4.8 s	36.2 s	41 s
2401	4.2 s	64.3 s	68.5 s



Şekil 56: Vektörleştirilmiş-Aşama 2-Aşama 3 Karşılaştırılması.

Tablo 28'a göre üçüncü aşama verilerine bakıldığında hızlanmanın diğer yöntemlere göre net bir şekilde arttığını görülmektedir. Şekil 56'te de görüldüğü üzere işlem süresi ikinci aşamaya göre çok iyi derece azalmıştır.

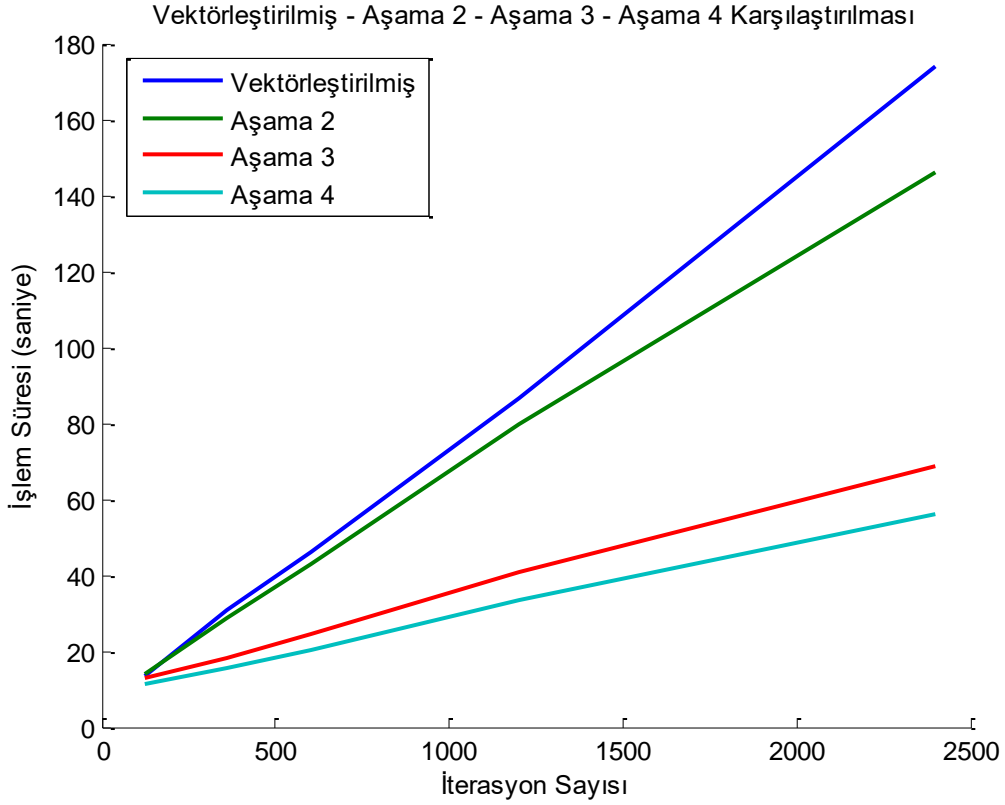
### Dördüncü Aşama

Bu aşamada maksimum hıza ulaşmak için küçük kazançlı olsa da yapılabilecek ayrıntılar irdelenmiştir. Döngüler içinde kalan ve sürekli tanımlanmak durumunda olan matris ifadeleri döngü dışına alınmıştır. Ayrıca 2 veya 3 aşamada yapılan işlemler kodun optimizasyonu ile yine aynı metotla aynı arrayfun işlemi içinde yapılmaya çalışılmıştır. Bunun yapılmasının amacı her satır kodun işlem hızını bir etkide bulunmasıdır. Her yapılan arrayfun işlemi 1 satır koddur ve ayrıca 1 fonksiyon içermektedir. Fonksiyonun içeriğine yazılan her işlem arrayfun'ın toplam işlem yapma hızını önemli derecede etkilememektedir. Bunun için bütün yapılan işlemler arrayfun'ın içinde yer alan fonksiyonda yer aldırılmaya çalışılmıştır, çünkü her işlem kendi başına hızı kötü yönde

etkileyebilecekken, arrayfun içinde yer aldığında arrayfun içinde o işlemde başka işlemler olsa da arrayfun'ın toplam işlem hızını çok değiştirmemektedir.

Tablo 29: Aşama 4 için iterasyon sayısına göre süreler

İterasyon sayısı	Hazırlık Süresi	Döngü Süresi	Toplam Süre
121	4.6 s	6.77 s	11.37 s
361	4.48 s	11.2 s	15.68 s
601	4.28 s	16 s	20.28 s
1201	4.63 s	28.8 s	33.43 s
2401	4.41 s	51.8 s	56.21 s



Şekil 57: Bütün yöntemlerin karşılaştırılması.

Sonuncu metodun sonuçlarına bakıldığında üçüncü aşamaya göre hızda biraz daha gelişme olduğu görülmektedir. Ayrıca minimum işlem süresine ulaşılmaktadır.

Tablo 30: Vektörleştirmeye göre *arrayfun* aşamalarının hızlanma oranı

İterasyon sayısı	Aşama 2	Aşama 3	Aşama 4
121	0.94	1.02	1.16
361	1.06	1.71	1.96
601	1.07	1.88	2.27
1201	1.08	2.1	2.58
2401	1.2	2.54	3.09

Tablo 31: Normal 3B FDTD'ye göre bütün yöntemlerin hızlanma oranları

İterasyon sayısı	Vektörleştirilmiş	Aşama 1	Aşama 2	Aşama 3	Aşama 4
121	12.11	7.06	11.34	12.3	14.13
361	15.99	7.65	17.1	27.38	31.3
601	17.79	7.08	19.11	33.52	40.53
1201	18.63	5.23	20.12	39.22	48.10
2401	18.21	3.51	21.7	46.24	56.34

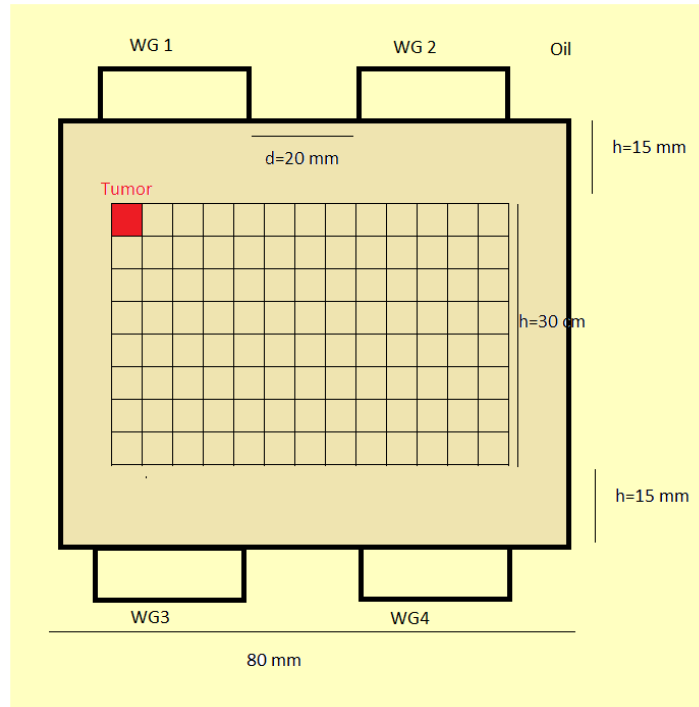
Tablo 30 incelendiğinde *arrayfun* için yapılan aşamalar sonucu iterasyon sayısı arttıkça 3 kata kadar vektörleştirmeye göre kazanç sağlandığı görülmektedir. Ayrıca Tablo 31 incelendiğinde normal 3B FDTD koduna göre 56 kata varan kazanç sağlanabildiği gösterilmiştir.

#### 4.1.2. Benzetim sonuçları

Bir doku içerisindeki yansıtıcıdan gelen sinyali modellemek için 3 boyutlu model kullanılarak benzetim yapılmıştır. Burada model 80 mm x 80 mm x 60 mm boyutlarında bir yağ dokusu içerisinde 3 mm x 3 mm x 3 mm boyutlarında bir tümör yerleştirilmesinden oluşmaktadır. Anten olarak içerisinde sıvı yağ ile doldurulmuş 25 mm x 9 mm x 11 mm boyutlarında açık sonlandırılmış dalga klavuzları kullanılmıştır.

Benzetimde, tümörün yeri Şekil 58'de gösterilen 5 mm'lik gridler üzerinde hareket ettirilerek, yatayda 65 mm ve düşeyde 30 mm'lik bir alanda tarama sağlanmıştır. Bu benzetimde FUS'un her zaman tümörün merkezini odakladığı kabul edilmiştir.

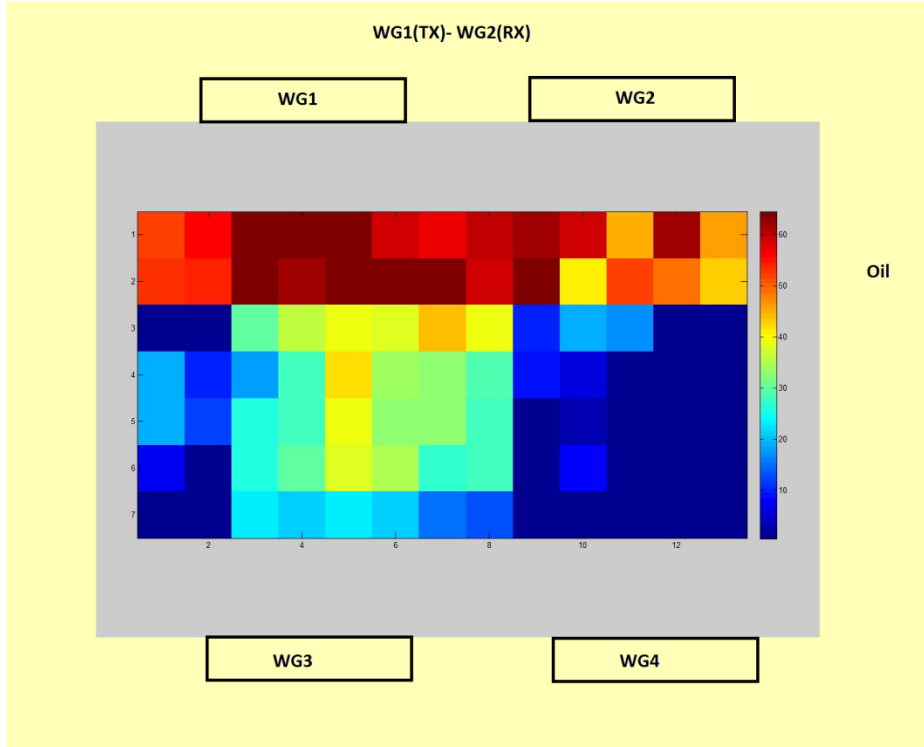
Öncelikle HIFU programı kullanılarak, tümörün bulunduğu derinliğe göre, homojen yağ dokusu içerisinde akustik yoğunluğun değişimleri hesaplanmıştır. Burada elde edilen sonuçlardan akustik ışın kuvveti hesaplanmıştır. Bu kuvvet dağılımı mekanik simülatöre girdi olarak verilerek, 50 Hz'lik titreşim frekansı için tümörün yer değiştirme matrisleri elde edilmiştir.



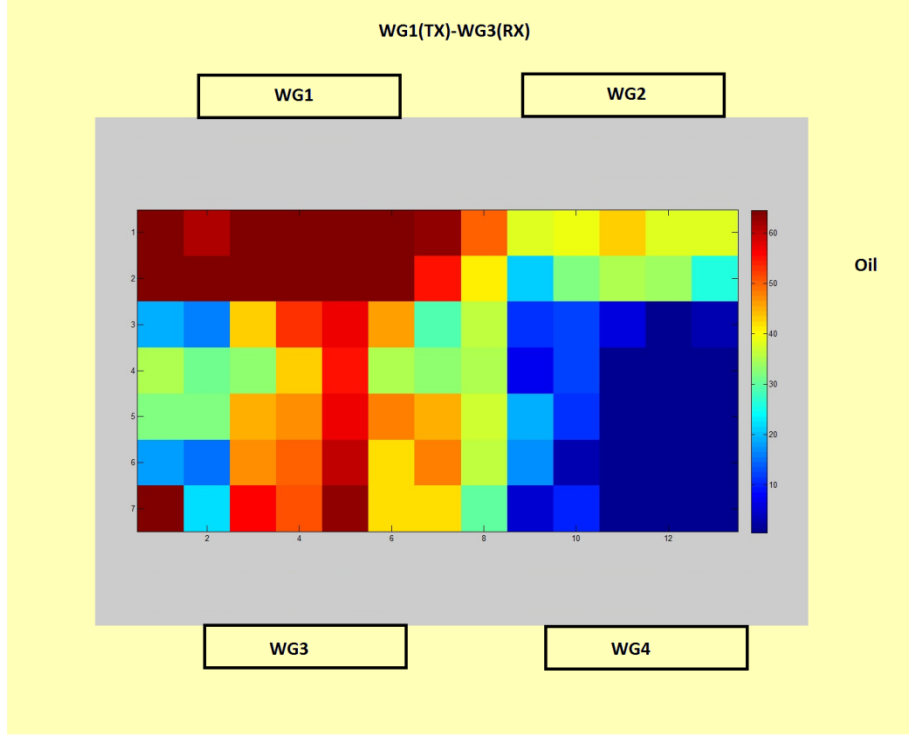
Şekil 58: 3 boyutlu HHMDG metodu için benzetim modeli: 3 mm'lik tümörün yerleştirildiği gridler.

Her bir tümör lokasyonu için yer değiştirme matrisleri kaydedilmiştir. Elektromanyetik benzetimlerde WG1 anteni her zaman gönderme anteni olarak ve WG2, WG3 ve WG4 antenleri alma antenleri olarak ayarlanmıştır. Anten arasındaki yatay uzaklık 20 mm'dir. Gönderme merkez frekansı 4.7 GHz olarak seçilmiştir.

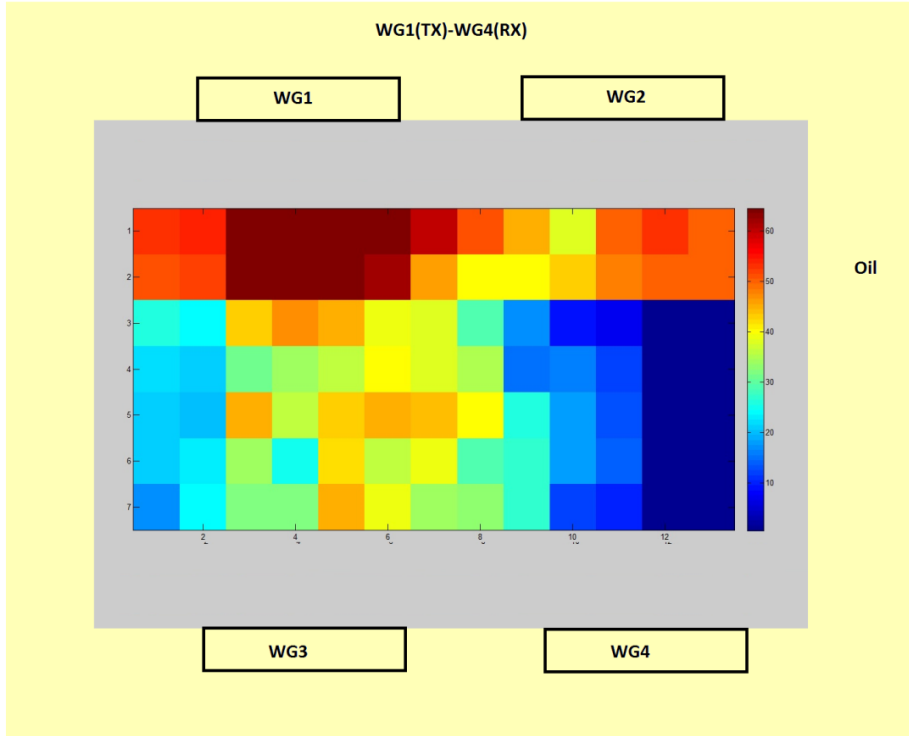
Benzetimlerde, antenlerin pozisyonları, antenler arasındaki mesafeler, antenlerin polarizasyonları gibi faktörlerin alınan Doppler sinyal seviyesine doğrudan etki ettiği gözlemlenmiştir. Tümörün yeri değiştikçe antenlere göre alınan Doppler sinyal seviyesi değişimi kaydedilmiştir. Benzetimlerde, bir anten gönderme yaparken yalnızca bir antenin alma yaptığı var sayılmıştır. Gönderme anteninin yeri her zaman sabit kalmıştır. Alma anteninin yeri değiştirilerek anten pozisyonuna göre alınan Doppler sinyal seviyesi çıkarılmıştır. Şekil 59'de WG1 anteni gönderme yaparken, WG2 anteninin farklı tümör pozisyonlarında Doppler sinyali alma duyarlılığı incelenerek, duyarlılık haritası oluşturulmuştur. Bu benzetim sonuçlarından akustik işıma gücünün yoğun olduğu yüzeylerde buluna tümörlerin WG2 anteni ile daha kolay tespit edildiği görülmüştür.



Şekil 59: WG1 anteni gönderme ve WG2 anteni alma anteni olarak kullanıldığında, tümörün yerine göre alınan Doppler sinyal seviyesinin belirlediği duyarlılık haritası.



Şekil 60: WG1 anteni gönderme ve WG3 anteni alma anteni olarak kullanıldığında, tümörün yerine göre alınan Doppler sinyal seviyesinin belirlediği duyarlılık haritası.



Şekil 61: WG1 anteni gönderme ve WG4 anteni alma anteni olarak kullanıldığında, tümörün yerine göre alınan Doppler sinyal seviyesinin belirlediği duyarlılık haritası.

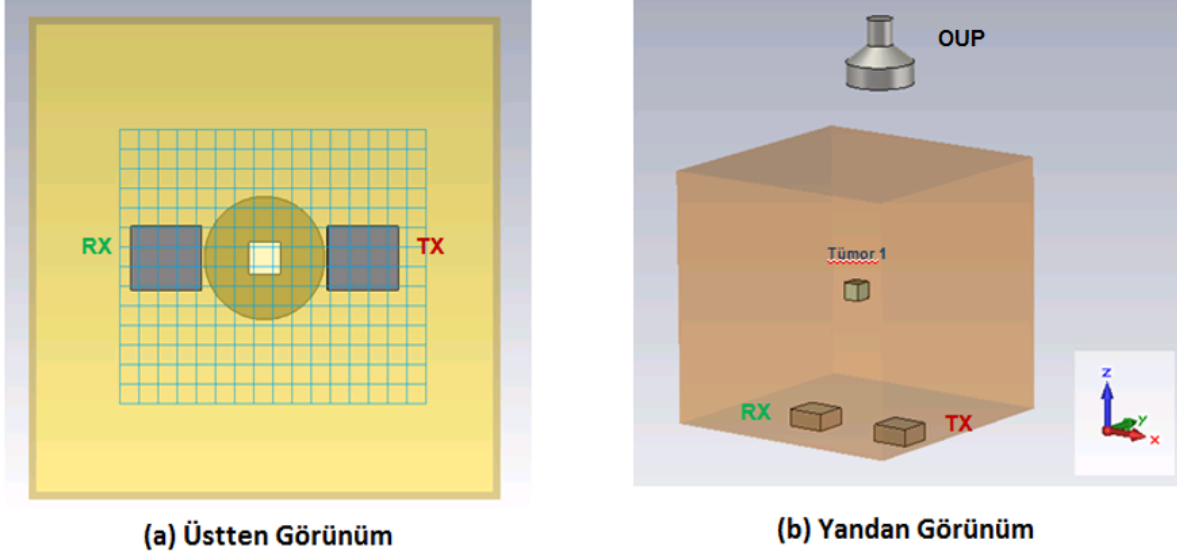


Ayrıca, gönderme antenin ışması yönünde yerleştirilmiş tümörlerde daha fazla elektromanyetik saçılım olduğu için, eşdeğer hacimsel akım yoğunluğu da fazla olmaktadır. Bu yüzden tümörün gönderme antenine yakın ve deri yüzeyine de yakın olduğu durumlarda WG2 'den en yüksek Doppler sinyal seviyeleri alınmaktadır. Deri yüzeyinden aşağı inildikçe akustik sinyaldeki zayıflama ve mikrodalga sinyalinin aşağılara inememesi nedeniyle derinlerdeki tümörlerin bulunması zorlaşmıştır.

Şekil 60'da alma anteni olarak, simülasyon modelinin alt yüzeyinde bulunan WG3 dalga kılavuzu anteni seçilmiştir. Alma ve gönderme antenleri aynı doğrultuda oldukları için, tümörden yansıyan sinyaller daha hassas olarak alınabilmektedir. Bunun yanı sıra antenleri konumları Doppler hareket doğrultusu üzerinde olduğundan daha yüksek Doppler sinyal seviyesi alınabilmektedir. Fakat bir önce durumda olduğu gibi, derinlerdeki tümörler için alma hassasiyeti azalmaktadır.

Şekil 61'de alma anteni olarak simülasyon modelinin alt yüzeyinde bulunan ve WG1 anteninden yatayda 20 mm ötede bulunan WG4 dalga kılavuzu anteni seçilmiştir. Hem WG4 anteninin, WG 1anteni ile aynı ışma doğrultunda olmaması hem de antenin ultrason probuna göre derinde olması nedeniyle bu konfigürasyonda en kötü hassasiyetle Doppler sinyal alınmaktadır.

HHMDG yöntemi için yapılan deneysel çalışmalarda (Kamali, 2016), Odaklanmış Ultrason Probu (OUP) tümör ile birlikte odağa yakın bölgedeki farklı dokuları da titreştirdiği ve elde edilen görüntüde tümörün gerçek boyutlarında daha geniş bir alana yayıldığı gözlemlenmiştir. Bunun yanı sıra, birbirine yakın mesafede bulunan iki farklı tümör, geniş alandaki titreşim nedeniyle, elde edilen görüntüde tek bir tümör varmış gibi bir sonuç verebilmektedir. Bu çalışmada, OUP'nin titreşim yarattığı bölgenin genişliğinin Doppler sinyal bileşenine etkisini incelemek amacıyla deney ortamı modellenmiştir (Şekil 62). OUP ile alma ve gönderme antenlerinin pozisyonları sabit iken, tümör pozisyonu xy düzleminde belirli adımlarla yer değiştirilerek, alma anteninde alınan Doppler işaret seviyeleri hesaplanmıştır.



Şekil 62: Tümör pozisyonuna göre OUP sabit iken titreşim hassasiyetini ölçmek için kullanılan HHMDG benzetim modeli (a)Üstten Görünüm (b)Yandan Görünüm

Benzetim çalışmaları, HHMDG yönteminin mekanik ve elektromanyetik modellerinin ileri problemin FDTD algoritması (Top, 2013) ile MATLAB ortamında kodlanması ile yapılmıştır (Top, Gençer, 2013). Benzetimlerde önce mekanik problem çözülerek, OUP kaynaklı titreşim hesaplanmakta; sonrasında elde edilen titreşim bilgisi elektromanyetik probleme girdi olarak verilerek alma antenindeki Doppler sinyal seviyesi hesaplanmaktadır (Top, 2013). OUP genlik modülasyonlu bir işaret ile beslendiğinden odak noktasında sinüsoidal bir titreşim yaratmaktadır. Bu titreşimin tepe ve dip yaptığı anlarda doku içindeki deplasman dağılımı kaydedilmektedir. Elektromanyetik benzetimlerde bu deplasman dağılımları kullanılarak mikrodalga sistem tarafından alınan işaretin fazı elde edilmektedir. Tepe ve dip deplasman anlarındaki faz farkı kullanılarak Doppler bileşeni hesaplanmaktadır (Top, 2013).

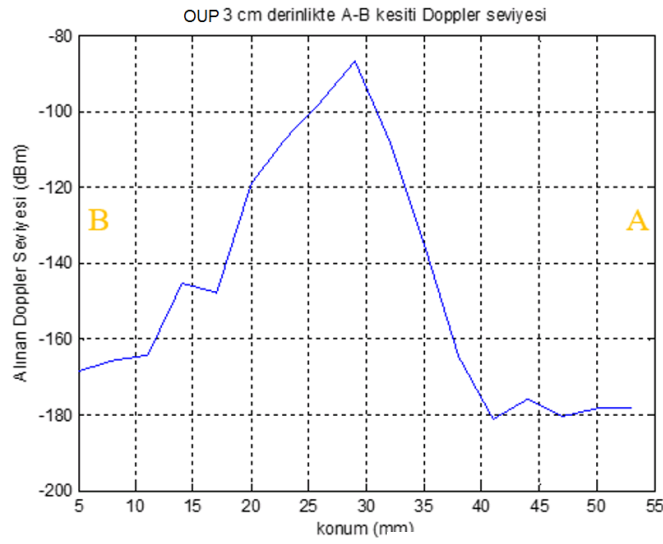
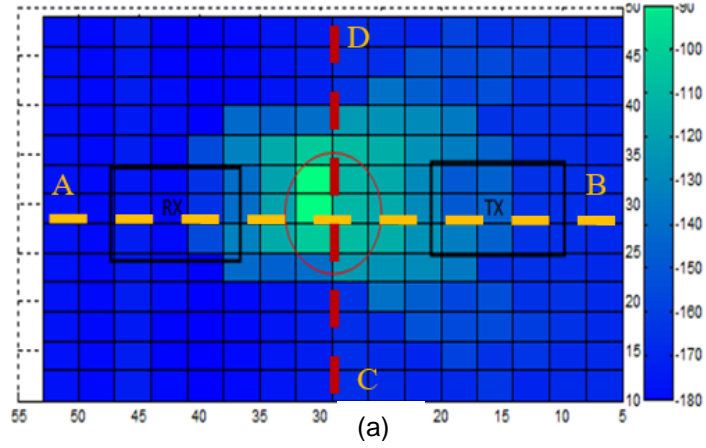
Şekil 62’te gösterildiği gibi, OUP, modelin xy düzleminde orta noktasına (merkezine) odaklanacak şekilde fantomun üst yüzeyinden 3 cm yukarıya yerleştirilmiştir. Alma ve gönderme antenleri, deney ortamında olduğu gibi fantomun alt yüzeyine sabitlenmiştir. Benzetimlerde normal doku için yağ dokusu baz alınarak dielektrik sabiti  $\epsilon_R = 4.48$ ; iletkenlik katsayısı  $\sigma=0.21$  ve elastik (Young) katsayısı  $E=5$  kPA kullanılmıştır. Tümörün elektriksel parametreleri  $\epsilon_R=50.44$ ,  $\sigma=4.91$  ve elastik sabiti  $E=20$ kPA alınmıştır. Alma ve gönderme antenleri olarak açık uçlu dalga kılavuzu antenler kullanılmıştır. Antenler, birbirlerinin H düzlemine yerleştirilmiştir. Gönderme anteninden yayılan RF işaretin merkez frekansı 4 GHz ve titreşim frekansı olarak 35 Hz seçilmiştir. Yapılan

benzetimlerde ultrason probun in dış çapı 2.1 cm iç çapı 1 cm ve odak derinliği 3.3 MHz'de 6 cm olacak şekilde seçilmiştir.

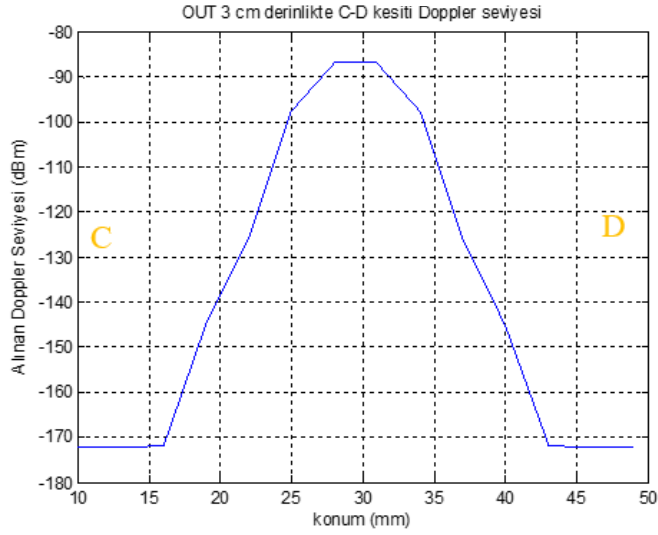
OUP'nun odak merkezi referans alınarak, 3 mm x 3 mm x 3 mm'lik bir tümör 48 mm x 38 mm'lik bir alanda 3 mm adımlarla x ve y yönünde hareket ettirilmiştir. OUP'nun ışımaya kuvveti ve pozisyonu sabit tutulmuş, tümörün her pozisyonu için alma antenindeki Doppler işareti hesaplanmıştır. Benzetimler, OUP'nun fantomun üst yüzeyinden 3 cm ve 3.5 cm aşağıdaki düzleme odaklanmış durumları için yapılmıştır.

OUP fantom yüzeyinin 3 cm aşağına odaklandığı durumda tümörün farklı pozisyonlarında elde edilen Doppler işaret genliği Şekil 63'te verilmiştir. Alma (RX) ve gönderme (TX) antenlerinin pozisyonları siyah karelerle işaretlenmiş, OUP'un üstten bakış izdüşümü kırmızı çember ile belirtilmiştir. Doppler seviyesindeki değişimi sayısal olarak gösterebilmek için, Şekil 63 (a)'da A-B kesitinde hat boyunca, elde edilen Doppler sinyal seviyeleri, Şekil 63 (b)'de ve Şekil 63 (a)'da, C-D kesitinde hat boyunca, elde edilen Doppler sinyal seviyeleri, Şekil 63 (c)'de çizdirilmiştir. En yüksek Doppler sinyal bileşen seviyesi (-86.2 dBm), tümör OUT'nin odağında iken elde edilmektedir. görülmektedir. Tümör OUP odağından bir mazgal karesi (3mm x 3mm) kadar kaydırıldığı durumda (en yüksek Doppler değerinin okunduğu mazgaldan komşu mazgala geçildiğinde) alınan Doppler sinyal seviyesi 10 dB kadar düşmektedir. OUP odak merkezli 10 mm çaplı bir çembersel bölgede alınan Doppler sinyal seviyesi 30-40 dB kadar azalabilmektedir..

OUP fantom yüzeyinin 3.5 cm aşağına odaklandığı durumda tümörün farklı pozisyonlarında elde edilen Doppler işaret genliği Şekil 64'te verilmiştir. Doppler seviyesindeki değişimi sayısal olarak gösterebilmek için, Şekil 64(a)'da A-B kesitinde hat boyunca, elde edilen Doppler sinyal seviyeleri Şekil 64(b)'de ve Şekil 64(a)'da, C-D kesitinde hat boyunca, elde edilen Doppler sinyal seviyeleri, Şekil 64(c)'de çizdirilmiştir. Tümör OUP'nun odağında iken en yüksek Doppler sinyal bileşen seviyesi (-102.32 dBm) elde edilmektedir. Tümör gönderme antenine yakın tutulduğu durumda ise bu en yüksek değer 25-30 dB aşağısında Doppler işaret seviyesi elde edilmektedir. Tümör OUP odağından bir mazgal karesi (3 mm x 3mm) kadar kaydırıldığı durumda alınan Doppler sinyal seviyesi 15 dB kadar düşmektedir.



(b)



(c)

Şekil 63: (a) Doku altında 3 cm derinliğe odaklanmış OUP durumu için, farklı tümör pozisyonuna göre elde edilmiş Doppler işaret seviyeleri (b) A-B hat kesitinde alınan Doppler sinyal seviyeleri (c) C-D hat kesitinde alınan Doppler sinyal seviyeleri

Bu çalışmada, HHMDG yönteminde OUP ile yaratılan titreşim dağılımının alınan Doppler sinyal bileşenine etkisi benzetim ortamında incelenmiştir ve sonuç ve değerlendirmeleriyle Biyoumut 2016 Sempozyumu'nda "*Harmonik Hareket Mikrodalga Görüntüleme Yönteminde Alınan Doppler İşaretin Tümör Pozisyonuna Göre İncelenmesi*" adlı bildiri hazırlanarak sunulmuştur.

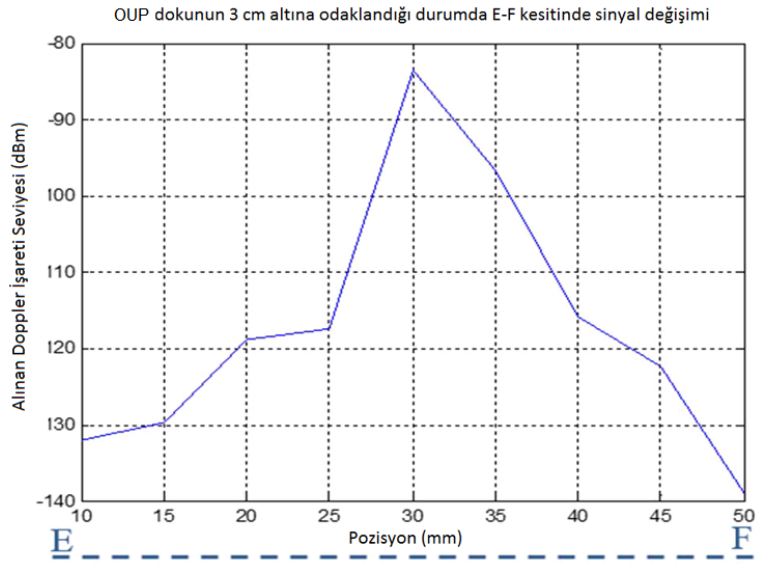
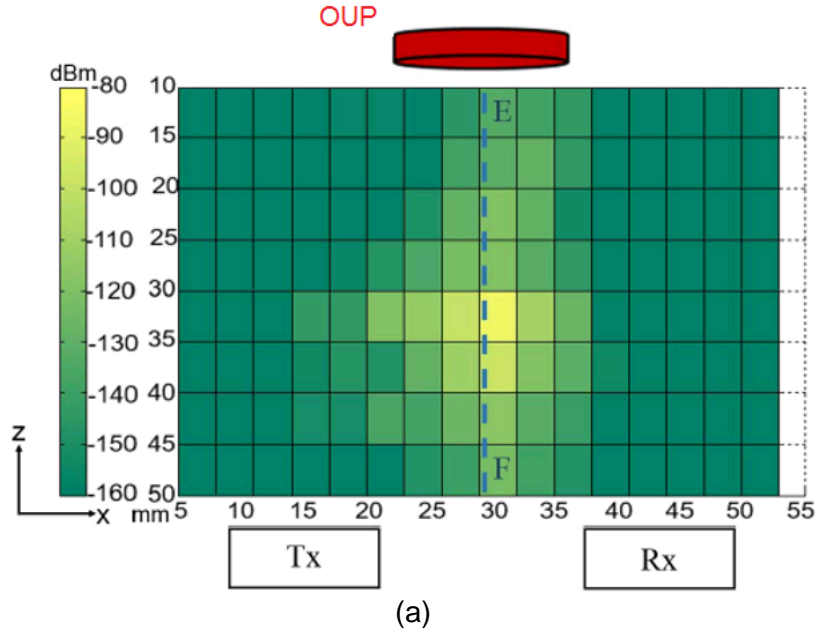
Benzetimlerde OUP ile alma ve gönderme antenlerinin pozisyonları sabit tutulmuş, 3mm x 3mm x 3 mm boyutlarındaki bir tümör, 3mm x 3mm lik bir mazgal üzerinde yer değiştirilerek, çözünürlük haritası çıkarılmıştır. Bu şekilde, ideal durumda OUP ile yaratılan titreşimin etki alanı belirlenmiştir. Benzetim sonuçları incelendiğinde, tümörün OUP odağına yakın iken en fazla Doppler işareti seviyesi alındığı ve odaktan 3 mm x 3 mm lik bir kaymada, tümörden gelen Doppler sinyal seviyesinin 10 dB kadar düştüğü gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar HHMDG yöntemi ile milimetrik çözünürlük elde edilebileceğini göstermektedir. Çözünürlük OUP'nun huzme genişliğine ve titreşim frekansına bağlıdır (Top ve Gençer, 2014). Huzme genişliği daraldıkça ve titreşim frekansı yükseldikçe çözünürlük artmaktadır.

Alınan işaret seviyesi derinliğe bağlı olarak da incelenmesini yapmak için, 2 boyutta yapılan çalışma genişletilerek, 3 boyutlu bir modelde daha ayrıntılı olarak, OUP'nun komşu tümör uyarım hassasiyeti incelenmiştir. Bu çalışmada önceki modeldekine benzer şekilde, OUP sabit kalmak koşuluyla ve dokunun 3 cm altındaki noktaya odaklandığı durumda, 3 mm x 3 mm x 3 mm boyutlarındaki tümör, yağ fantomu içerisinde 48 mm x 38 mm x 50 mm lik bir kesitte, 3 mm x 3 x 5mm lik mazgal adımı üzerinde yer değiştirilerek alınan Doppler seviyeleri incelenmiştir.

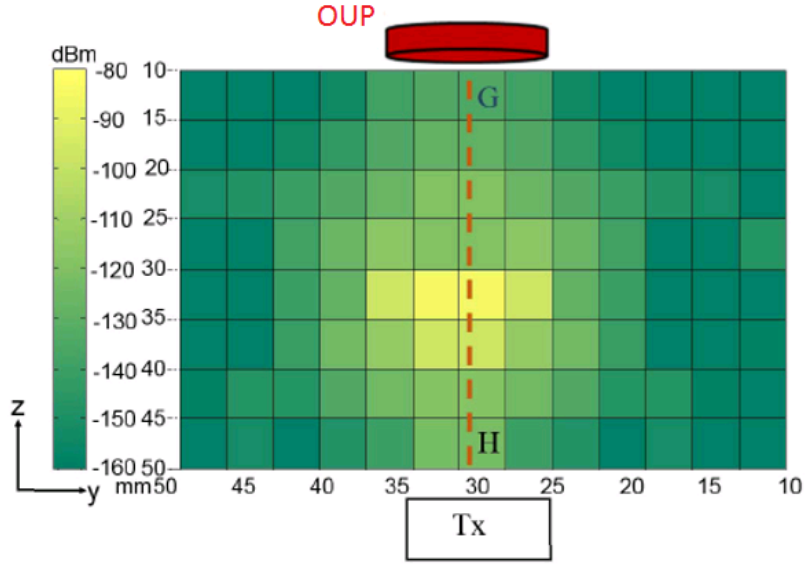
Tümörün bulunduğu derinliğe bağlı olarak, elde edilen sonuçlar Şekil 64 (xz düzleminde) ve Şekil 65'te (yz düzleminde) verilmiştir.. OUP'nun aksenal huzme genişliği yanca huzme genişliğinden büyük olduğu için mazgal adımı z yönünde 5 mm olarak seçilmiştir. Xz düzlemindeki kesit incelendiğinde, tümör, odaktan negatif yönde 5 mm uzaklaştırıldığında alınan sinyal seviyesi -98.73 dBm iken, pozitif yönde 5 mm uzaklaştırıldığında alınan sinyal -108.42 dBm olmaktadır. yz düzleminde ise tümör, odaktan negatif yönde 5 mm uzaklaştırıldığında alınan sinyal seviyesi -94.2 dBm iken, pozitif yönde 5 mm uzaklaştırıldığında alınan sinyal -115.3 dBm olmaktadır.

En yüksek Doppler sinyal seviyesi tümör OUP'un odak noktasında olduğu durumda görülmektedir. Tümör, yanal eksende odaktan 3 mm uzakta ve aksenal eksende odaktan 5 mm uzaktayken, alınan Doppler sinyal seviyesi önemli ölçüde azalır. Yanal (xy) düzlemde, odak etrafında 3 mm yarıçaplı bir daire içinde alınan Doppler sinyalinde 10 dB düşüş gözlemlenmektedir. Bu sonuçlar HMMDI yöntemi ile milimetre düzeyinde uzamsal çözünürlüklerin

elde edilebileceğini göstermektedir. Alınan Doppler sinyali, tümör alıcı antene daha yakın olduğu zaman, tümörün verici antenine daha yakın olması durumunda daha yüksektir. Bu durumun, kübikal tümör için saçılma katsayısı varyasyonunun (mikrodalga insidans açısının bir fonksiyonu olarak) bir sonucu olduğu üzerinde durulmaktadır. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar, 06-08 Şubat 2017'de Lizbon'da düzenlenen ISMICT Sempozyumu'nda sunulmuştur.

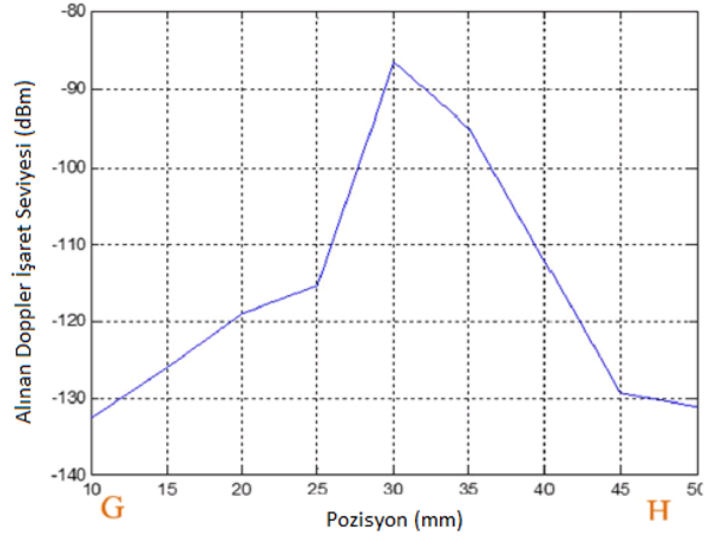


Şekil 64: (a) Doku altında 3 cm derinliğe odaklanmış OUP durumu için, tümör derinliğine bağlı alınan işaret seviyesi değişimi (xz düzlemi), (b) E-F hat kesitinde alınan Doppler sinyal seviyeleri.



(a)

OUP dokunun 3 cm altına odaklandığı durumda G-H kesitinde sinyal değişimi



(b)

Şekil 65: (a) Doku altında 3 cm derinliğe odaklanmış OUP durumu için, tümör derinliğine bağlı alınan işaret seviyesi değişimi (yz düzlemi), (b) G-H hat kesitinde alınan Doppler sinyal seviyeleri.



## 4.2. Test cihazları ile Yapılan Deneysel alışmalar

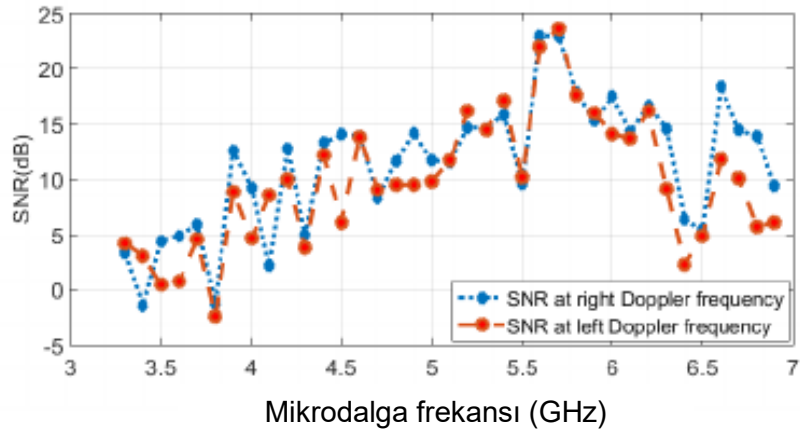
### 4.2.1. Fantom-1 ile Yapılan Deneyler

Fantom 1 ile yapılan deneylerde titreşim sağlamak için, 5 döngülü 25 Hz sinüs sinyal kullanılarak genlik modülasyonu (GM) sağlanmıştır. GM sinyali 52 dB kazanç ile yükseltilmiştir. Ultrason huzmesinin uzaysal tepe - darbe ortalama yoğunluğu  $271.4W/cm^2$ 'dir. Proben ortasındaki gönderme anteni +10 dBm'lik mikrodalga işaret ile beslenmektedir.

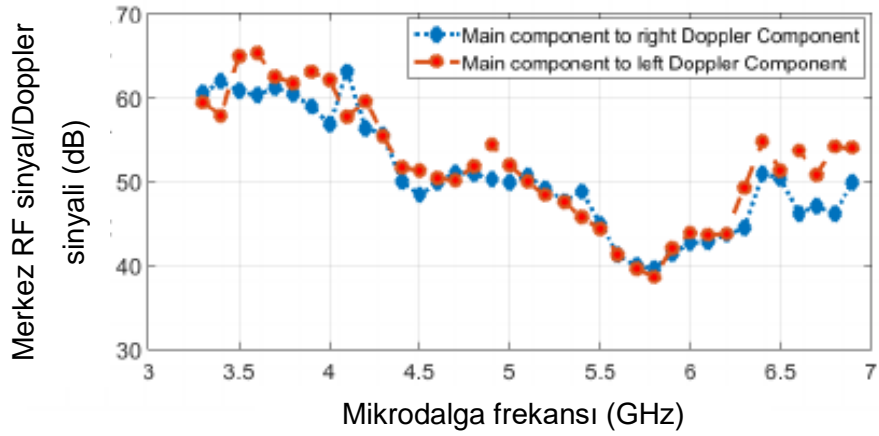
Optimum mikrodalga çalışma frekansını bulmak için, 3.4 GHz ile 7 GHz bant aralığında frekans taraması yapılmıştır. 5.7 GHz'de, merkez RF işaretteki sinyal seviyesinin Doppler frekansta bulunan sinyale göre seviyesi düşük çıkmıştır (yüksek SNR) (şekil 66). Bu yüzden bu frekans optimum frekans olarak seçilmiştir.

### 4.2.2. Bir Boyutlu Tarama Sonuçları

Sistemin fantom içerisindeki tümörlerin bulunmasındaki performansını test etmek için 1 boyutlu bir doğrusal tarama yapılmıştır. Tarama düzlemi ve tarama doğrultusuna bağlı olarak elde edilen veri şekil 67'de verilmiştir. Tarama doğrultuları (izgileri) fantomun bulunduğu yuvarlak kabın merkezine göre ayarlanmıştır. Farklı tarama doğrultularına göre alınan mikro dalga sinyallerinin Doppler bileşenlerinde, tümör bölgesinin civarındaki tarama noktalarında, 3 dB ile 10 dB arasında sinyal artışı gözlemlenmiştir. Tarama sırasında alınan işaretlerdeki Doppler işaretinin en yüksek olduğu noktaların tümörün bulunduğu noktalar olduğu gözlemlenmiştir. Tarama çizgileri tümörden uzaklařtıķça, Doppler bileşen seviyesi düşmektedir. Tarama düzlemi, merkezdeki çizgiden 18 mm kadar uzaklaştığında sinyal seviyesinde 7 dB'lik bir düşme gözlemlenmiştir.



(a)

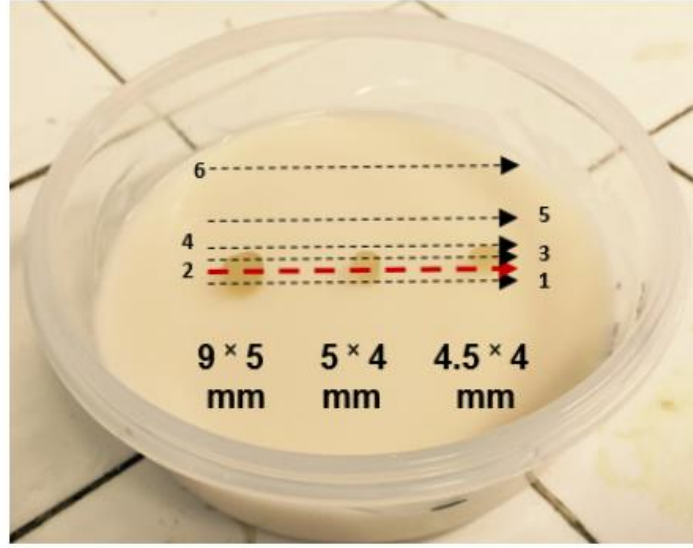


(b)

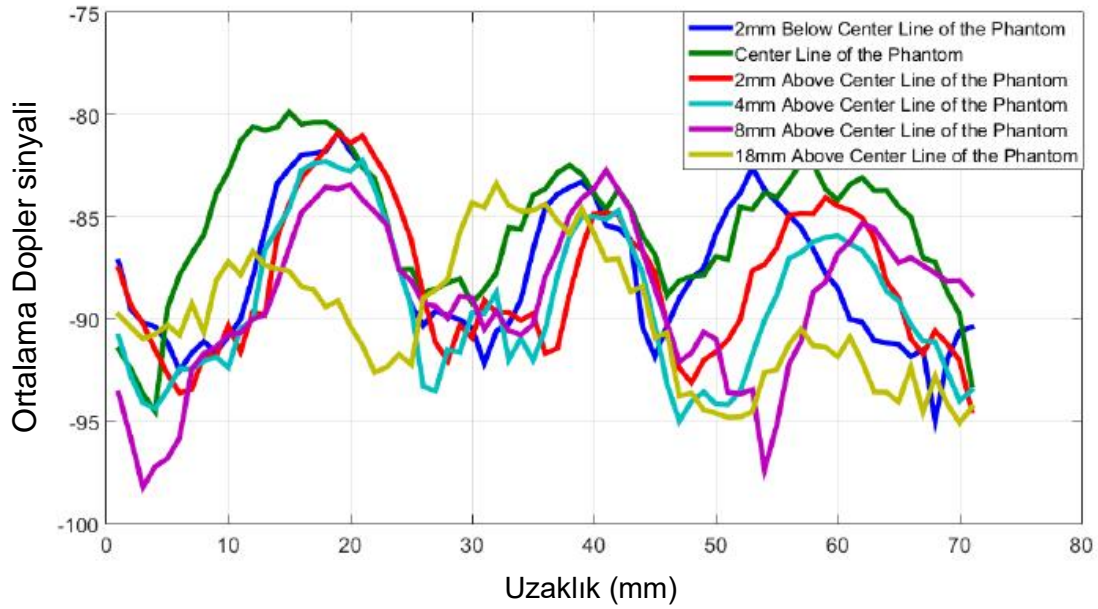
Şekil 66: (a) Doppler sinyal bileşenlerinin SNR değerleri, (b) Merkez frekans bileşeni ile Doppler sinyal bileşenlerini seviyelerinin oranları.

#### 4.2.3. Bir Boyutlu Tarama Sonuçları

Sistemin fantom içerisindeki tümörlerin bulunmasındaki performansını test etmek için 1 boyutlu bir doğrusal tarama yapılmıştır. Tarama düzlemi ve tarama doğrultusuna bağlı olarak elde edilen veri Şekil 67’de verilmiştir. Tarama doğrultuları (çizgileri) fantomun bulunduğu yuvarlak kabın merkezine göre ayarlanmıştır. Farklı tarama doğrultularına göre alınan mikro dalga sinyallerinin Doppler bileşenlerinde, tümör bölgesinin civarındaki tarama noktalarında, 3 dB ile 10 dB arasında sinyal artışı gözlemlenmiştir. Tarama sırasında alınan işaretlerdeki Doppler işaretinin en yüksek olduğu noktaların tümörün bulunduğu noktalar olduğu gözlemlenmiştir. Tarama çizgileri tümörden uzaklaştıkça, Doppler bileşeni seviyesi düşmektedir. Tarama düzlemi, merkezdeki çizgiden 18 mm kadar uzaklaştığında sinyal seviyesinde 7 dB’lik bir düşme gözlemlenmiştir.



(a)



(b)

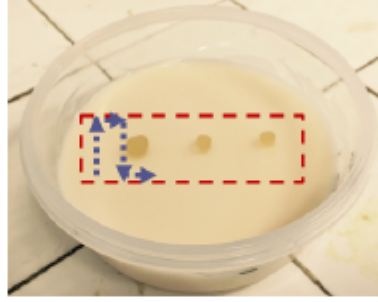
Şekil 67: 1 Boyutlu tarama için (a) tarama doğrultuları, (b) her bir tarama doğrultusu üzerinde tarama yapılırken alınan Doppler sinyal bileşenleri.

#### 4.2.4. 2 Boyutlu Tarama Sonuçları

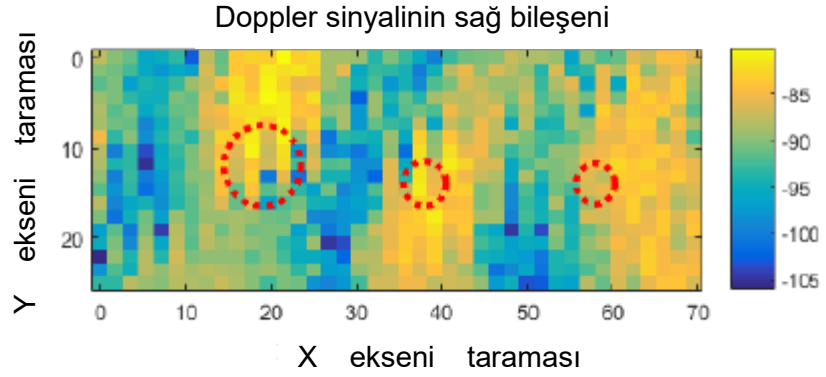
2-boyutlu tarama için adım genişliği 2 mm olarak seçilmiş, 26 mm x 70 mm büyüklüğünde bir alan taranmıştır. Tarama düzlemi ve merkez mikrodalga işaret ve Doppler bileşen sinyal seviyelerine ilişkin sonuçlar Şekil 68'te verilmiştir. Tümör yakınlarında Doppler bileşenin seviyesinin -86 dBm

ile -82 dBm arasında değişiklik gösterdiği gözlemlenmiştir. Bu sonuç yağ fantomu ile yapılan deneydeki sonuçlara göre 10 dB daha yüksektir. Alınan sonuçlara göre tümörün bulunduğu ve alınan sinyal seviyesinin yüksek olduğu kısımlarda taşma ve kayma olmasına rağmen (kırmızı kesikli çizgilerle belirtilen alanlar) tümörler yağ fantomundan ayırt edilebilmektedir. Bu kaymanın fantomun deney sırasında manuel olarak pozisyonun ayarlanmasından kaynaklı olduğu da düşünülmektedir (Manuel ayarlama sırasında yatay ve düşey ekseninde kaymalar olabilmektedir).

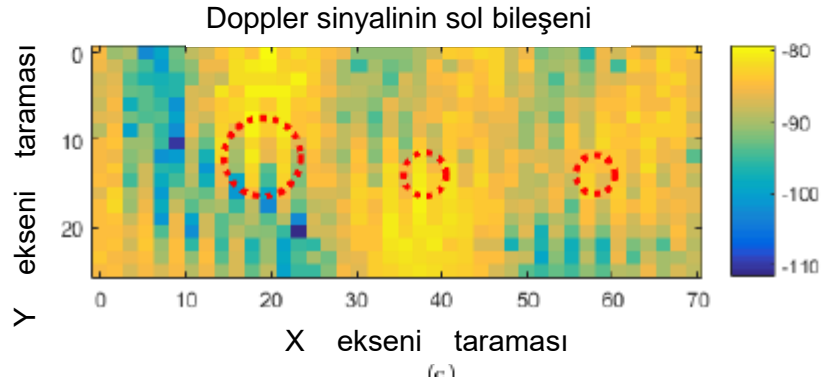
Bir diğer gözlem ise, Doppler sinyal bileşenin merkez frekansın sağındaki ve solundaki bileşenlerinin seviyelerinin eşit olmamasıdır. Bu durum, ultrason probunun fantom yüzeyine tam paralel olmaması ve yağın bulunduğu kabın kenar yüzeylerinden gelen yansımaların olması ile ilişkilendirilebilir. Her ne kadar Doppler bileşenlerinde asimetrik bir seviye farkı gözlene de alınan ölçümlerden oluşturulan görüntülerde tümörlerin yerleri belli olmaktadır. Bu asimetrik seviye dağılımını daha iyi anlayabilmek için farklı konfigürasyonlar kullanılmış ve yeni deneyler yapılmıştır.



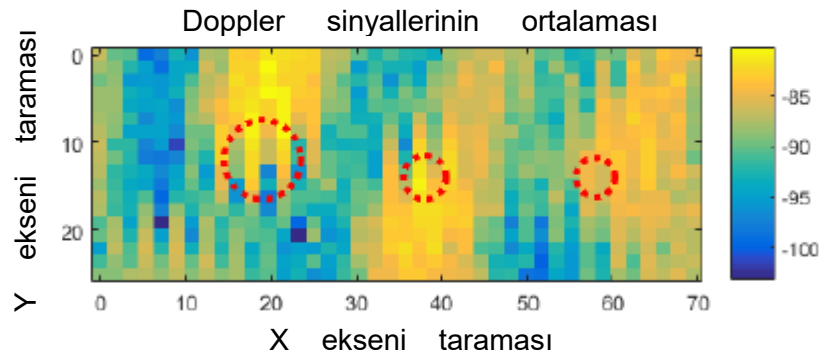
(a)



(b)



(c)

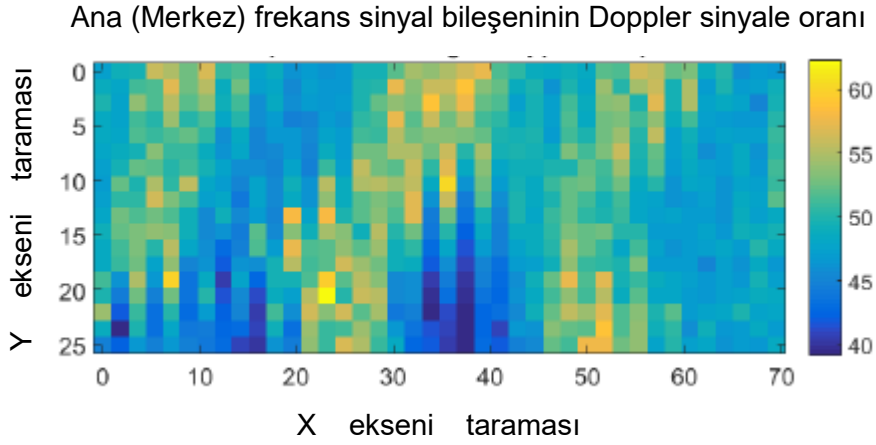


(d)

Şekil 68: 2 Boyutlu tarama için (a) tarama doğrultuları (b) Doppler sinyalinin sağ bileşeninden alınan sinyallerle alınan görüntü (c) Doppler sinyalinin sol bileşeninden alınan sinyallerle alınan

görüntü (d) Doppler sinyalini sağ ve sol bileşenlerinden alınan sinyallerin ortalama değerlerinden alınan görüntü.

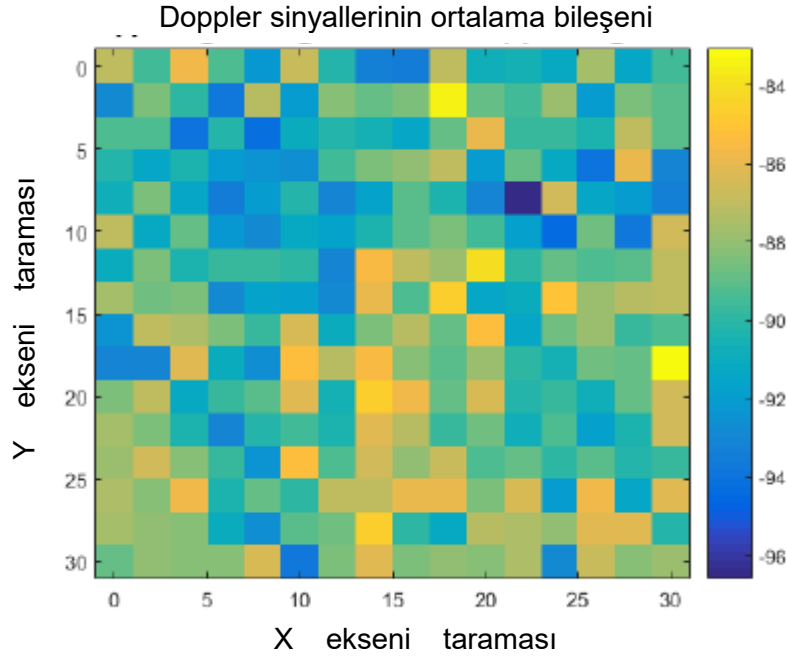
Doppler frekansında bulunan sinyal seviyesinin merkez frekanstaki sinyale oranını veren sonuçlarla elde edilen görüntü Şekil 69'te verilmektedir. Merkez frekanstaki sinyalin Doppler frekanstaki sinyale oranı tümör bölgesinde yağ dokusunun bulunduğu bölgeye göre 10 dB daha düşük olduğu gözlemlenmiştir.



Şekil 69: Merkez frekans bileşeninin Doppler sinyal bileşenine oranı ile elde edilen veri ile üç tümörün yerleştirildiği fantomum 2-boyutlu görüntüsü.

#### 4.2.2. Fantom-2 ile Yapılan Deneyler

Tümör olmadığı durumda HHMDG yönteminde elde edilecek sonuçları incelemek için tamamen homojen olarak yağ dokusundan oluşan bir fantom geliştirilmiştir. 30 mm x 30 mm'lik bir alanda sağ ve sol Doppler bileşenlerinin ortalaması Şekil 70'te verilmiştir. Elde edilen sonuçlarda homojen bir yapının taranması nedeniyle spesifik bir patern oluşmadığı gözlemlenmiştir. Bu durumda Doppler sinyali faz gürültüsünün altında kalmıştır.



Şekil 70: 30 mm x 30 mm kesitli homojen yağ fantomunun 2 Boyutlu HHMDG görüntüsü.

#### 4.2.3. Fantom-3 ile Yapılan Deneyler

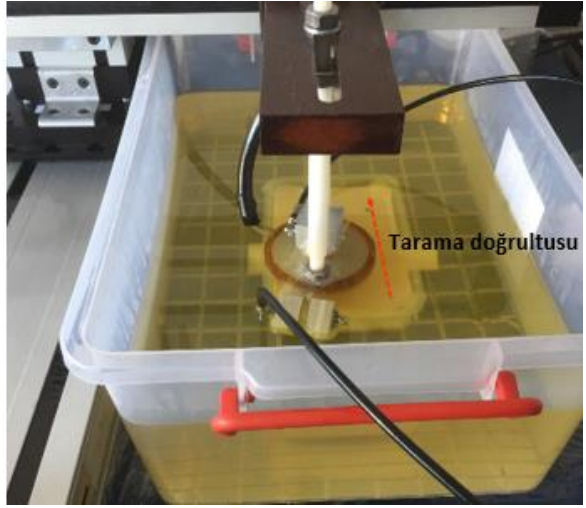
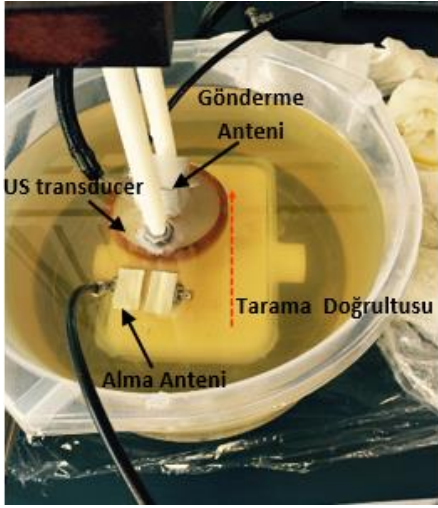
Bu deneyde, tümör, yüksek dielektrik sabitine sahip fibro-glandular doku içerisine yerleştirilmiştir. Benzer dielektrik özelliklerden dolayı bu iki doku doğrudan mikrodalga görüntüleme yöntemleriyle ayırt edilememektedir. Fakat tümörün Young modülü katsayısının, fibro-glandular dokunun Young modülü katsayısının 3-13 katı kadar farklı olmasından dolayı bu dokuların elastik özelliklerine bağlı farklılıkları kullanarak ayırt edilmeleri hedeflenmiştir. Bir yağ fantomu içerisindeki 25 mm çapında ve 7 mm yüksekliğindeki fibro-glandular dokunun içerisine 5,5 mm çapında ve 7 mm yüksekliğinde bir tümör konulmuştur. Bu fantomlar yağ fantomunun yüzeyinin 25 mm altında başlamakta ve yağ fantomunun tabanının 20 mm üzerinde bitmektedir.

##### 4.2.3.1. 1 Boyutlu Tarama Sonuçları

Fantomun doğrusal düzlemde taranması için bir düzenek kurulmuştur. Ultrason uyarımı için, 1 Hz darbe tekrarlama sıklığında, 5 döngü 25 Hz genlik modülasyonlu sinyal kullanılmıştır. Önceki çalışmalara benzer olarak, ultrason huzmesinin uzamsal tepe darbe ortalama yoğunluğu 271.4

W/cm<sup>2</sup> olarak ayarlanmıştır. Gönderme anteninden +10 dBm mikrodalga işaret gönderilmiştir. 3.4GHz ile 7 GHz arasında frekans taranarak optimum gönderme mikrodalga frekansı belirlenmiştir. Tarama düzleminde, tarama boyunca yağ dokusu, fibro-glandular doku ve tümör fantomları taranmıştır.

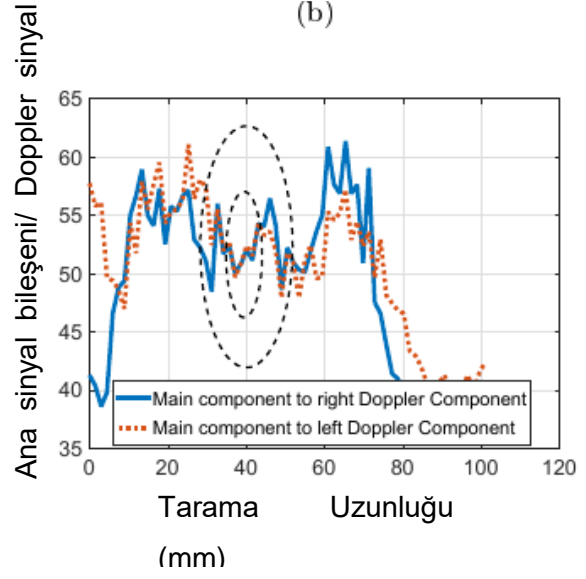
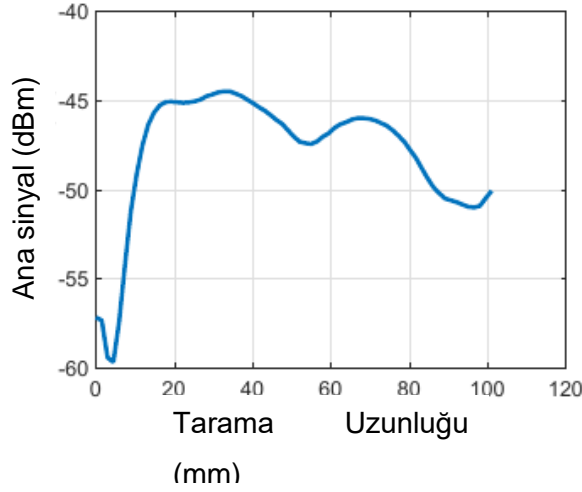
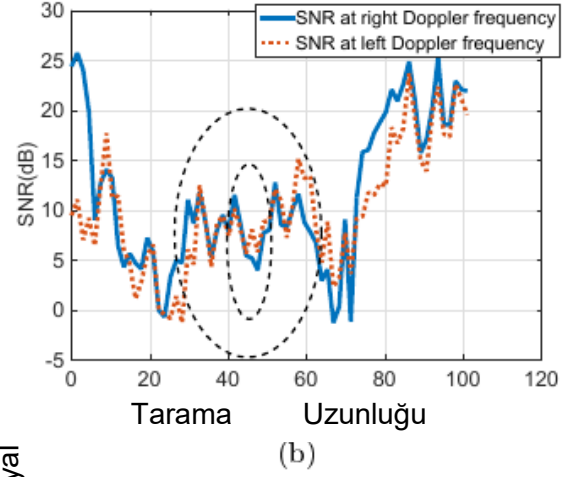
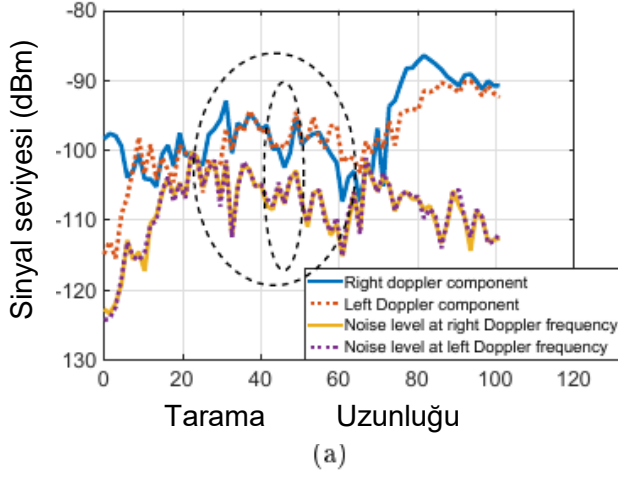
İlk deneyde antenler ve ultrason sensor Şekil 71 (a)'daki gibi sıvı yağ dolu bir tanka daldırılmıştır. Bu durumda, tarama sırasında tankın kenarlarına yaklaşıldıkça, kenar yansımalarından dolayı alınan mikrodalga işaretin seviyesinde artan değişiklikler gözlemlenmiştir. Kenar yansımalarının asıl sebebi ortam özelliğinin yağdan hava ortamına ani geçişidir. İki ortam arasındaki empedans farklılığı ciddi seviyede yansımalarla yol açmaktadır. Bu yüzden ölçümde hasiyeti arttırmak için daha geniş bir yağ tankı kullanılmıştır (Şekil 71(b))



Şekil 71: US sensor ve antenlerin yağ dolu kap içerisinde (konteyner) yerleşimi (a) küçük kap (b) büyük kap.

Tarama, akustik (ultrason) uyarım varken (fantom içerisindeki Doppler sinyal bileşeninin hesaplanması) ve uyarım yokken (ortan gürültü seviyesinin ölçülmesi) yapılmıştır. Elde edilen veri Şekil 72'de gösterilmektedir. En yüksek Doppler sinyal bileşen seviyesinin fantom içerisinde fibro-glandular doku üzerinden gelen sinyallerden gelmesi beklenmektedir. Tümörün bulunduğu kısımdan gelen sinyalin yağ dokusundan gelen sinyalden daha yüksek olması beklenmektedir. Bu durum Şekil 72 (b) ve (d)'de gösterilen SNR ve merkez frekans sinyal bileşen seviyesinin Doppler frekansındaki sinyal seviyesine oranlarından da görülmektedir. Fakat Şekil 72(a)'daki Doppler sinyal seviyelerinden bu sonuç çıkarılamamaktadır.





Şekil 72: İçerisinde tümör ve fibro-glandular doku fantomu bulunan yağ fantomunun tarama sonuçları (a) Doppler sinyal bileşeni ve gürültü tabanı (b) SNR (c) Merkez frekans bileşen sinyalinin büyüklüğü (d) Merkez frekanstaki sinyal bileşeninin Doppler sinyal bileşenine seviyesine oranı.

Bu durumun fibroglandular ve tumor fantomlarının elastik kontrastının yetersiz olmasından kaynaklandığı değerlendirilmektedir. Ölçülen tümör ve fibro-glandular doku fantomlarının dielektrik özellikleri gerçek doku verileri ile uyumludur. Ancak Fibro-glandular dokuya ait Young modulus parametresi değeri referans değerden yüksektir (Tablo 5). Bu yüzden fibro-glandular bölgesinden Doppler sinyal bileşen seviyesi, yağ ve tümörün olduğu kısımdaki sonuçlara göre daha düşüktür.

Ayrıca, tarama düzleminin başında ve sonunda ölçülen Doppler sinyal bileşen seviyesi fibro-glandular bölgesindeki Doppler sinyal bileşeninden daha keskin bir biçimde yükselmektedir. Bu durum alma antenin pozisyonu ile ilişkilendirilebilir. Tarama düzleminin başlangıcında, alma

anteni fantomun bulunduğu alandan uzakta bulunmaktadır ve anten yağ kabının kenarlarına (sınırlarına) yaklaşmaktadır. Kenar yansımalarından dolayı antenler arasındaki doğrudan bağlaşım seviyesi de değişmektedir.

HHMDG yönteminde, dokular ultrason ışına kuvveti ile titreştirilmektedir. Odaklanan bölgede doku titreşimi ile basit harmonik hareket elde edilmektedir. Aynı zamanda, titreştirilen bölgeye dışarıdan bir gönderme anteni ile sürekli bir mikrodalga işaret gönderilmektedir. Gönderilen sinyal ( $S_{TX}(t) = A\cos\omega_m t$ ) olduğu durumda alınan sinyal (Top, 2013):

$$S_{RX}(t) = AC_{leak} \cos(\omega_m t + \phi_1) + AC_{Clut} \cos(\omega_m t + \phi_2) + AC_t \cos(\omega_m t + \frac{4\pi R}{\lambda} R + K \sin(\Delta\omega t) + \phi_2) \quad (1)$$

olarak ifade edilebilir.  $C_{leak}$ ,  $C_{clut}$ , ve  $C_t$  değerleri gönderme ve alma antenleri arasındaki kaçak bağlaşım sinyal seviyesinin genliğini, Clutterden gelen sinyal genliğini ve titreşen dokudaki sinyal seviyelerini göstermektedir. Titreşen bir tümörden gelen sinyal (Top, 2013),

$$S_{RX}(t) = B \cos(\omega_m t + \frac{4\pi R}{\lambda} + K \sin(\Delta\omega t) + \phi) \quad (2)$$

olarak ifade edilebilir. Burada,  $R$ , antenlerin titreşen bölgeye olan mesafesini (titreşen bölgenin alma ve gönderme antenlerine eşit mesafede olduğu var sayılmaktadır.),  $\omega_m$  antenin çalışma frekansını,  $\Delta\omega$  dokunun titreşim frekansını ve  $X_0$  maksimum titreşim uzunluğunu,  $\phi$  toplam uzunluğu bağlı sabit faz miktarını ve  $K$  sinyaldeki faz değişimini (radyan olarak) belirtmektedir.  $B$  ise titreşim yokken alınan sinyalin genliğidir.

Bu durumda denklem şu şekilde yazılabilir; (Top, 2013)

$$S_{RX}(t) = B \cos(\omega_m t + \phi + \frac{4\pi R}{\lambda}) + B \frac{K}{2} [\sin(\omega_m t + \Delta\omega t + \phi_1) + \sin(\omega_m t - \Delta\omega t + \phi_2)] \quad (3)$$

Bu deneyde, alınan sinyal antenler ultrason sensörü ile birlikte hareket ederken büyük hacimli fibro-glandular dokudan da etkilenmektedir. Bu durumda, alma sinyalindeki ' $B$ ' bileşeni, antenin hareketinden, yağ tankının kenarlarına olan mesafeden ve titreşimden etkilenmektedir. Daha

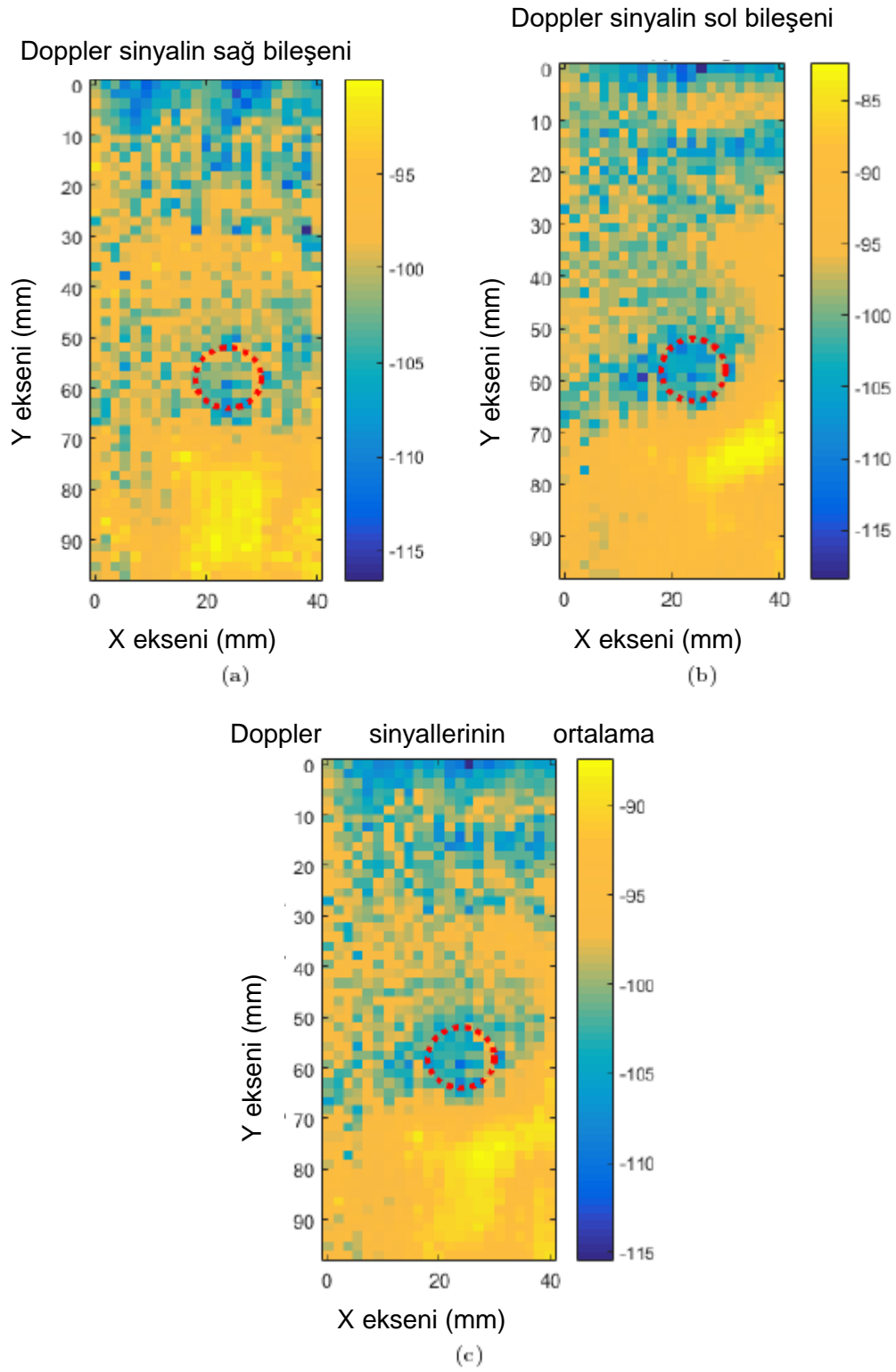
yumuşak fibro-glanduar fantom için, anten hareketinin Doppler sinyal bileşenine etkisi daha az olmaktadır. Antenlerin yağ tankının kenar yüzeylerine yaklaşması alınan sinyal seviyesinde artışa yol açmaktadır.

Şekil 72'de görüldüğü gibi, 70 mm'de, Doppler frekans sinyal bileşeninde hızlı bir artış gözlemlenmektedir. Fantomda oluşan bir deformasyon bu sinyal artışına sebep olabilir. İlk deneylerde, HHMDG ölçümlerinde antenler sabitlendiği için bu problemler gözlemlenmemiştir. Antenlerin sabit bir pozisyonda tutulması, merkez frekans bileşen sinyalini seviyesindeki değişimleri ve yağ tankının kenarındaki yansımaları önleyecektir. Bu durumda, çalışmalarda, antenlerin sabitlenmesi sağlanarak çalışmalara devam edilmiştir.

#### **4.2.3.2. 2 Boyutlu Tarama Sonuçları**

Antenler yağ tankının bir kenarından fantomların bulunduğu orta kısma doğru hareket ederken, kenardaki ölçümlerden yüksek miktarda yansıma sinyali geleceği için; 2 boyutlu tarama, 40 mm x 10 mm'lik bir alanda fibro-glandular doku fantomu kabın ortasında iken yapılmıştır. Merkez frekanstaki sinyalin titreşim frekansı kadar ötedeki Doppler sinyal seviyeleri, her tarama noktası için kaydedilmiştir. Sonuçlar Şekil 73'de gösterilmektedir.

Şeklide görüldüğü gibi, fibro-glandular fantom bölgesinden gelen Doppler frekansındaki sinyal seviyesi -95 dBm ile -90 dBm arasında iken, iki fibro-glandular fantom arasında bulunan tümör dokusundan -100 dBmlik bir sinyal gelmektedir. Fakat fibro-glandular dokudan gelen bu yüksek seviye daha çok fantomdaki istenmeyen yansımalarından kaynaklanmaktadır. Bu durum, Doppler sinyaldeki ani artışın olduğu bölgelere bakılarak anlaşılabilir. Fibro-glandular dokunun çapı 25 mm iken, en yüksek Doppler sinyal seviyesi 5 mmlik çap bölgesinden gelmektedir. Bu durumda, taranan bölgede tümör mü fibro-glandular doku mu olduğu konusunda kesin bir ayrıma varılamamaktadır. Bu ayrıma varmak için yansımaların azaltıldığı daha farklı deneylerin yapılması gerekmektedir. Bunun yanında, yukarıda belirtildiği gibi, bu durum anten hareketinden de kaynaklanabilmektedir. Bundan sonraki aşamalarda 2 boyutlu taramalarda antenler sabitlenerek deneyler yapılmıştır.



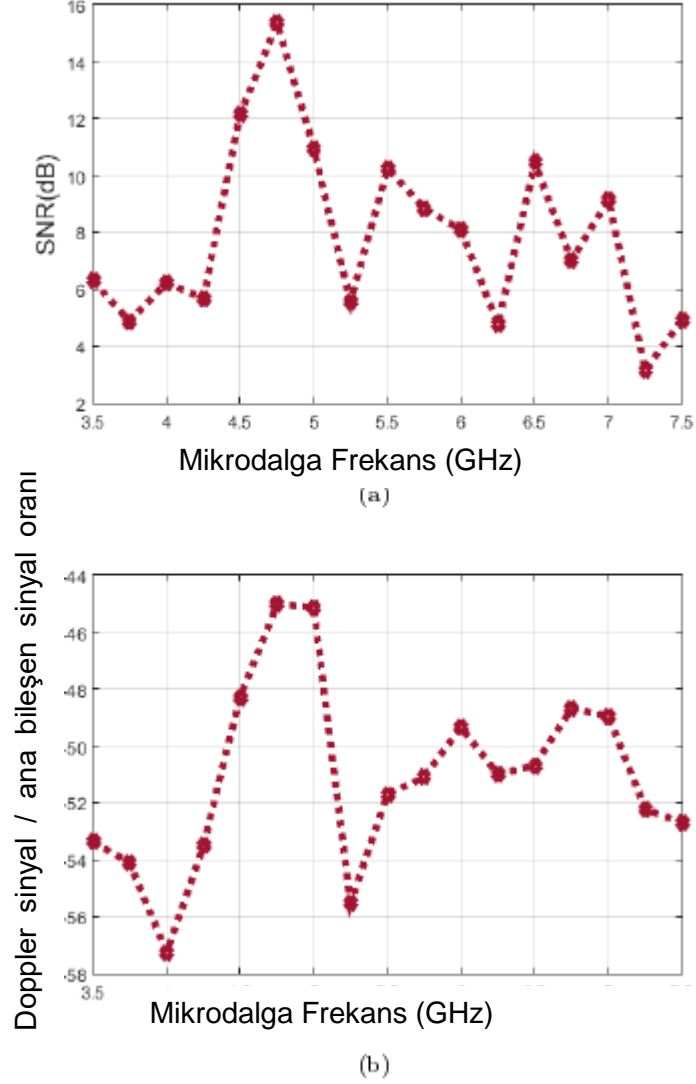
Şekil 73: 2 boyutlu tarama sonuçları (a) Doppler sinyalinin sol bileşeni ile alınan görüntü (b) Doppler sinyalinin sağ bileşeni ile alınan görüntü (c) Doppler sinyalinin iki bileşeninin ortalaması ile alınan görüntü.

#### **4.2.4. Fantom-4 ile Yapılan Deneyler**

Bu fantom ile HHMDG yöntemini test etmek için antenler sabitlenmiştir. İlk adım yüksek SNR elde etmek için çalışılacak mikro dalga sinyal frekansını ve titreşim frekanslarını belirlemektir, sonrasında ise bu fantom ile yapılan deneylerle 2 boyutlu görüntü elde edilmiştir.

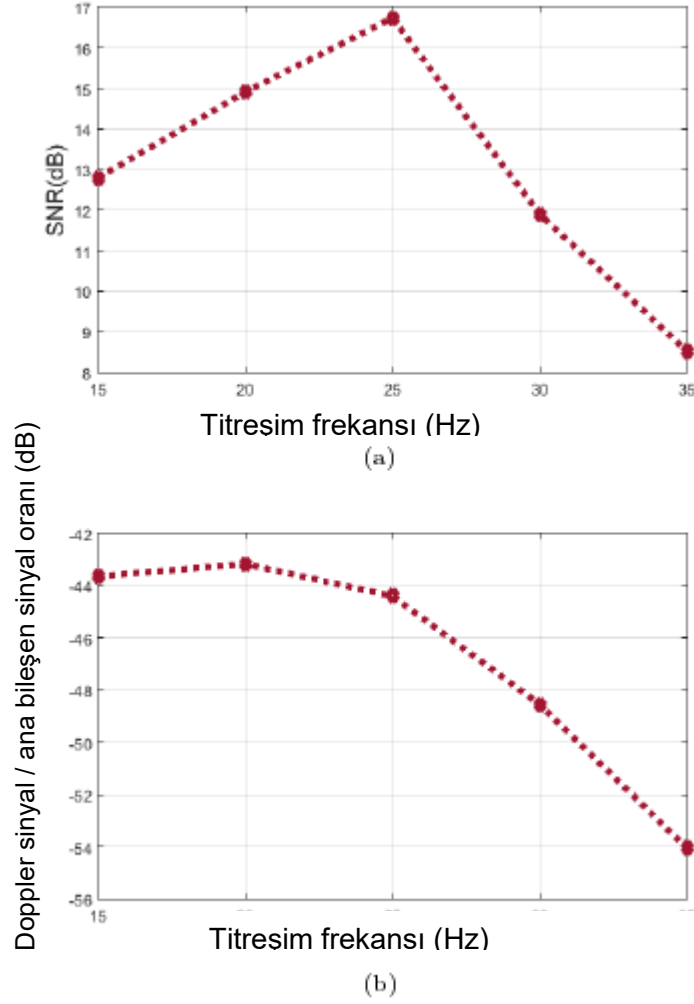
##### **4.2.4.1. Optimum Mikro Dalga Sinyalinin Seçimi**

Optimum mikrodalga frekansının seçimi için ultrason sinyali, 1 Hz tekrarlama periyodunda; 25 Hz, 5 döngülü sinüzoid burst sinyali ile modüle edilmiştir. Gönderme anteninden +10 dBm mikrodalga işaret verilmektedir. 11.5 mm çapında, içerisi su ile dolu silindirik plastik antenlerin arasına konularak antenler arası doğrudan bağlaşımın azaltılması hedeflenmiştir. En iyi mikrodalga işaret gönderme frekansını bulunması için, 3.4 -7 GHz arasında RF işaretler gönderilerek, ana işaretin Doppler işaretine oranları kıyaslanmıştır. En yüksek SNR değeri 4.75 GHz frekansında gönderme yapılırken elde edilmiştir (Şekil 74).



Şekil 74: Alma ve gönderme antenleri yağ dolu kabın altına sabitlendiğinde elde edilen frekansa bağlı (a) SNR (b) merkez frekans sinyalinin Doppler sinyaline oranı.

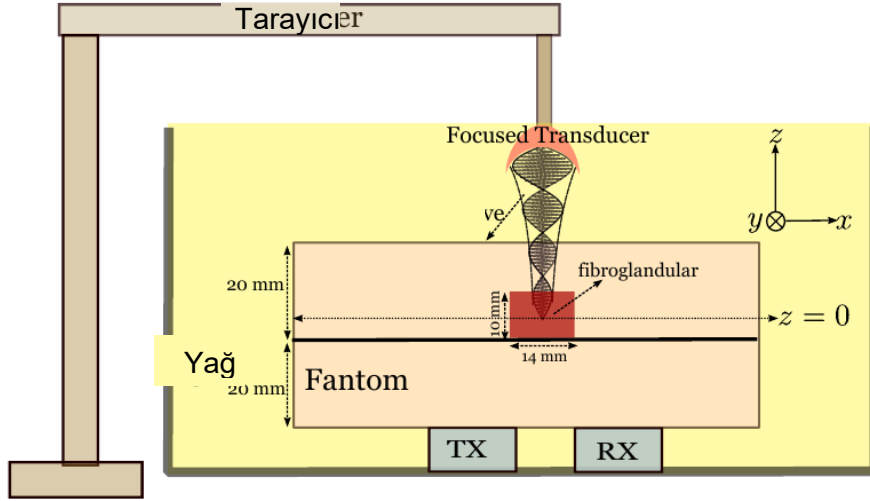
Optimum mikrodalga frekansı seçtikten sonra, farklı titreşim frekanslarında testler yapılmıştır. Optimum titreşim frekansını bulmak için sensör 15 Hz, 20 Hz, 25 Hz ve 30 Hz modülasyon frekanslarında sırasıyla 3, 4, 5 ve 6 döngüde çalıştırılmıştır. SNR ve Doppler ile ana sinyal oranı grafiği Şekil 75’de verilmiştir. Görüldüğü üzere en yüksek sinyal seviyesi 25 Hz’de elde edilmiştir, bu yüzden deneyin bundan sonraki aşamalarında titreşim frekansı olarak 25 Hz kullanılmıştır.



Şekil 75: Alma ve gönderme antenleri yağ dolu kabın altına sabitlendiğinde 4.75 GHz gönderme frekansında elde edilen (a) SNR (b) merkez frekans sinyalinin Doppler sinyaline oranı.

#### 4.2.4.2. 25 Hz Titreşim Frekansında 2 Boyutlu Tarama Sonuçları

4.75 GHz'deki RF sinyal ve 1 saniye tekrarlarla 25 Hz, 5 döngü titreşim darbe sinyali uygulanarak 42 mm x 35 mm boyutlarındaki fibro-glandular doku fantomu taramıştır. Her pozisyonda 11 adet darbe gönderilmiştir. Tarama adımları, tarama üç saatten uzun sürdüğü için, olabildiğince geniş seçilmiştir (x ve y yönünde 2 mm). US dönüştürücü, fibro-glandular dokunun bulunduğu düzlemin 5 cm üzerine konulmuştur ( $z=0$ ).

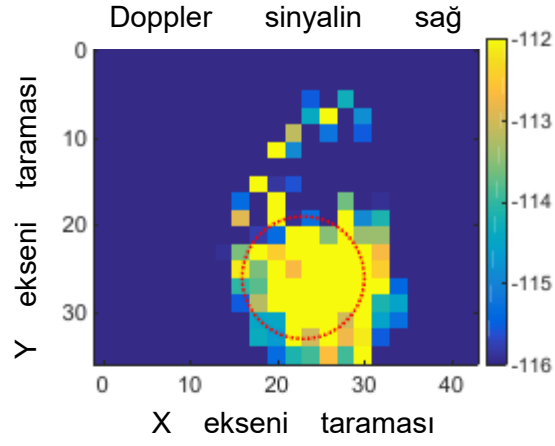


Şekil 76: Alma ve gönderme antenleri yağ dolu kabın altına sabitlendiği, heterojen fantom ile yapılan HHMDG deneyi.

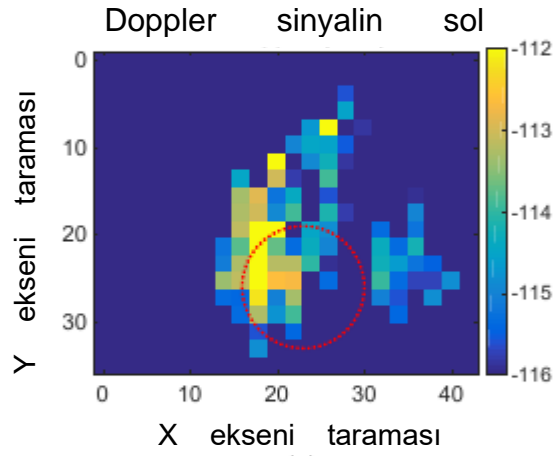
Sol Doppler frekansı ( $f_{MW \text{ frekabs}} - 25 \text{ Hz}$ ) ve Sağ Doppler frekansında ( $f_{MW \text{ frekabs}} + 25 \text{ Hz}$ ) elde edilen Doppler sinyal seviyeleri ve onların ortalamaları Şekil 77'de verilmiştir. Fibro-glandular doku fantomunun yeri kırmızı kesik çizgilerle belirtilmiştir. Sinyal seviyesi Fibro-glandular bölgede -122 dBm iken, yağ dokusunun olduğu yerlerde -116 dBm civarındadır. Bu durumda dokular görüntülerde ayrıştırılabilmektedir.

Doppler frekansındaki sinyal bileşeni, merkez frekansının sağında ve solunda farklı seviyelerdedir. Dönüştürücünün mekanik olarak yerleşmesi sırasında yataya tam paralel olamaması durumunda, yaratılan titreşimlerde asimetri gözlenebilmektedir, bu yüzden merkez frekansın solundaki ve sağındaki Doppler bileşenleri farklılık gösterebilmektedir. Bunun yanında yukarıda bahsedilen, yağ tankının kenarından veya fantomun sınırlarından yansıyan sinyaller de bu duruma etki edebilmektedir. Alınan sinyallerdeki 4 dB'lik fark, veri profilinin kıyaslanmasında kullanılmaktadır. Benzer sonuçlar Doppler ve merkez frekans sinyal seviyeleri karşılaştırmalarında da gözlemlenmektedir (Şekil 78).

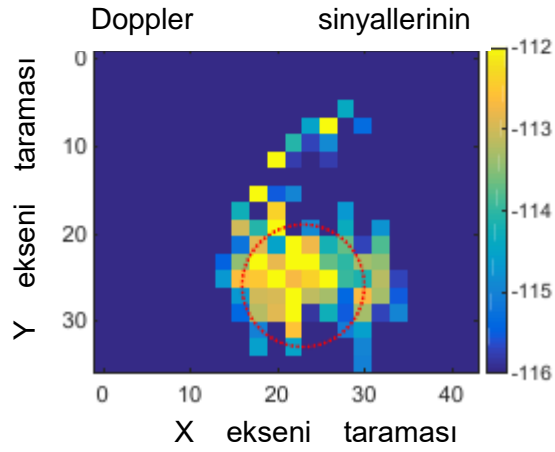




(a)

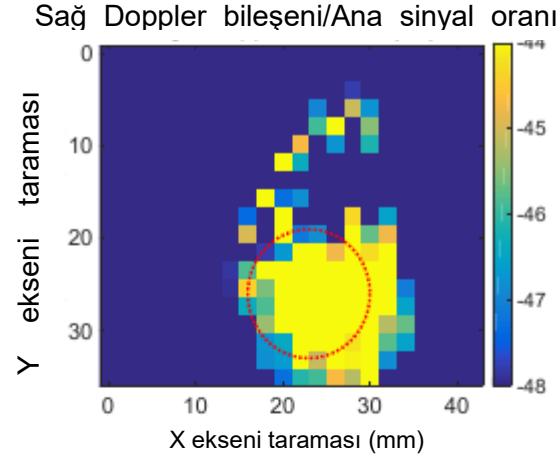


(b)

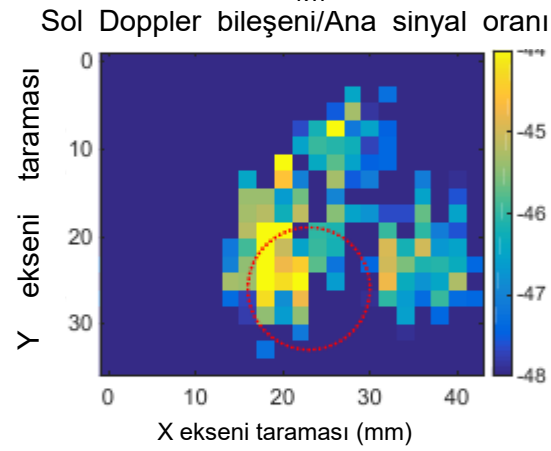


(c)

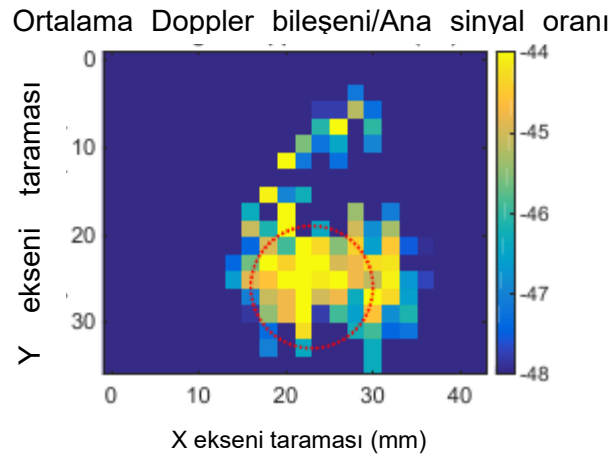
Şekil 77: 4.75 GHz merkez gönderme frekansında 2- boyutlu tarama sonuçları (a) Doppler sinyalinin sol bileşeni ile alınan görüntü (b) Doppler sinyalinin sağ bileşeni ile alınan görüntü (c) Doppler sinyalinin iki bileşeninin ortalaması ile alınan görüntü.



(a)



(b)



(c)

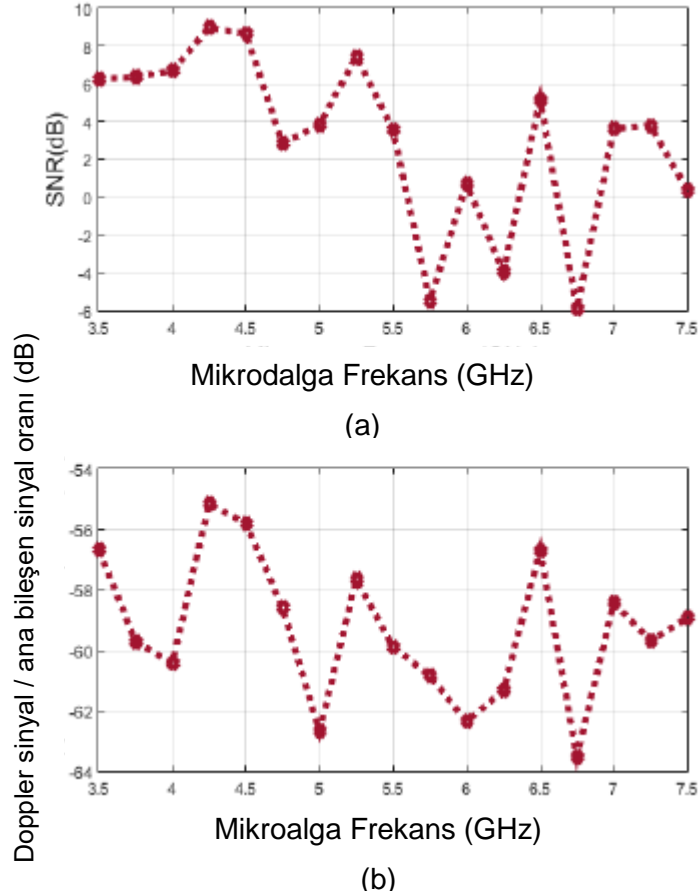
Şekil 78: 14 mm çapındaki fibro-glandular dokunun yağ dokusunun 25 mm içerisine konulduğunda alınan Doppler ve merkez frekans sinyal seviyeleri karşılaştırmaları (a) Doppler sinyalinin sol bileşeni ile alınan görüntü (b) Doppler sinyalinin sağ bileşeni ile alınan görüntü (c) Doppler sinyalinin iki bileşeninin ortalaması ile alınan görüntü.

#### 4.2.5. Fantom-5 ile yapılan Deney Sonuçları

Bu kısımda, Fantom-5'in görüntülenmesi amaçlanmıştır. En iyi görüntüyü sağlayacak mikrodalga ve titreşim frekansları tespit edilmiştir. Bu frekans değerleri sabit bir nokta için bulunduktan sonra 2 boyutlu olarak fantom taranarak, alınan Doppler sinyallerinden 2 boyutlu görüntü elde edilmiştir.

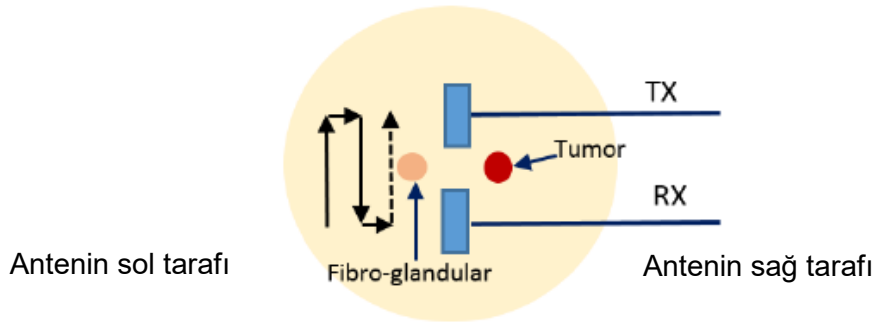
##### 4.2.5.1. Mikrodalga Çalışma Frekansı Testi

Önceki deneylere benzer olarak, tek bir tarama noktasında, minimum antenler arası doğrudan bağlantı sağlayacak ve Doppler sinyal seviyesini en yüksek seviyede alacak şekilde, mikrodalga sinyalin frekansı 3.5-7.5 GHz arasında taranmıştır. Antenler fantom yüzeyine sabitlenmediğinden antenler arasındaki bağlantım ve fantom yüzeylerindeki mikrodalga işaret yansımaları değişiklik gösterebilmektedir. US dönüştürücü, 1 Hz'lik tekrarlamaya periyodunda 3.32 MHz'de 25 Hz titreşim sinyali ve 5 döngüde AM modülasyonlu çalıştırılmıştır. Odak fibro-glandular dokuda iken, ölçülen SNR ve Doppler sinyalinin merkez frekanstaki sinyal seviyesine oranı Şekil 79'te görülmektedir.



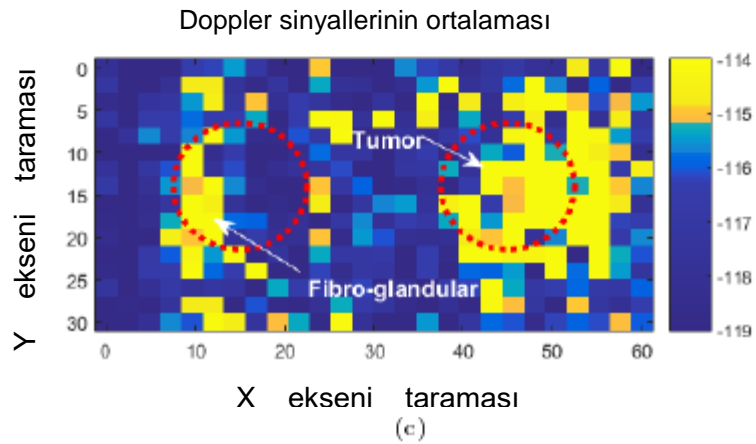
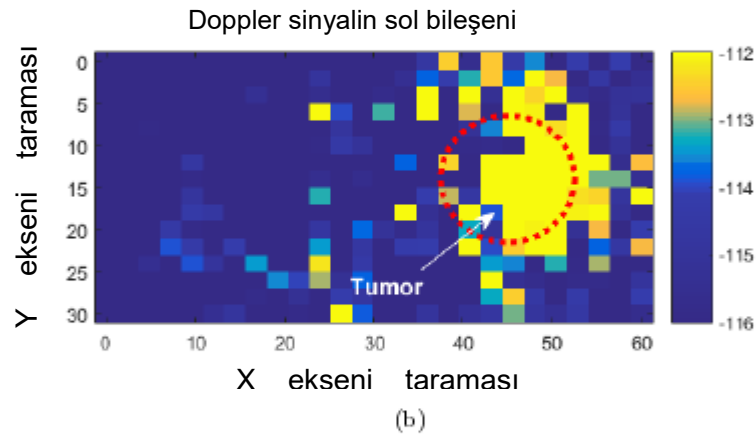
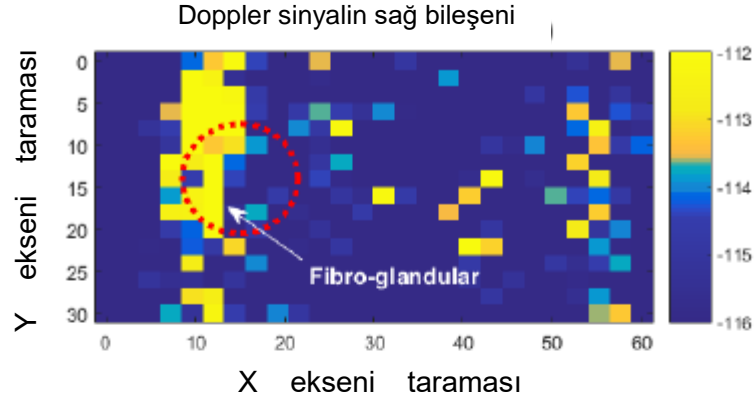
Şekil 79: Odak noktası fibro-glandular dokuda iken, ölçülen SNR ve Doppler sinyal bileşen seviyesinin merkez frekanstaki sinyal seviyesine oranı.

Antenler arası bağlaşım ve antenlerin fantom ile etkileşimi gibi nedenler incelendiğinde, en yüksek SNR değerinin 4.25 GHz elde edildiği gözlemlenmiştir. Bunun yanı sıra, Doppler frekansındaki sinyal bileşen seviyesinin merkez frekanstaki sinyal seviyesine oranı da 4.25 GHz'de elde edilmiştir. Bu testte 60 mm x 30 mm'lik bir bölge taranmıştır. Şekil 80'te görüldüğü üzere, fibro-glandular doku ve tümör tarama doğrultusu üzerinde bulunmaktadır ve ultrason sinyali bu dokuların merkezlerine odaklanmıştır. Tarama adımı 2 mm'dir. Şekil 78'te tarama sonucunda elde edilen Doppler sinyal seviyeleri gösterilmekte olup, fibro-glandular dokuda ve tümörde -112 dBm sinyal seviyesi gözlemlenirken, yağ dokusundan -115 dBm sinyal gözlemlenmiştir.



Şekil 80: Yağ dolu kabın alt yüzeyinde bulunan antenlerin pozisyonuna göre tümör ve fibro-glandular doku fantomlarının konumu.

Şekil 81 (b)'de gösterilen, alınan Doppler işaretinin sol bileşeninden elde edilen görüntüde fibro-glandular dokunun görüntüde açık bir şekilde seçilemediği gözlemlenemezken, tümörün varlığı görülebilmektedir. Sinyal seviyesi tümörün bulunduğu bölgelerde -112 dBm civarında iken yağ dokusundan gelen sinyal seviyesi -115 dBm seviyesindedir. Elde edilen görüntülerde, tümörün 12 mm X 20 mm lik bir alana yayıldığı gözlemlenmiştir, ancak gerçek tümörün boyutları 15 mm'lik bir daire ile sınırlıdır.



Şekil 81: Fantom-5 2-boyutlu tarama sonuçları (a) SNR (b) Dopplersinyal bileşeninin merkez frekans bileşen seviyesine oranı.

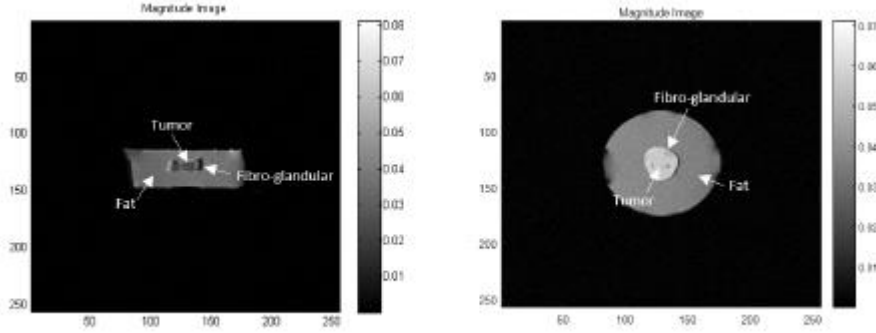
Deneylerde tümörden gelen sinyal seviyelerinde ve fibro- glandular dokudan gelen sinyaller arasında çok az fark olduğu için bu iki doku bir birinden ayırt edilememektedir. Bunun sebebi tasarlanan fantomlardaki fibro-glandular ve tümör fantomlarının elastik katsayılarındaki farkın az

olmasıdır. Gerçek biyolojik dokularda, Tümörün Young modülü sabiti 20-40 kPa civarında iken, fibro-glandular doku için bu oran 10 kPa civarındadır. Deneyleerin uzun sürmesi ve fantomların elastik özelliklerinin zamana bağlı olarak değişmesiyle fantomlar daha sertleşebilmektedir.

Farklı anten yerleşimleriyle yapılan bütün çalışmalarda, Doppler sinyal bileşenlerinin sağ ve sol bileşenleri, seviye olarak birbirilerinden farklı çıkmaktadır. Bu durum, ultrason probun mekanik yerleşimindeki oynamalar, anten pozisyonu, antenler ve fantom sınırlarındaki elektromanyetik etkileşimler ve mikro dalga sinyalin yağ tankı ve fantomun sınırlarından (kenarlarından) yansımalarıdır.

#### 4.2.6. Farklı derinliklerde iki boyutlu tarama

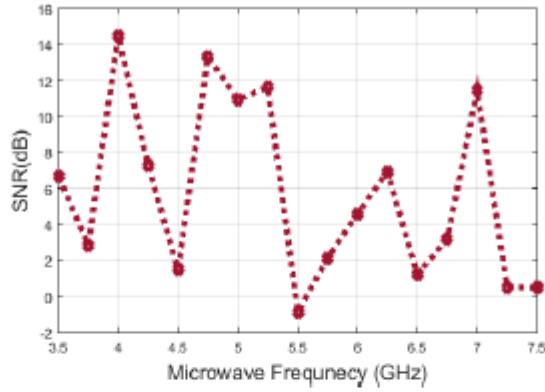
Bu bölümde, Fantom-3'tekine benzer şekilde yağ fantomuna yerleştirilen 25 mm × 8 mm fibro-glandüler içerisinde 14 mm × 8 mm tümör bulunan bir fantom (Şekil 82) için farklı derinliklerde tarama yapılmıştır.



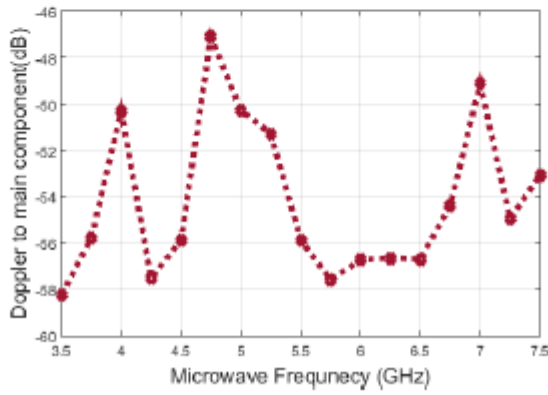
Şekil 82: Yağ fantomuna yerleştirilen 25 mm × 8 mm fibro-glandüler içerisinde 14 mm × 8 mm tümör bulunan model. Bu model fantomlar, yağ fantomunun yüzeyinden 25 mm aşağıda bulunmaktadır. MRI görüntüleri, Bilkent Üniversitesi UMRAM Araştırma Merkezi'ndeki 3 Tesla MRI sitesinde elde edilmiştir.

##### 4.2.6.1. Çalışma frekansı optimizasyonu

Ultrason sensor, 25 Hz ve 5 çevrimli genlik modülasyonlu burst sinyali ile surulmaktadır. Optimum mikrodalga çalışma frekansını bulmak için mikrodalga frekansı 3.5-7.5 GHz bandında 250 MHz adımla değiştirilerek, tarama yapılmıştır. SNR ile Doppler ve Ana sinyal oranı, gönderme RF frekansı 4.75 GHz'de iken, en yüksek elde edilmiştir (Şekil 83). Görüntü almak için yapılan tarama sırasında TX anteni 4.75 GHz RF işaret ile beslenmiştir.



(a)



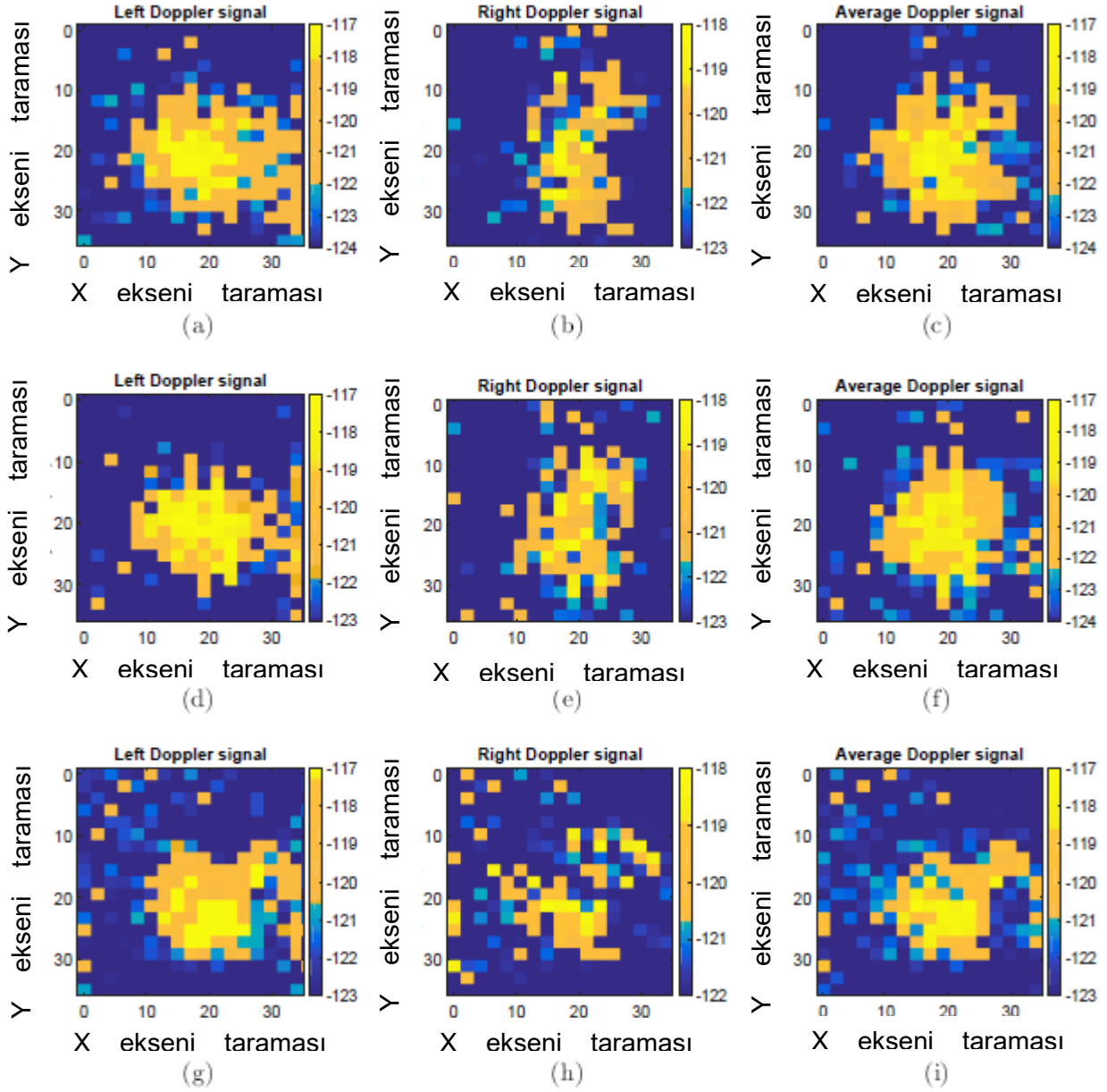
(b)

Şekil 83: 3.5-7 GHz arasında mikrodalga frekansı 250 MHz adımla değiştirildiğinde, (a) SNR (b) alınana Doppler sinyal seviyesinin ana bileşene oranı.

#### 4.2.6.2. 25 Hz titreşim frekansı için 2 boyutlu tarama sonuçları

Farklı derinliklerdeki tarama sonuçları Şekil 84'da gösterilmektedir. Ultrason sensorun odağı fibroglandüler ve tümör fantomlarının bulunduğu seviyede olduğunda ( $z = 0$ ), sol, sağ ve ortalama Doppler frekansında alınan işaretler sırasıyla Şekil 84 (a), (b) ve (c)'de çizilmiştir. Sensor,  $z = +5$  mm düzlemine odaklandığında, şekildeki ikinci sıra çizimleri (Şekil 84 (d), (e), (f)) elde edilmiştir. Fibroglandüler ve tümör fantomlarının yüksekliği yaklaşık 8 mm olduğundan, bu katmanda hala varlığı saptanmaktadır. Son satır sensörün odak noktasının  $z = +10$  mm düzlemine hizalandığında elde edilen sonucu göstermektedir (Şekil 84 (g), (h), (i)). Sensörün aksenal çözünürlüğü, yanal çözünürlüğüne kıyasla düşük olduğundan, HMMDI veri profili çözünürlüğü aksenal yönde daha düşüktür. Öte yandan, sensor hizalaması elle yapıldığından, referans düzleminin ayarlanmasında bir miktar hata beklenmektedir. Ölçümlerde sol ve sağ Doppler sinyal seviyesiyle ilgili önceki bölümlerde de aynı problem gözlemlenmiştir. Bu, fantom içindeki kesme

dalgası önleme ve kesme dalgalarının yayılımına bağlı olabilir. Bununla birlikte, sol Doppler sinyalinden oluşturulan veri profillerinde fibro-glandüler ve tümör fantomlarının varlığı gözlemlenebilir.



Şekil 84: Farklı derinliklerde yapılan taramalar.

Sol Doppler sinyalinin tümör fantomlarında -117 dBm'ye kadar yükseldiği, fibro-glandülerde -121 dBm ile -119 dBm arasında ve yağ bölgesinde -123 dBm'nin altında olduğu gözlenmiştir. Tümör fantomuyla karşılaştıran fibro-glandüler fantomun daha düşük sertliği nedeniyle, fibro-glandüler



bölgede daha yüksek bir sinyal seviyesi beklenmektedir, ancak bu deneyde bu sonuçlar gözlenememektedir. Büyük boyutlu fibro-glandülerin (25 mm x 8 mm) bu sonuçlara neden olabileceği varsayılmaktadır. Fibro-glandüler fantom boyutunun Doppler sinyal seviyesine etkisi, sayısal simülasyonlar ile analiz edilmiştir (Top, vd., 2016). Titreşim frekansının 15 Hz seçildiği simülasyonlar yapılmıştır. Fibro-glandüler fantom çapı 10 mm ila 30 mm aralığında 5 mm adımlarla değiştirilmiştir. Fibro-glandüler boyutunun 25 mm'den düşük olması durumunda, tümör bölgesindeki Doppler sinyal seviyesi fibro-glandüler bölgedeki sinyal seviyesinden daha düşük olduğu gözlenmiştir. Ancak, sinyal seviyesi tümör merkezinde yükselmiştir. Bununla birlikte, fibro-glandüler boyut 25 mm'nin üzerine çıktıkça, tümör bölgesindeki ani sinyal seviyesi değişimi kaybolmuştur.

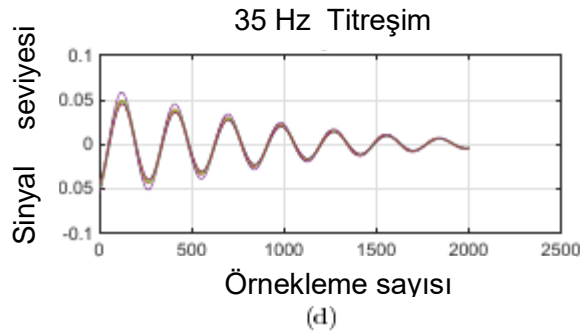
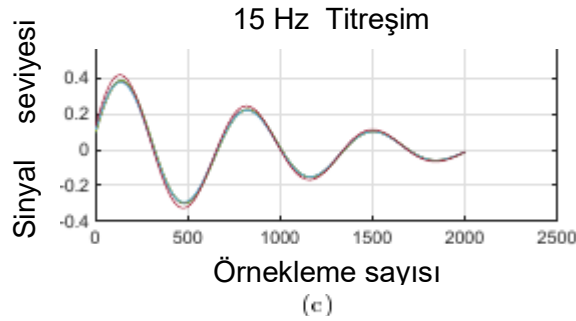
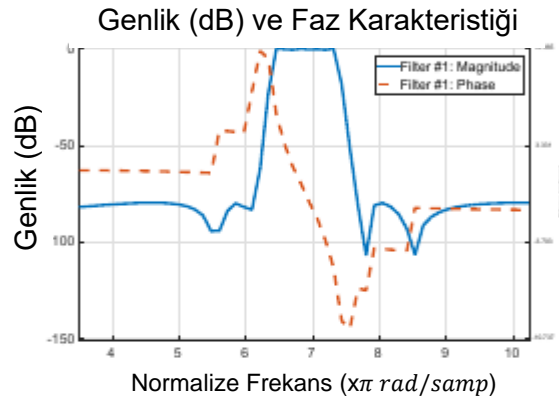
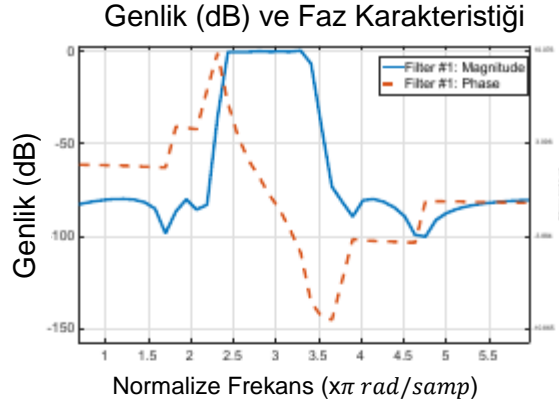
Bu benzetim çalışmalarında titreşim frekansının etkisi de değerlendirilmiştir. Fibro-glandüler fantom üzerindeki sinyal düzeyindeki değişiklikler anlamlı olmadığı halde, tümör bölgesindeki sinyal seviyesinin 15 Hz'den 30 Hz'e artan titreşim frekansı ile arttığı gözlemlenmiştir. Ancak, 10 Hz titreşim frekansında diğer frekanslardan farklı olarak, tümörün ortasındaki Doppler sinyal seviyesinin fibro-glandülerden daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu simülasyon sonuçları, fibro-glandüler boyutun ve titreşim frekansının, 14 mm'lik tümörden 25 mm'lik fibro-glandüler fantom ile karşılaştırıldığında daha yüksek sinyal seviyesinin alınmasının nedeni olabileceğini düşündürmektedir.

### **4.3. Prototip Sistem Geliştirme Çalışmaları Deneysel Sonuçları**

#### **4.3.1. Fantom-1 ile Yapılan Deney Sonuçları**

İlk deneyde, içerisinde (14 mm X 9mm) fibro-glandular doku bulunan yağ fantomunun taramasından sonuçlar elde edilmiştir. Tarama adımı 2 mm'dir ve sinyal her adımda 7 saniye boyunca 10 kHz'lik örnekleme yapılarak kaydedilmiştir. Bu sürede, titreşim yaratmak için en az 6 tetikleyici sinyal gönderilmektedir. Ultrason sinyali ile lokal titreşim yaratılırken almaç devresinde alınan işaret, titreşen bölgenin elastik ve dielektrik özelliklerine bağlıdır.

Alınan sinyal sonrasında sayısal bant geçiren IIR eliptik filtrelerden (köşe frekansları uygulanan ultrason titreşim frekansına bağlı olarak 15-35 Hz arasında değişen) geçirilerek, işleme frekansı kalacak şekilde filtrelenmiştir. İki farklı frekansta, 15 ve 35 Hz için, uygulanan filtrelerin genlik ve faz karakteristikleri Şekil 85 (a) ve (b)'de verilmiştir. Tetikleme zamanında, bu iki sinyal için, filtrelenmiş sinyaller Şekil 85 (c) ve Şekil 85 (d)'de verilmiştir. Burst sinyalinin uzunluğu 200 ms ve darbe tekrarlama sıklığı 1 saniyedir.

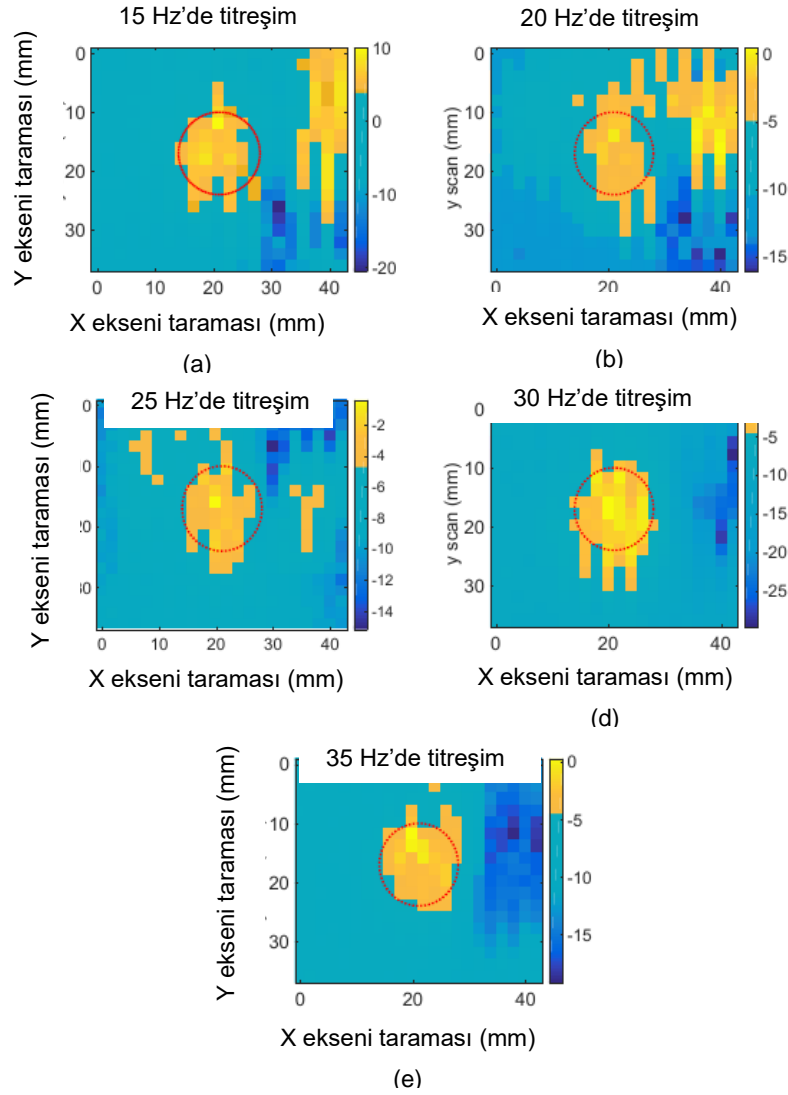


Şekil 85: Tasarlanan bant geçiren IIR Eliptik filtrenin (a) 15 Hz titreşim frekansında (b) 35 Hz titreşim frekansında frekans karakteristiği (c) 15 Hz titreşim frekansında, 3 döngü AM sinyalin tetikleme zamanındaki filtrelenmiş karakteristiği (d) 35 Hz titreşim frekansında, 7 döngü AM sinyalin tetikleme zamanındaki filtrelenmiş karakteristiği.

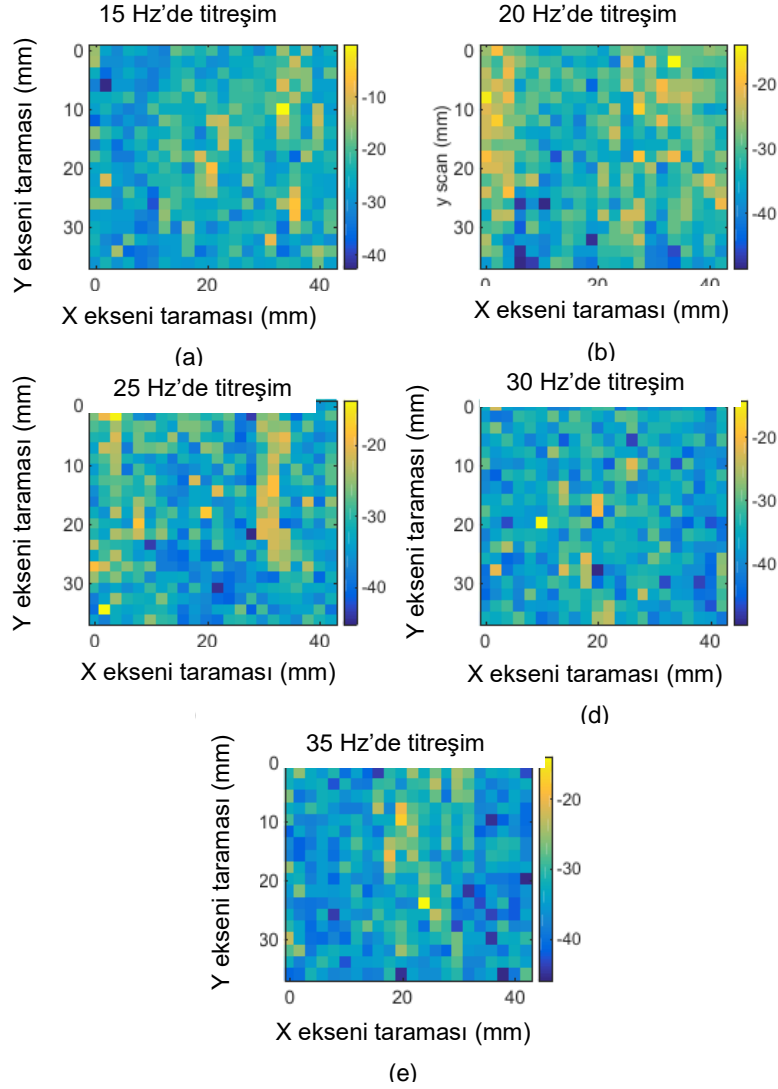
#### **4.3.1.1. Alınan Sinyallerin Tepeden Tepeye Değerlerinin Kullanılarak 2 Boyutlu HHMDG Veri Profili Oluşturulması**

Bu kısımda, tetikleme sürecinde sayısal filtrelenmiş veriler ile HHMDG görüntüleri elde edilmiştir. Her tarama noktasında, 7 adet tetikleme darbesi bulunmaktadır. Bu yüzden, yedi tetikleme darbesi süresince filtrelenmiş verinin tepeden tepeye değerlerinin ortalaması elde edilmiştir. Şekil 86'de, her tarama noktasında bu değerler (dB skalasında) gösterilmektedir. Fibro-glandular dokunun gerçekte bulunduğu yerler kırmızı çizgilerle belirlenmiştir. Bütün frekanslarda, fibro-glandular dokudan alınan işaretin tepeden tepeye değeri yağ dokusundan alınan işarete göre 5 dB daha yüksektir. Düşük titreşim frekanslarında (15 Hz ve 20 Hz), yağ fantomunun sağ tarafında yüksek sinyal seviyesi alınmıştır. Bu yükselmeler fantomun dışında bulunan kaptan gelen yansımalarından kaynaklanmaktadır. Titreşim frekansı arttıkça görüntüdeki bozulmalar da azalmaktadır.

Deneylerin tekrarlanabilirliğini anlamak için, 7 tetiklemede elde edilen sinyallerin tepeden tepeye değerlerinin standart sapması hesaplanmıştır. Şekil 87'de her tarama noktası için elde edilen standart sapma değerleri gösterilmektedir. En fazla sapma değeri (-20 ile -15 dBm civarında) yağ dokusunun olduğu kısımdan gelmektedir. Daha önceki kısımlarda belirtildiği gibi yağ dokusundan alınan Doppler sinyalleri çok değişkenlik göstermektedir. Fibro-glandular dokunun bulunduğu kısımda ise bu sapmalar -30 dBm ile -20 dBm arasında kalmaktadır.



Şekil 86: İçerisinde 14 mm x 9 mmlık fibro-glandular doku bulunan yağ dokusu içerisindeki fantomdan alınan Doppler sinyalinin tepeden tepeye değerleri kullanılarak, farklı titreşim frekanslarında görüntü elde edilmesi (a) 15 Hz titreşim frekansında (b) 20 Hz titreşim frekansında (c) 25 Hz titreşim frekansında (d) 30 Hz titreşim frekansında (e) 35 Hz titreşim frekansında.

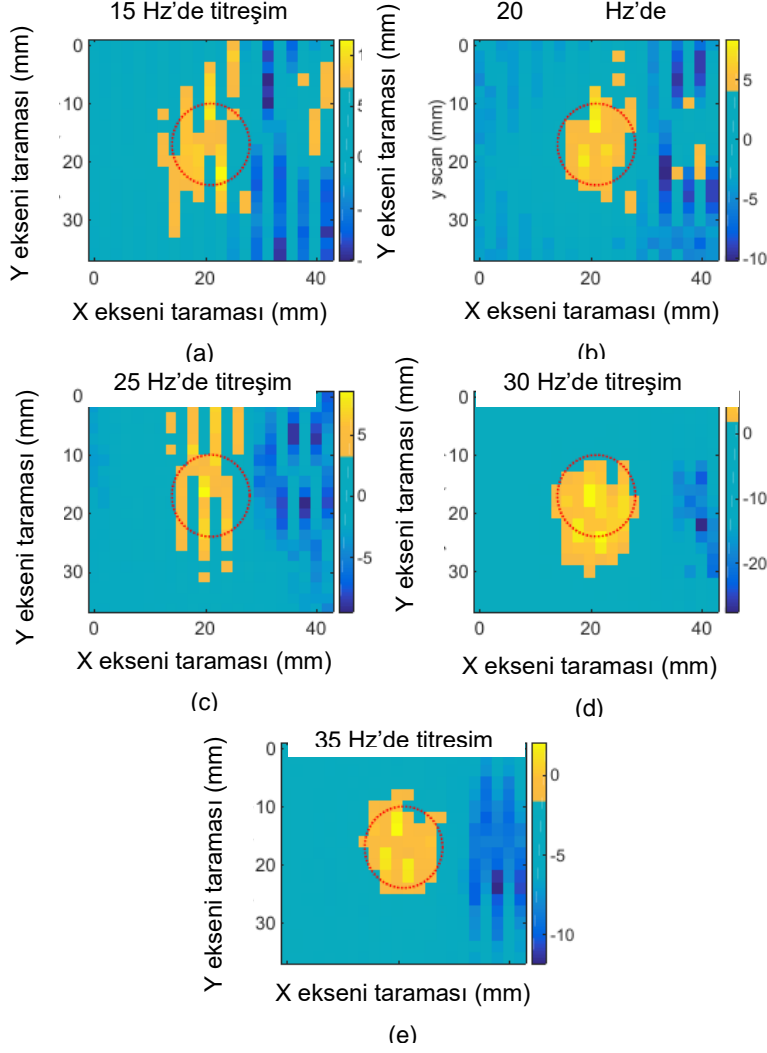


Şekil 87: İçerisinde 14 mm x 9 mmlik fibro-glandular doku bulunan yağ dokusu fantomundan alınan yedi adet Doppler sinyalinin standart sapması kullanılarak, farklı titreşim frekanslarında görüntülerin elde edilmesi (a) 15 Hz titreşim frekansında (b) 20 Hz titreşim frekansında (c) 25 Hz titreşim frekansında (d) 30 Hz titreşim frekansında (e) 35 Hz titreşim frekansında.

#### 4.3.1.2. Titreşim Frekansındaki Sinyal Gücü Kullanılarak 2 boyutlu Veri Profili Elde Etme

Alınan sinyalden farklı bir veri profili elde etmenin bir başka yolu da, spektrum analizörlerde olduğu gibi, alınan sinyalin gücünden veri elde etmektir. Analog sistemde alınan sinyalin gücü (Fourier Dönüşümü ile) hesaplanarak, elde edilen sonuçtan Doppler sinyal bileşenlerinden 2 boyutlu veri profili çıkarılabilmektedir. Bu aşamada elde edilen sonuçlar Şekil 88'te gösterilmektedir. Fibro-glandular dokunun yeri kırmızı çizgilerle belirtilmiştir. Yağ fantomuna göre, fibro-glanduler

dokudan alınan sinyal seviyesi 4 dB daha yüksektir. Ancak, 15 Hz ve 25 Hz titreşim frekansları için elde edilen sonuçlar dokuların ayırt edilmesi için yeterli değildir. 25 Hz titreşim frekansında fibro-glandular doku için en kötü sonuç alınmaktadır.

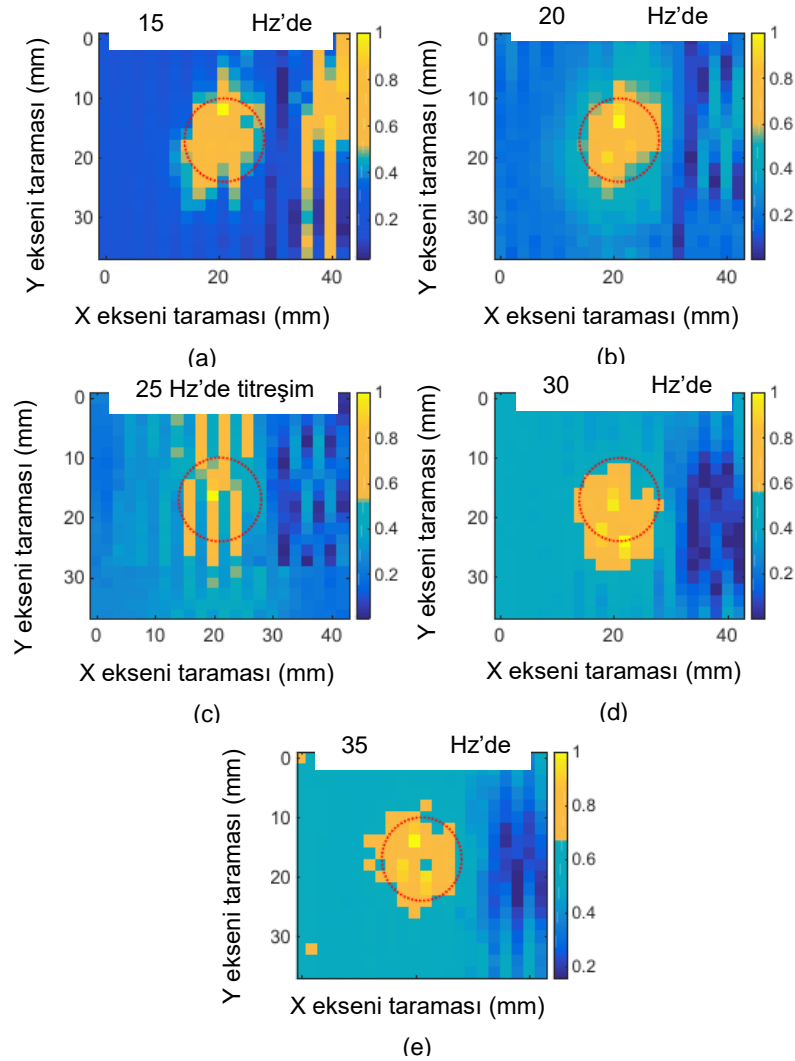


Şekil 88: İçerisinde 14 mm x 9 mmlik fibro-glandular doku bulunan yağ dokusu fantomundan alınan veriler. Doppler sinyallerinin güç değerleri kullanılarak, farklı titreşim frekanslarında tarama yapılmış ve veri görüntüsü çizilmiştir. (a) 15 Hz titreşim frekansında (b) 20 Hz titreşim frekansında (c) 25 Hz titreşim frekansında (d) 30 Hz titreşim frekansında (b) 35 Hz titreşim frekansında.

#### 4.3.1.3. Korelasyon Tabanlı Metot ile 2 boyutlu HHMDG Veri Profili Oluşturulması

Alınan sinyalin sayısal filtreleme sonrası indirildiği taban frekansı akustik uyarım frekansı ile aynıdır. Bu metotta gönderme işareti referans sinyal olarak kullanılmıştır. Bu sinyalin alınan

sinyalle korelasyonu hesaplanmış ve her noktada hesaplanan değer maksimum korelasyon ile normalize edilmiştir. Korelasyon tabanlı metodun sonuçları Şekil 89'de verilmiştir.



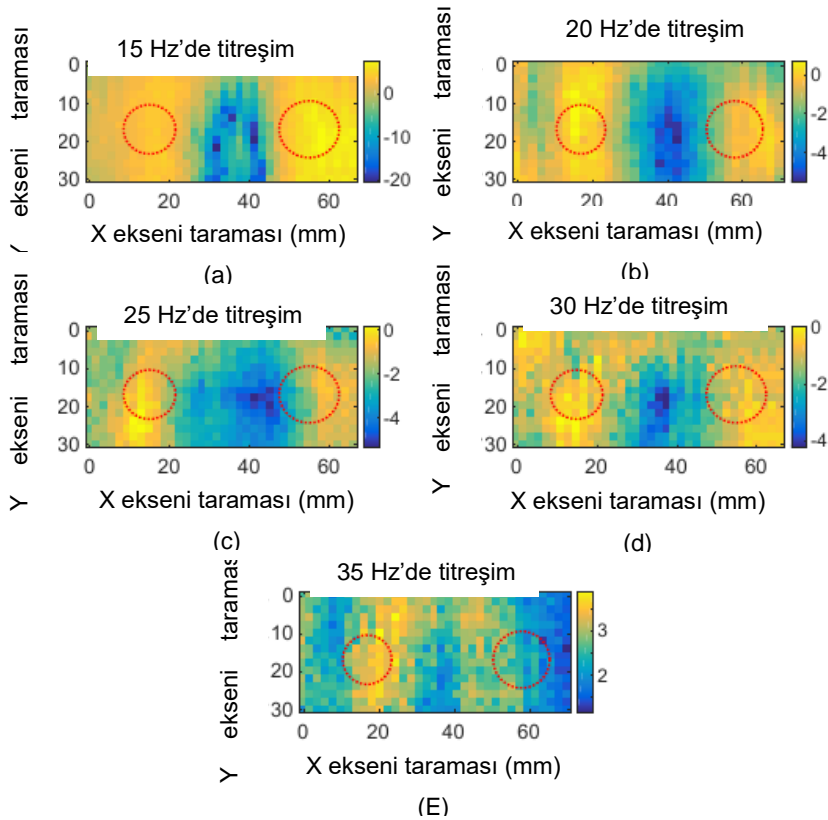
Şekil 89: İçerisinde 14 mm x 9 mm lik fibro-glandular doku bulunan yağ dokusu fantomundan alınan veri görüntüsü. Farklı titreşim frekanslarında tarama yapılarak korelasyon tabanlı metod ile görüntü elde edilmesi (a) 15 Hz titreşim frekansında, (b) 20 Hz titreşim frekansında, (c) 25 Hz titreşim frekansında, (d) 30 Hz titreşim frekansında, ve (e) 35 Hz titreşim frekansında.

#### 4.3.2. Fantom-5 ile Yapılan Deney Sonuçları

Yağ fantomu içerisinde, yaklaşık eşit boyutlardaki fibro-glandular (13 mm X 9 mm) ve tümör (15 mm X 9 mm) fantomları için tarama yapılmıştır.

#### 4.3.2.1. Alınan Sinyalin Tepeden Tepeye Değerleri Kullanılarak 2 Boyutlu HHMDG Veri Profili Oluşturulması

HHMDG görüntülerini oluşturmak için, alınan işaretin tepeden tepeye değerleri sayısal filtreden geçirilmiştir. Elde edilen sonuçlar Şekil 90'te verilmektedir. Fibro-glandular ve tumor fantomlarının gerçek yeri şekilde kırmızı çizgilerle belirlenmiştir. Bütün frekanslarda, fibro-glandular ve tümörden gelen sinyallerin tepeden tepeye değerleri yağ dokusundan gelen tepeden tepeye sinyal seviyelerinden 2-4 dB daha yüksektir. 15 Hz'lik titreşim için daha fazla alandan yüksek sinyal gelmektedir, fakat frekans arttıkça dağılan görüntü yoğunluğu tümör/fibro-glandular dokularına yakınsamaktadır.



Şekil 90: İçerisinde fibro-glandular doku (13 mm x 9 mm) ve tümörün (15 mm x 9 mm) bulunduğu yağ dokusu fantomundan alınan veri görüntüleri. Doppler sinyallerinin tepeden tepeye değerleri kullanılarak, farklı titreşim frekanslarında görüntü elde edilmiştir. (a) 15 Hz titreşim frekansında, (b) 20 Hz titreşim frekansında, (c) 25 Hz titreşim frekansında, (d) 30 Hz titreşim frekansında, ve (e) 35 Hz titreşim frekansında.

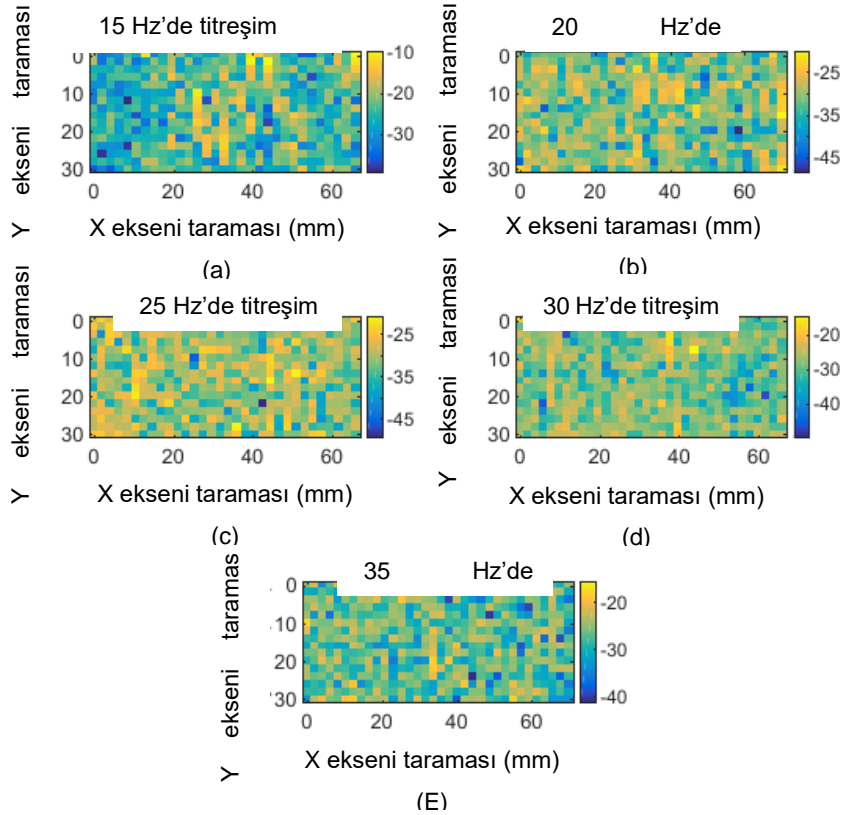
Üretilen fibro-glandular ve tümör fantomlarında elastik katsayı farkı az olduğu için bu iki doku fantomundan gelen Doppler sinyal bileşenlerinin seviyeleri yakın çıkmaktadır. Yapılan beş farklı ölçümde, 15 Hz dışındaki titreşim frekanslarıyla yapılan çalışmalarda, fibro-glandular dokudan gelen sinyal tümörden 0.5-1 dB daha yüksek çıkmaktadır. Benzetim çalışmalarında, tümörün



fibro-glandular doku içerisinde olduğu durumlarda (Top, 2013) tümörden gelen Doppler sinyal seviyesinin titreşim frekansı arttıkça arttığı gözlemlenirken, fibro-glandular dokuda değişmediği gözlemlenmiştir. Fakat 10 Hz titreşim sinyali için tümörün ortasından gelen Doppler sinyal seviyesi, fibro-glandular bölgede odaklanmış titreşimle elde edilen Doppler sinyalinden çok daha yüksek çıkmaktadır. Bu durum, 10 Hz titreşim frekansı ile yapılan deneyde de gözlemlenmiştir.

Yapılan ölçümlerde, fibro-glandular ve tümör dokularından alınan sinyaller, benzer dielektrik özelliklerden dolayı yakın çıkarsa da, elastik özelliklerindeki farklılıklardan dolayı farklı titreşim frekanslarında benzer sonuç vermeleri beklenmemelidir. Bu yüzden iki doku arasındaki farkı anlayabilmek için farklı titreşim frekanslarında deneyler yapılmalıdır. Bir başka gözlem ise fibro-glandular dokunun boyutlarının alınan sinyal seviyesinde etkili olduğudur. Bu yüzden sonraki çalışmalarda bu etkilerin daha detaylı analizleri yapılacaktır.

Deneyin tekrarlanabilirliğini ölçmek için, 7 adet tetikleme ile tepeden tepeye sinyal seviyelerinde örnekleme yaparak standart sapmalar hesaplanmıştır. Şekil 91'da her bir tarama noktası için 7 örnekleme verisi ile elde edilen standart sapmaların grafiği verilmiştir. Standart sapma -15 dBm ile -20 dBm arasında çıkmıştır. Bu durum örnekleme sayısının azaltılabileceğini göstermektedir.

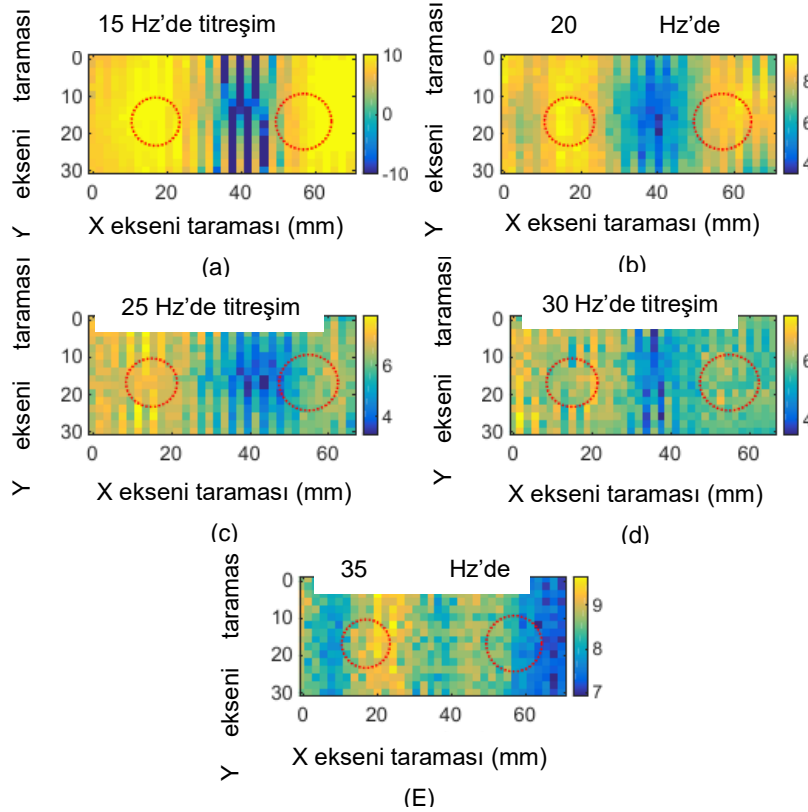


Şekil 91: Her tarama noktasında, farklı titreşim sinyalleri altında, (yedi tetik darbesi boyunca) alınan Doppler işaretlerinin güç değerlerinin standart sapması ile elde edilen görüntüler a) 15 Hz

titreşim frekansında, (b) 20 Hz titreşim frekansında, (c) 25 Hz titreşim frekansında, (d) 30 Hz titreşim frekansında, ve (b) 35 Hz titreşim frekansında.

#### 4.3.2.2. Titreşim Frekansındaki Sinyal Gücü Kullanılarak 2 Boyutlu Veri Profili Elde Etme

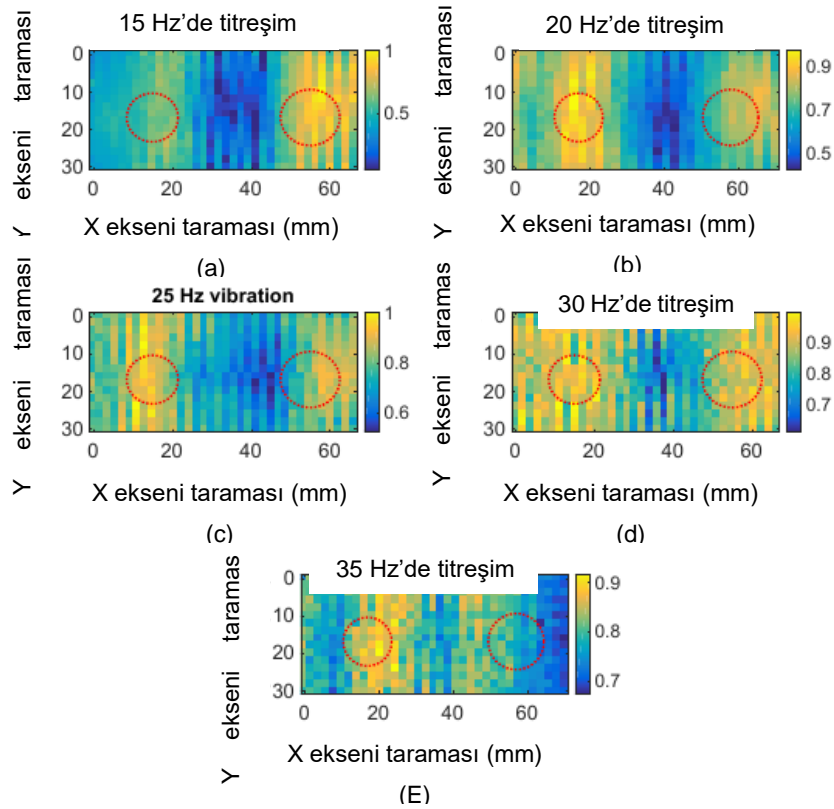
Bu kısımda, alınan sinyalin gücü hesaplanmış ve Doppler bileşenin gücü kullanılarak fantomun 2 boyutlu görüntüsü oluşturulmuştur. Elde edilen sonuçlar Şekil 92'da gösterilmektedir. Tümör ve fibro-glandular dokulardan gelen sinyallerin güçleri, yağ dokusundan gelen sinyallerin güçlerine göre 2-4 dB daha yüksektir. Ancak alınan sonuçlardan tümör ile fibro-glandular doku arasında bir ayırım yapılamamaktadır. 15 Hz titreşim frekansında tespit edilen fibro-glandular bölgesi daha geniş çıkmıştır ve titreşim frekansının artırılması ile bu dağılımların azaldığı gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar tepeden tepeye ölçülen güç değerleri ile elde edilen yöntemle benzer sonuçlar vermektedir.



Şekil 92: İçerisinde fibro-glandular doku (13 mm x 9 mm) ve tümörün (15 mm x 9 mm) bulunduğu yağ dokusu fantomundan alınan görüntüler. Doppler sinyallerinin güç değerlerini kullanarak, farklı titreşim frekanslarında tarama yapılarak görüntü elde edilmiştir. (a) 15 Hz titreşim frekansında, (b) 20 Hz titreşim frekansında, (c) 25 Hz titreşim frekansında, (d) 30 Hz titreşim frekansında, (b) 35 Hz titreşim frekansında.

#### 4.3.2.3. Korelasyon Tabanlı Metot ile 2 Boyutlu HHMDG Veri Profili Oluşturulması

Bir önceki fantomda anlatıldığı gibi korelasyon metodu bu fantom için de kullanılmıştır. Ultrason sensorun titreşim frekansında alınan sinyal ile referans sinyal arasındaki korelasyon ile elde edilen görüntüler Şekil 93'de verilmiştir. Bu methoda tümör ile fibro-glandular doku arasında diğer methodlara göre daha iyi ayrışım elde edilmiştir. 15 Hz'de tümördeki korelasyon değeri 0.9-1 civarında iken, fibro-glandular doku için bu değer 0.6-0.7 ve yağ dokusunda 0.4 olarak çıkmaktadır. Öte yandan, 25 Hz'de fibro-glandular doku için korelasyon değeri 0.9-1 iken tümör için 0.8-0.85 arasında elde edilmiştir. Bu korelasyon değerleri 30 Hz'de birbirine daha da yaklaşmaktadır. Bu değerler (Top, 2013) benzetim çalışmalarında da gözlemlenmiştir. Bu sonuçlara göre, farklı titreşim frekansları kullanarak dokular arasında ayırt edilebilirliğin artırılması mümkün görünmektedir.



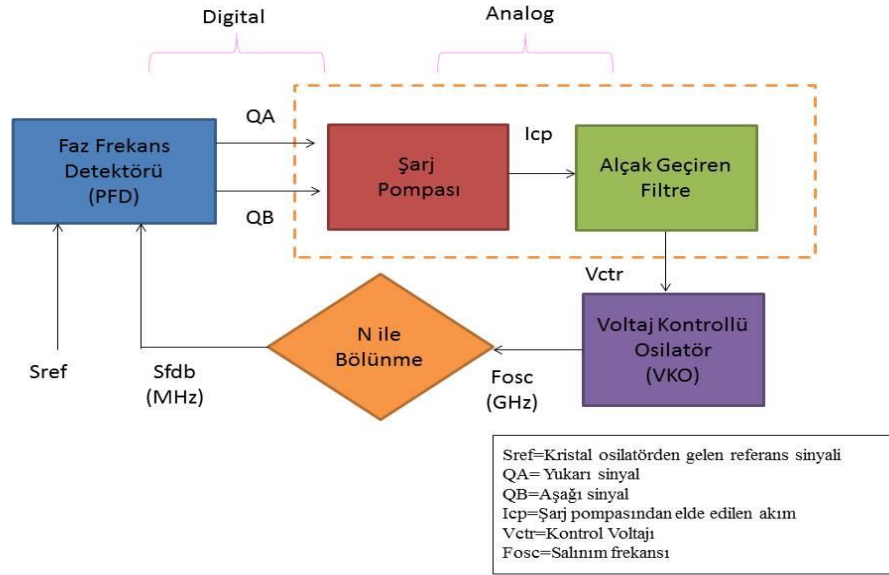
Şekil 93: İçerisinde fibro-glandular doku (13 mm x 9 mm) ve tümörün (15 mm x 9 mm) bulunduğu yağ dokusu fantomundan alınan veri görüntüleri. Farklı titreşim frekanslarında korelasyon metodu kullanarak, görüntü elde edilmesi.(a) 15 Hz titreşim frekansında, (b) 20 Hz titreşim frekansında, (c) 25 Hz titreşim frekansında, (d) 30 Hz titreşim frekansında, ve (e) 35 Hz titreşim frekansında.

### 4.3.3. PLL Frekans Sentezleyici Geliştirme Çalışmaları

PLL negatif geri besleme devresine ait giriş sinyalinin fazını kilitlemeye çalışır. PLL kendi döngü bant genişliğinde referans frekansının faz gürültüsünü takip eder. PLL uygulamalarında, yüksek saflıkta, kristal osilatörden elde edilen giriş sinyali çok düşük faz gürültüsüne sahiptir ve PLL giriş frekansının katlarında çıkış sinyalini kilitlemekle görevlidir. Önerilen PLL frekans sentezleyiciye ait blok diyagram Şekil 94'da gösterilmiştir. PLL devresi; faz-frekans detektörü, yük pompası, alçak geçiren filtre, voltaj kontrollü osilatör (VCO) ve frekans bölücüdür.

#### Voltaj Kontrollü Osilatör (VCO)

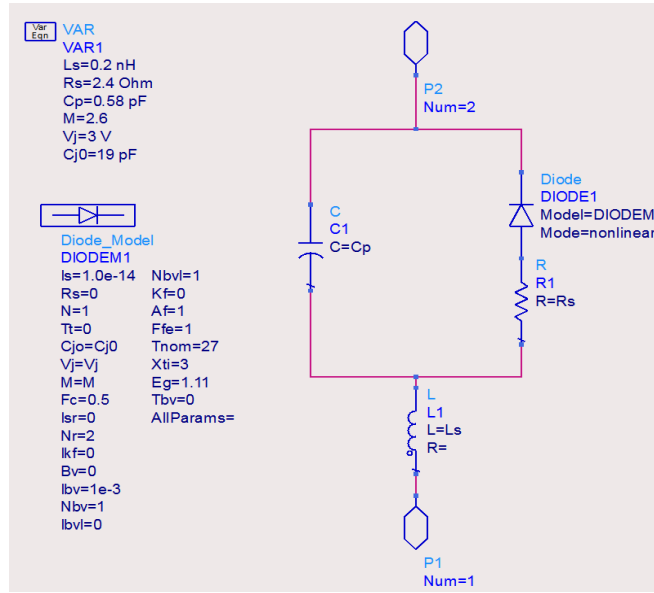
VCO, PLL frekans sentezleyicinin en temel kısmıdır. Genellikle, halka osilatör ve LC osilatör GHz aralığındaki uygulamalarda kullanılırlar ancak halka osilatörlerin faz gürültüsü düşük bantlı kablosuz iletişim (komünikasyon) sistemlerinde yeterince iyi değildir. Halka osilatörlere kıyasla, LC osilatörler düşük faz gürültüsüne sahip olmaları ve düşük güç tüketiminden dolayı daha etkilidirler. LC osilatörlerin Colpitts ve Hartley gibi birçok çeşidi vardır.



Şekil 94. Faz kilitlemeli döngü devresi.

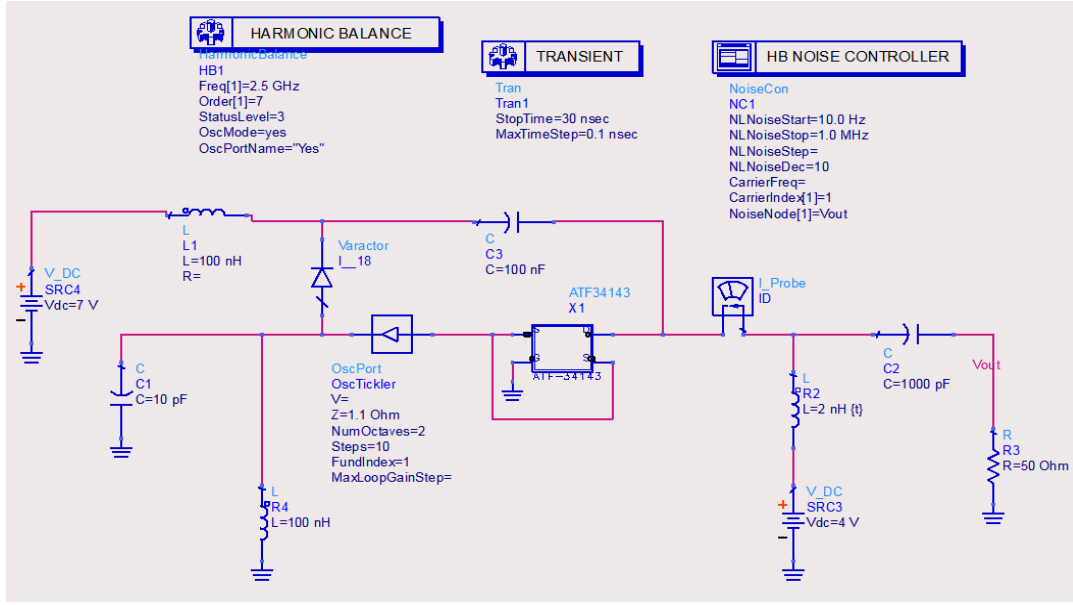
## VCO Tasarımı

VCO tasarım simülasyonları ADS programında yapıldı. Bu simülasyonlarda kondansatör ve bobinlerin değerleri ayarlanabilir haldedir. Bu durum pratikte mümkün değildir. Bu yüzden ayarlanabilen kondansatör yerine varaktör tercih edilmiştir. Bu durumda uygulanan voltaj değiştirilerek kapasitans değeri değiştirilmektedir. Varaktör farklı DC voltaj uygulamalarında farklı kapasitans değerlerine sahiptir. VCO için gerekli bant genişliği sağlanmalıdır. Bu çalışmada, devresi Şekil 95’de gösterilen SMV1283 tercih edilmiştir.



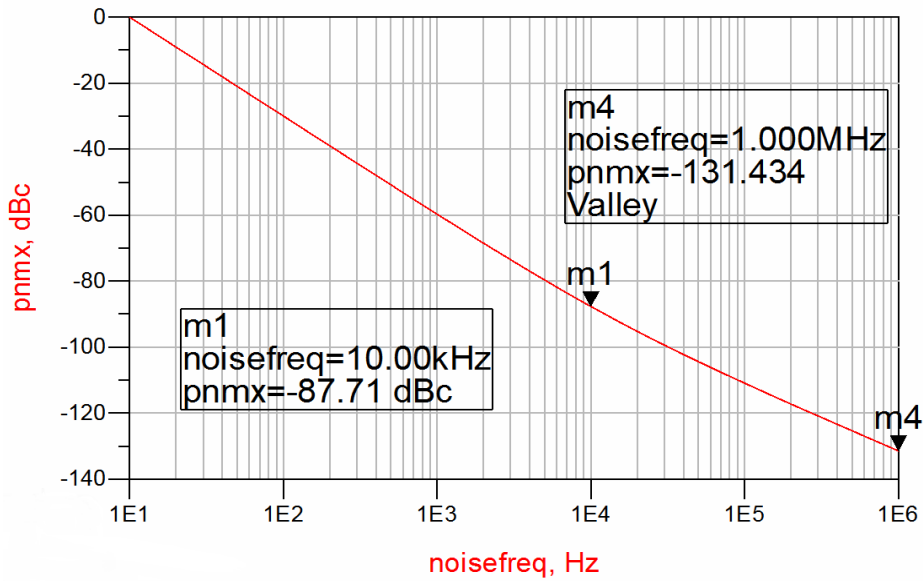
Şekil 95: ADS programında oluşturulan varaktör devresi.

Varaktör modeli değiştirilebilen kondansatör ile VCO’da oluşturulduğunda Şekil 96’da yer alan devre oluşmaktadır. Bu devrede L1, C3 ve L elemanları varaktörü DC beslemek için kullanılmıştır. Bobinler DC voltajda kısa devre olurken kondansatörler açık devre olmaktadır. Bu yüzden DC voltaj varaktör üzerinden hareket ederek transistörün drain kısmından akım geçmesini engellemektedir.

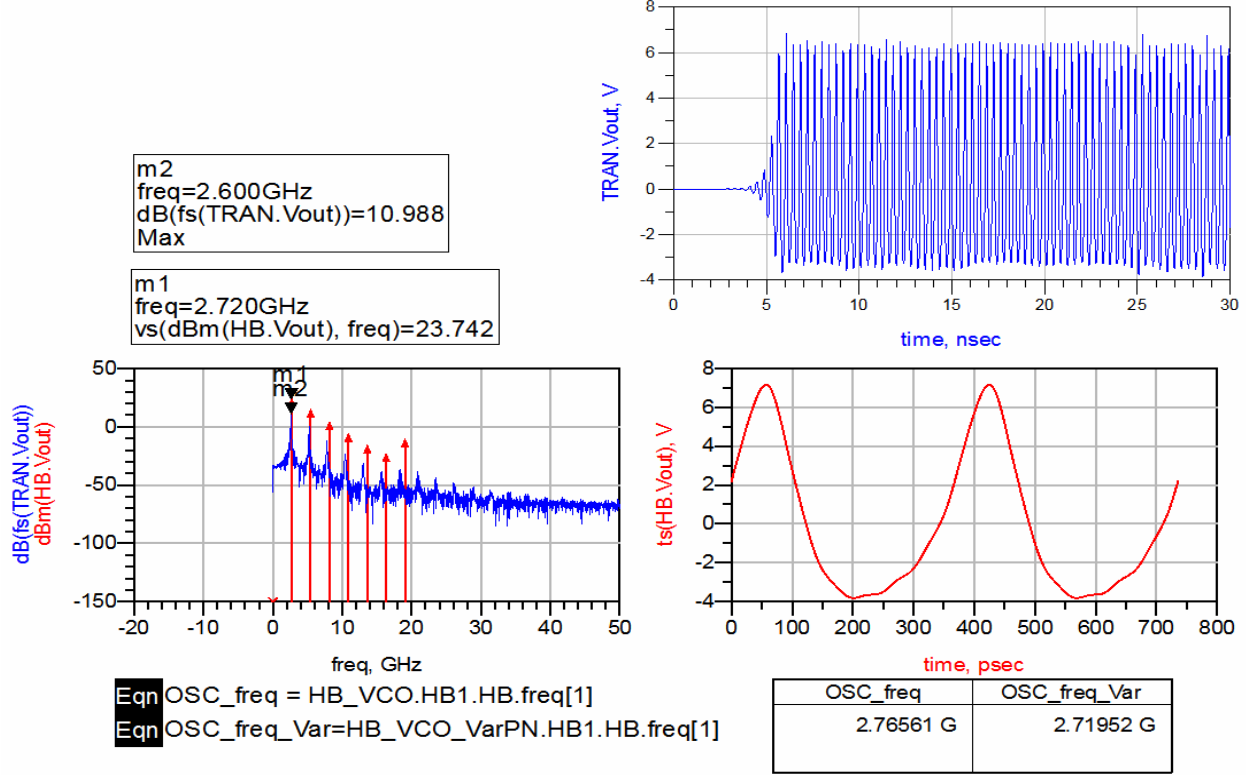


Şekil 96: ADS programında oluşturulmuş varaktör görevi gören VCO devresi.

Yüksek elektron mobiliteli transistörün (High electron mobility transistor, HEMT) drain ve kaynağı arasında yer alan varaktörlü Colpitts VCO'nun faz gürültüsü performansı Şekil 97'da gösterilmiştir. Görüldüğü gibi uygulanan VCO, 1 MHz'de -131.434 dBc/Hz ve 10 kHz'de -87.71 dBc/Hz faz gürültüsüne sahiptir.



Şekil 97: Varaktör içeren VCO'nun faz gürültüsü.

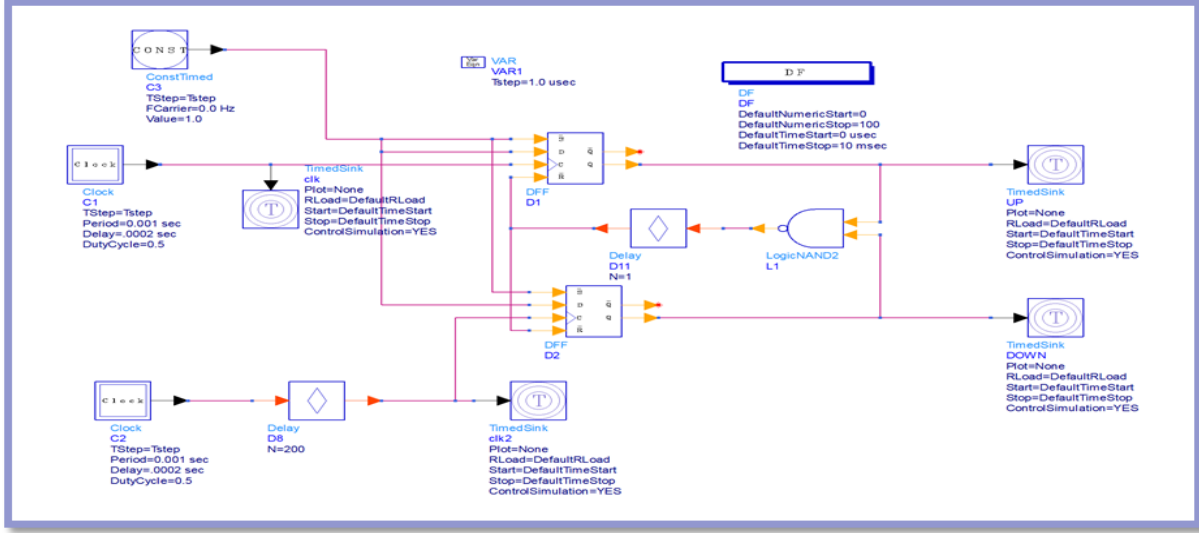


Şekil 98: Varaktör kullanılarak oluşturulan VCO'nun benzetim sonuçları. Geçici (Transient) simülasyon sonuçları zaman alanındaki devrenin sonuçlarını göstermektedir, HB simülasyonunun ters Fourier transform sonuçları (Alt sağda), Harmonic balance (HB) benzetiminin geçici (transient) sonucunun Fourier transformu (Solda).

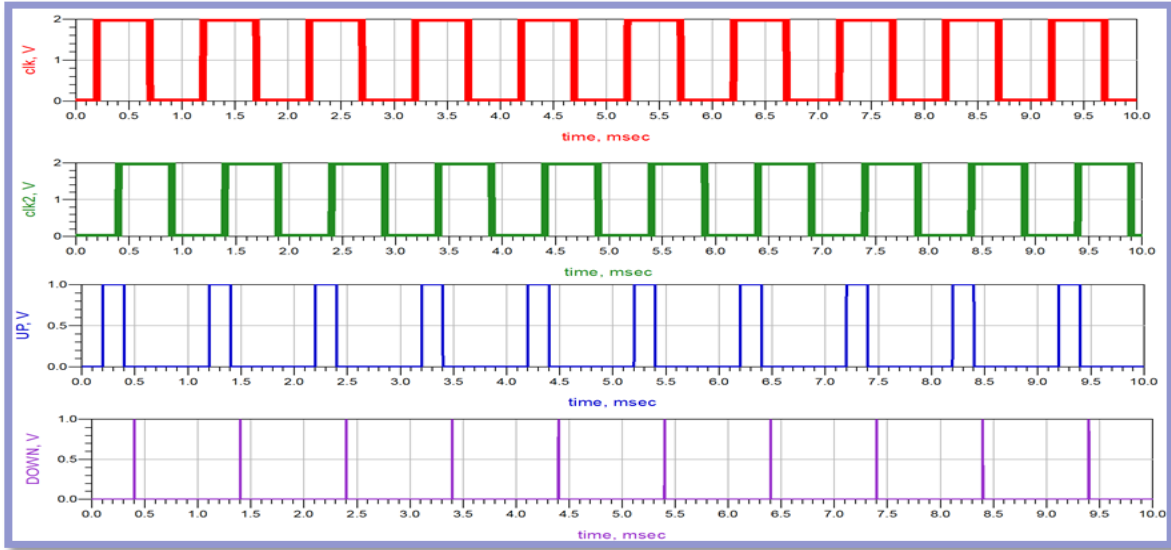
Şekil 98'de gösterildiği gibi HB benzetim sonuçları ve geçici (transient) sonucun Fourier transformu yaklaşık olarak aynı sonuçları vermişlerdir. HB ve geçici simülasyonların ikisi de 2.7 GHz frekans spektrumuna sahiptir.

### Temel Faz Frekans Detektörü

Temel faz frekans detektörü (PFD), frekans sentezleyici yapımında sıkça kullanılır. 2 DFF ve NAND geçidinden oluşur. QA (yukarı) ve QB (aşağı) olmak üzere iki çıktı sinyali üretir. Diğer PFD'lere göre daha geniş işlem faz aralığına sahiptir ( $4\pi$ ). PFD 'in kilitlenmediği durumda ürettiği frekans ileri yönde yürür (Razavi, 2011; Khattoi, 2010). Şekil 99'da gösterilen PFD ADS Şekil 100'de gösterilmiştir. Şekil 99 ve Şekil 100 birlikte incelendiğinde, CLK DFF 1'e geldiğinde, QA (yukarı) sinyalinin değeri 2 (dijitalde 1) olur. CLK2 DFF 2'ye geldiğinde, QB (aşağı) sinyalinin değeri de 2 (dijitalde 1) olur.



Şekil 99. Temel PFD'nin ADS Şeması.



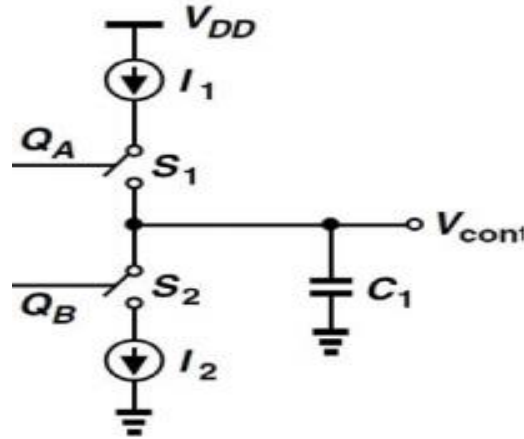
Şekil 100. Temel PFD'nin Zamanlama Diyagramı.

Bu durumda bu sinyaller NAND geçidinin girişine verilir ve NAND kapısının çıktısı 0 olur. Böylece CLK ve CLK2 değerleri 0 olur ve her iki DFF de sıfırlanır. Yalnızca CLK2 değeri 1 olduğunda QB (aşağı) sinyalinin değeri 2 (digitalde 1) olur. Bu durumda NAND kapısının çıktısı 0 olacağından QB aniden sıfırlanır ve tek bir dürtü sinyali gözlemlenir. QA ve QB dürtüleri arasındaki boşluk CLK ve CLK2 arasında zaman gecikmesine neden olur.



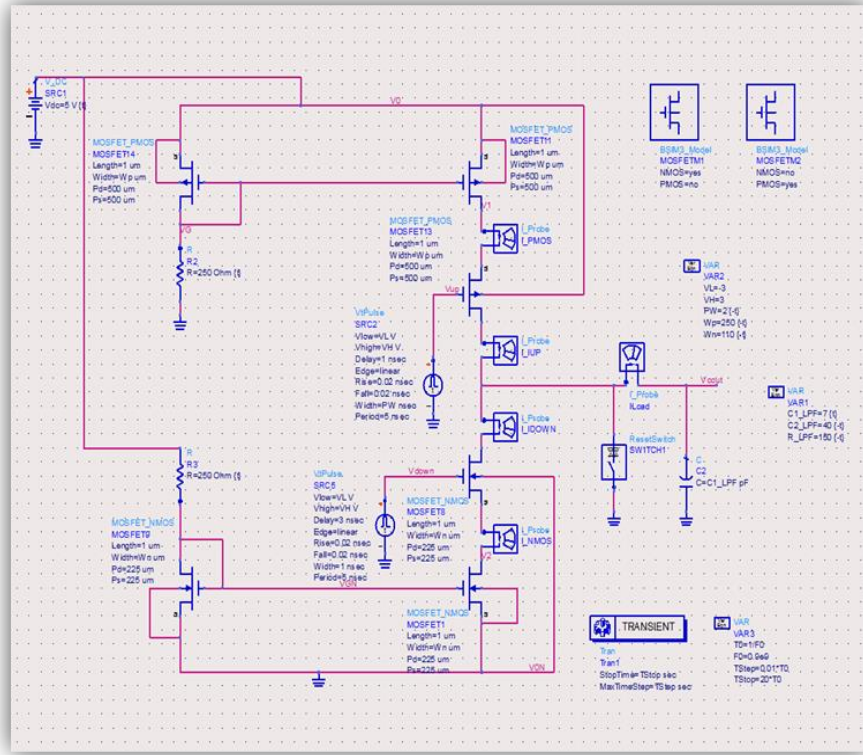
## Yük Pompası ve Alçak Geçiren Filtre

Yük pompası PDF'den gelen dijital sinyalleri analog sinyallere çevirir. Temelde, yük pompası Şekil 101'de gösterilen akım kaynağı, akım gideri (sink) ve 2 anahtardan oluşur. Fakat genellikle VCO kontrollü voltajıyla yük pompasının çıkış akımını birleştiren pasif döngü filtresi, yük pompasını takip eder. Dolayısıyla VCO kontrol voltajı yük pompası çıktı voltajına eşit olur. Yük pompasında kaynak ve giderin (sink) akımı  $Q_A$  ve  $Q_B$  sinyallerine bağlıdır. Bu akım VCO'nun ayarlanması için döngü filtresi (alçak geçiren filtre) ile kontrollü voltaja çevrilir. Sinyallerin uyumsuzluğunu önlemek için kaynak ve gider (sink) akımlarının eşit olması gerekir. Referans sinyali geribesleme sinyalinin önünde olduğunda, kontrol voltajı artar. Geri besleme sinyali referans sinyalinin önünde olduğunda, kontrol voltajı azalır (Fitzpatrick, 2004; Khattoi, 2010).

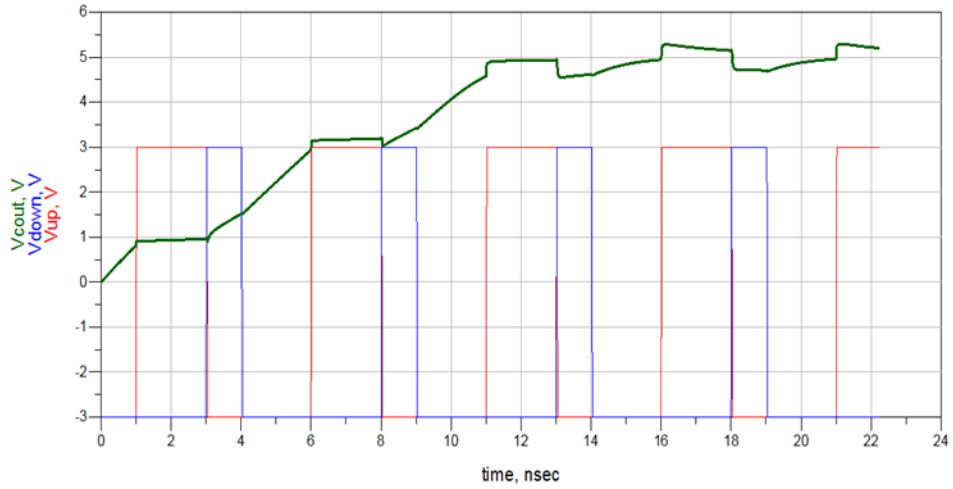


Şekil 101. Genel Yük Pompasının Yapısı (Khattoi, 2010).

Bu çalışmada, çeşitli yük pompaları uygulanmıştır ve sonrasında Şekil 102'da gösterilen yük pompasını takiben alçak geçiren filtre modeli tercih edilmiştir. Bu modelin sonuçları VCO kontrol voltajının gereksinimlerini karşılamaktadır. Şekil 103'te gösterildiği üzere alçak geçiren filtrenin çıkış voltajı 0-5 Volt arasındadır. Bu önerilen VCO'nun kontrol voltajı için yeterlidir.



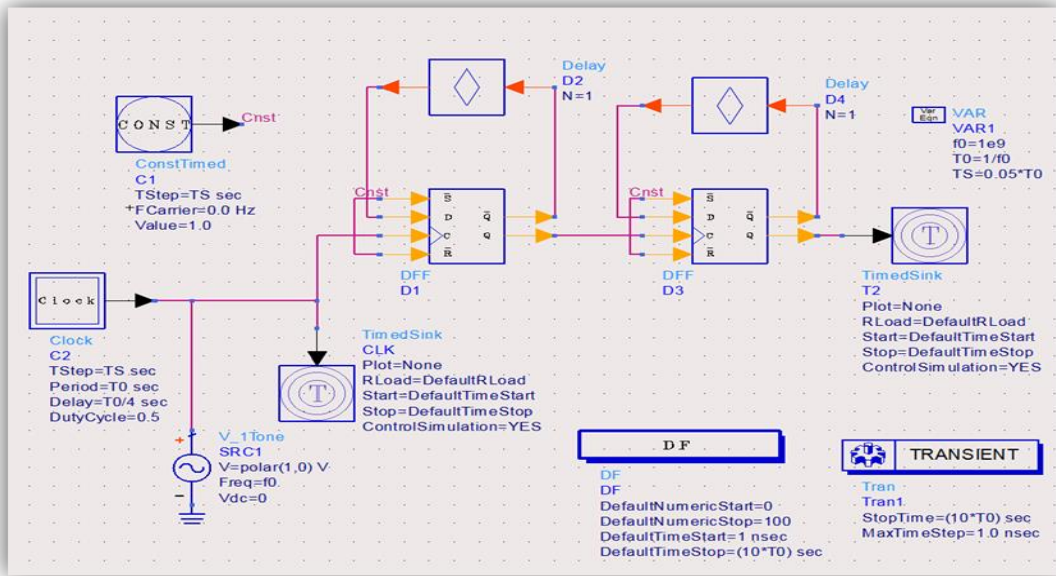
Şekil 102. Yük Pompası ve Alçak Geçiren Filtrenin Şematik Gösterimi.



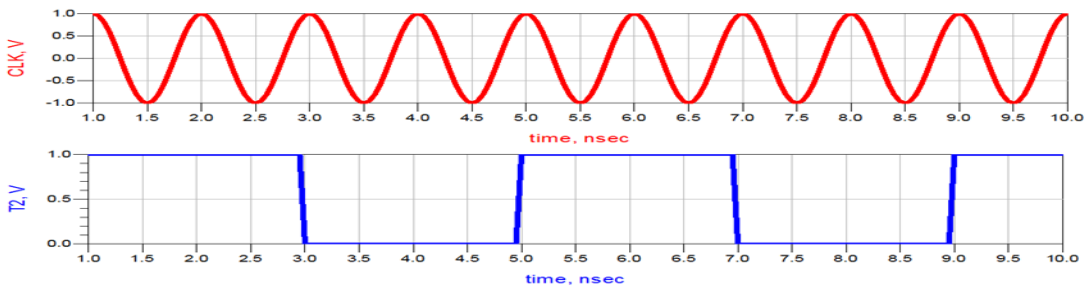
Şekil 103: Yük Pompası ve Alçak Geçiren Filtrenin ADS Simülasyon Sonuçları.

## Frekans Bölücü

Frekans bölücü, faz kilitlemeli döngünün yüksek frekanslarda çalışan bloklarından biridir. Osilatör yüksek çıkış frekansını referans kaynağının frekansıyla karşılaştırılabilecek daha düşük frekansa çevirir. PLL'in tüm frekanslarında çalışabilir. Bu projede VCO 2.7GHz çalışma frekansına sahiptir ve kristal osilatör olan referans kaynağı MHz aralığında sinyal üretir. Bu nedenle bu sinyallerin karşılaştırılabilir olması için PLL'in içinde frekans bölücüyü ihtiyaç duyulur. Frekans bölücün çalışma durumunu kontrol etmek için VCO'dan gelen voltaj sinüzoid olduğundan Şekil 104'da gösterilen devreye sinüzoid bir sinyal uygulanmıştır. Buna ait benzetim sonuçları Şekil 105'de gösterilmiştir.



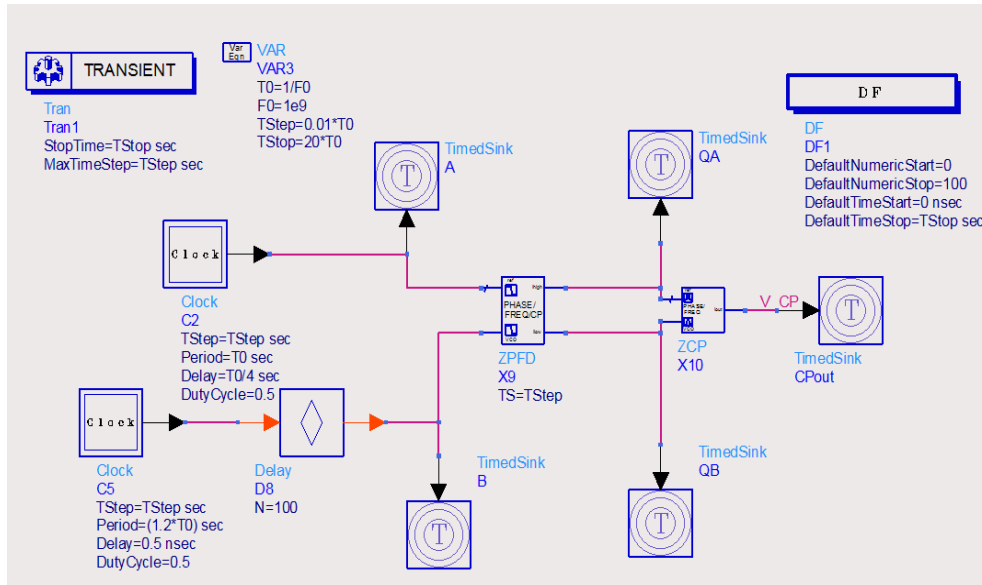
Şekil 104: Sinüzoid Giriş Sinyali Verilen 4 ile Bölücünün Şematik Gösterimi.



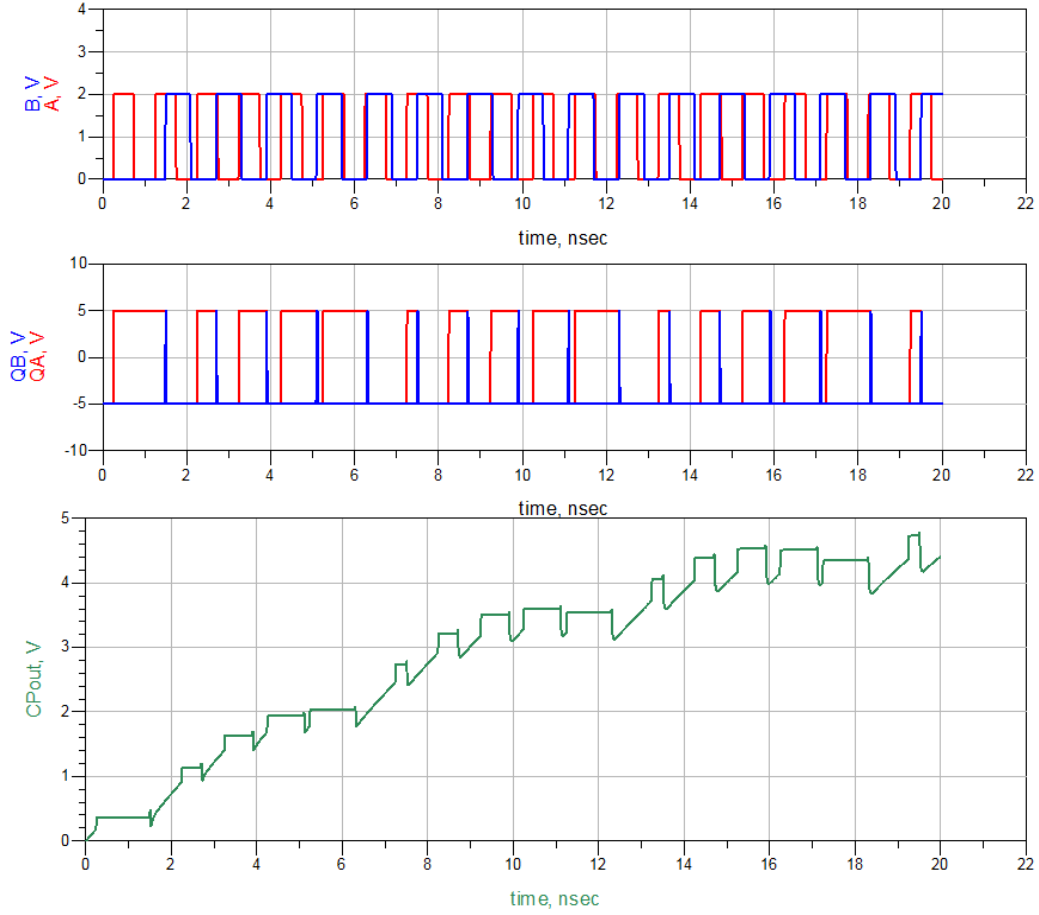
Şekil 105: Sinüzoid Giriş Sinyali Verilen 4 ile Bölücünün Simülasyon Sonuçları.

## Analog-Dijital PLL

PLL için ADS programında benzetim çalışması yapılmıştır. Tasarlanan CP PLL (Terlemez, 2004)'de VCO'da kullanılan HEMT transistör, CMOS CP (Barale, 2008), basit PFD (Razavi, 1998; Khattoi, 2010) ve DFF kullanan frekans bölücüsü (Razavi, 2011; Chye, 2004) kullanılmıştır. PFD ve CP performansları ayrı benzetimlerde değerlendirilmiştir. Diğer PLL parçaları da kendi başlarına simüle edilmiştir. Şekil 106, ADS'te yapılan PFD ve CP uygulamalarını göstermektedir. Bu tasarımın genel amacı CP deki aynı devre yapısına sahip tasarlanmış basit PFD nin performansını değerlendirmektir. Hem dijital hem analog bloklar kullanıldığı için bu tasarımın sınırlaması simülasyon çeşidinin seçilmesidir. Ayrıca PFD de faz farkı oluşturabilen uygun PFD girdilerinin seçimi bir problemdir. Aşağı clockdan sonraki gecikme faz farkı oluşturmaktadır. Üstteki devrenin performansı Şekil 107'de yer almaktadır. PFD girdilerinin faz farkları açıkça görünmektedir. (Yukarı) PFD çıktıları (orta) CP yi aktive etmek için uygundur ve çıktı devresi (Aşağıdaki) CP davranışını göstermektedir. CMOS CP'nin çıktı voltajı PFD nin faz hatasına göre dalgalanmaktadır ve de hata yaklaşık olarak 0 olduğunda sabit seviyeye ulaşmaktadır.

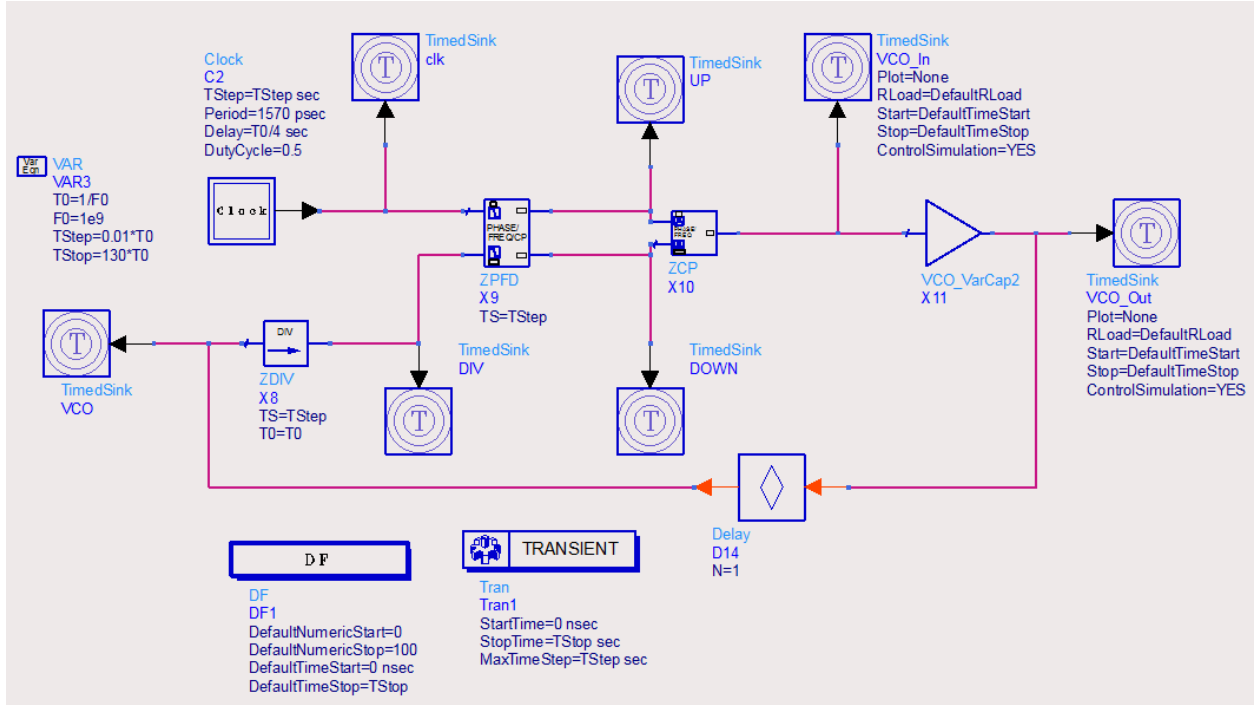


Şekil 106: PFD ve CP nin ADS uygulaması. Basit PFD'yi çalıştırmak için DF benzetimi kullanılmıştır. CMOS CP uygulanmıştır. DF benzetiminden dolayı time sink ve clock kullanılmıştır.



Şekil 107: PFD-CP benzetim sonuçları. A ve B PFD girdileri (Üstteki). QA ve QB PFD çıktıları (Ortakdaki), CPout ise CP çıktısıdır (Alttaki).

Sonuç olarak PLL basit PFD, CP, frekans bölücüsü ve anlatılan VCO parçalarından oluşmaktadır. PLL'in ADS uygulaması Şekil 108'de gösterilmiştir.

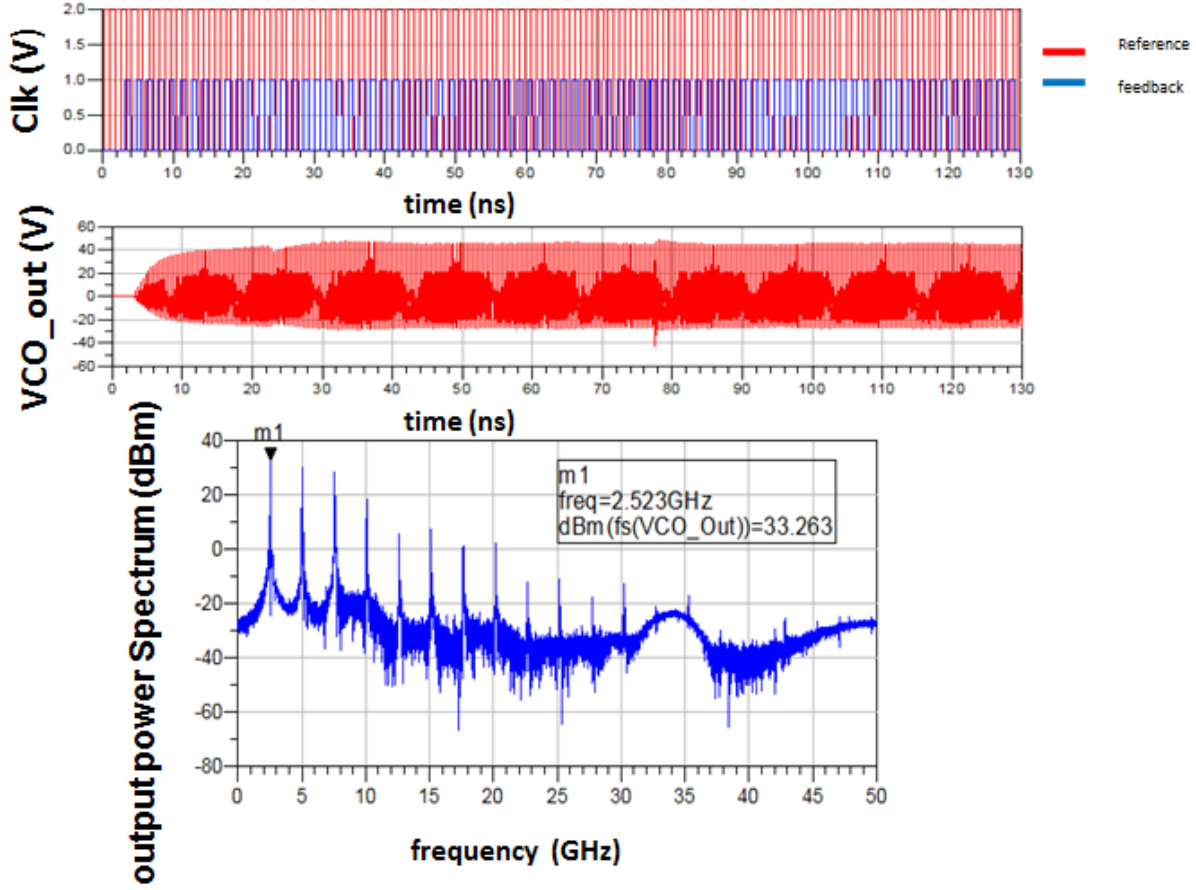


Şekil 108: Analog-dijital PLL şeması. VCO, dörde bölücü, basit PFD ve devreler kullanılmıştır. DF benzetimi PFD dijital blokları ve frekans bölücü için kullanılmıştır. Geçici benzetimler CP ve VCO nun analog blokları için kullanılmıştır.

Şekil 109'de elde edilen benzetim sonuçlarının yorumu olarak, ilk satırda gösterilen referans ve geribildirim (feedback) girdileri belirli bir periyotta ortaklanmalıdırlar. Çıktı sinyali 2.523 GHz frekansındaki VCO\_out'un (Üçünü satırdaki) Fourier transformundan elde edilmiştir. Fakat bu çalışmadaki en önemli faktörlerden biri olan faz gürültüsü simüle edilememiştir. Analog-dijital PLL devresinde analog ve dijital bloklar bulunduğundan dolayı HB benzetimi uygulanamamıştır. Faz gürültüsü için HB benzetimi gereklidir.

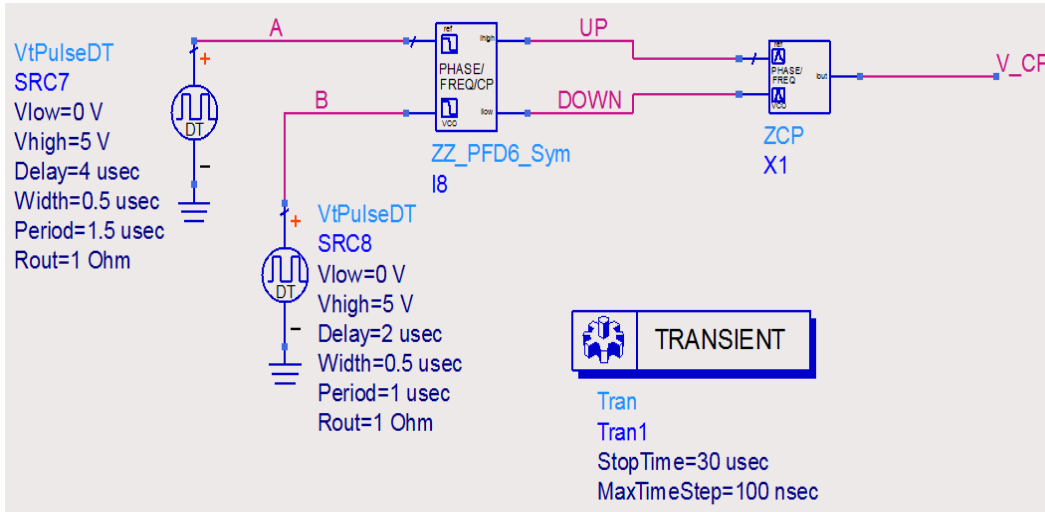
## Analog PLL

CPPLL'nin faz gürültü analizini mümkün kılmak için tüm analog PLL tasarımı yapılmıştır. Bu amaca ulaşmak için, önceki raporda sunulan analog-dijital PLL'nin dijital blokları transistor seviyesinde tasarlanmıştır. Şarj pompasına (CP) ek olarak analog PFD, frekans ayırıcı ve önceki raporda sunulan VCO tasarımı kullanılarak, tüm analog PLL transistor seviyesinde simüle edilmiştir. Şekil 110'de PFD ve CP'nin ADS kullanılarak yapılan simulasyonu gösterilmiş, Şekil 111'de ise benzetim sonuçları verilmiştir.

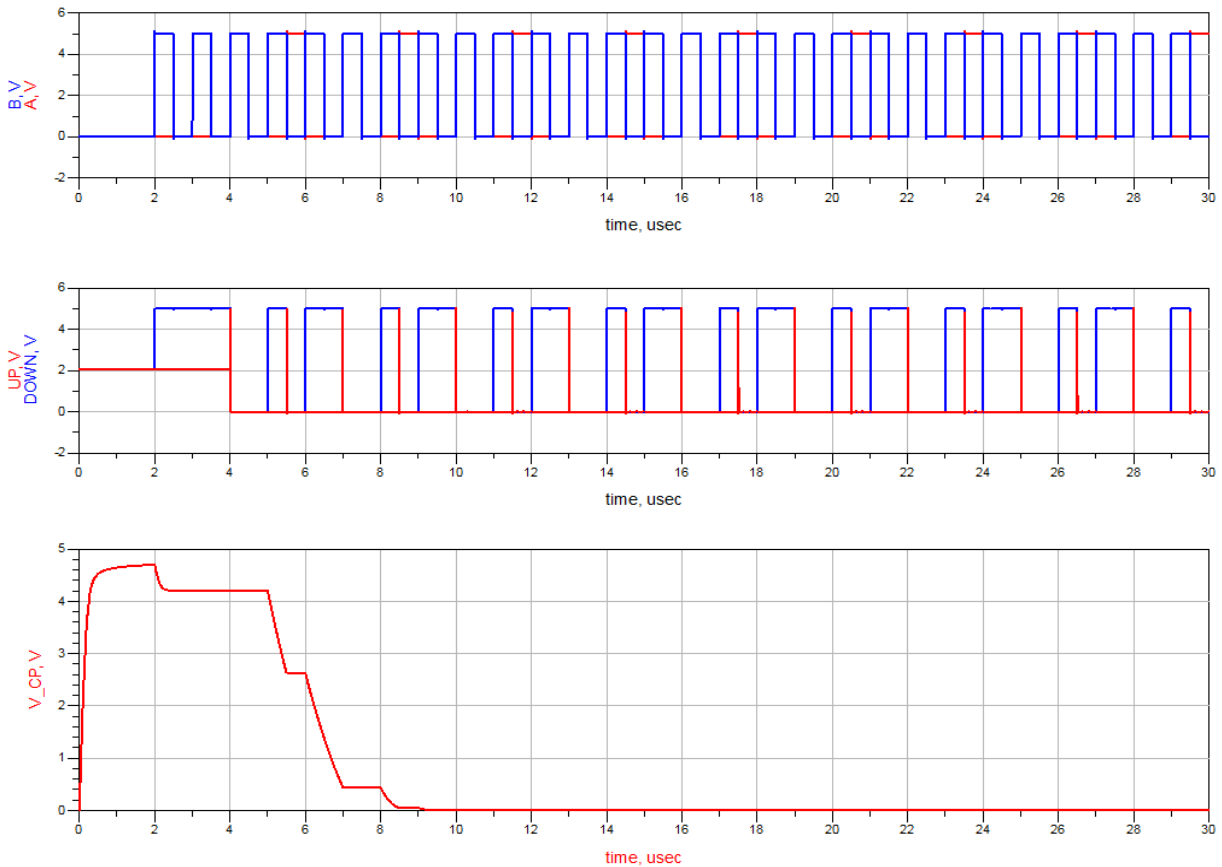


Şekil 109: PLL simülasyon sonuçları. Referans clock (clk) ve frekans bölücü çıktısı (İlk satır). VCO çıktı sinyali (ikinci satır) ve spektrumu (üçüncü satır).

VCO ve frekans bölücü de ADS'de simüle edilmiştir (Şekil 112). Bu devrede 2'lik bir bölücü kullanılmıştır. Ana hedef, VCO ve frekans dedektörünün birlikte çalışıp çalışamayacaklarını incelemektir. Frekans bölücü olarak daha önceki gelişme raporunda bildirilen frekans bölücü kullanılmıştır. İlerleyen adımlarda, D flip-flopların sayısı artırılarak, bölücü oranı artırılmaya çalışılmıştır. Benzetim sonuçları Şekil 113'te verilmiştir.

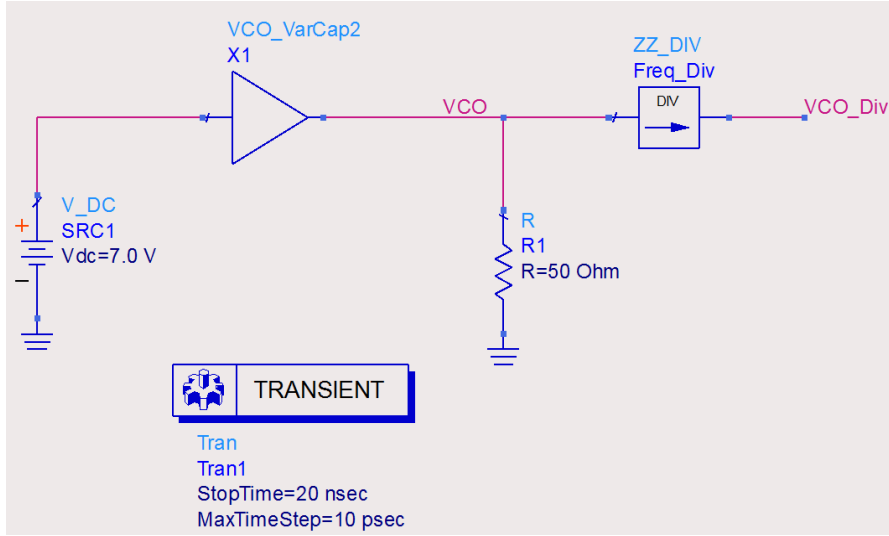


Şekil 110: Analog PFD-CP devre şeması. CMOS PFD and the CMOS CP we mainly design using the CMOS transistors with loop filter added is used.



Şekil 111: Analog PFD-CP simülasyon sonuçları. The PFD inputs, A and B, (first row) with a phase difference and the related outputs from PFD (second row). The CP output voltage fluctuations resulted by the PFD output (third row).

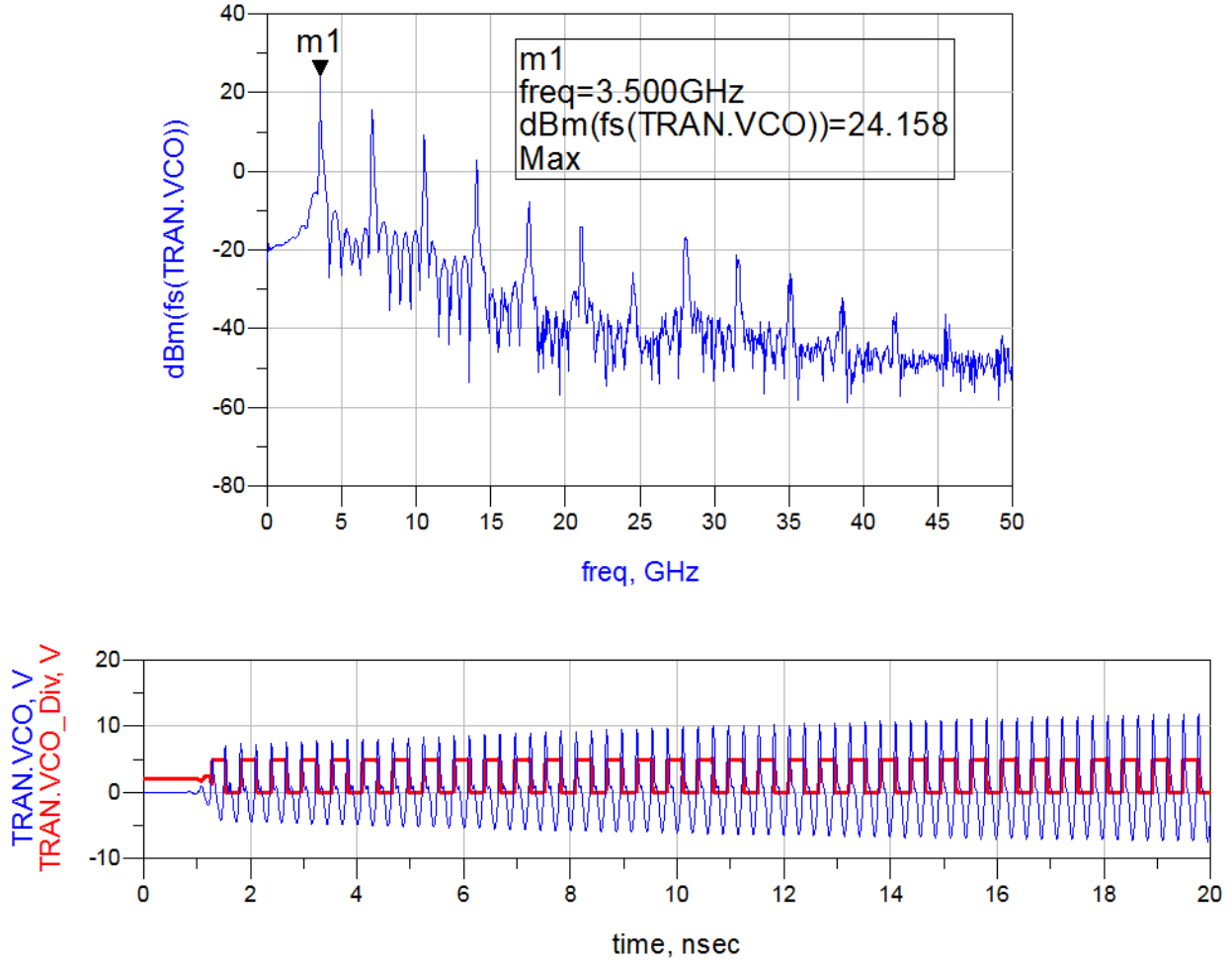




Şekil 112: Analog VCO-DIV. Tasarlanan VCO ve bölücü olarak kullanılan tek CMOS D flip-flop.

Benzetim sonuçlarına bakıldığında VCO' nun elde edilen kontrol gerilimi kararlı duruma (steady state) ulaştığı ve VCO nun çalışma frekansının 3.5 GHz olduğu görülmüştür. Ancak, HB benzetim yakınsak olmamıştır. Bilindiği gibi HB simülasyonları, sinyallerin frekans alanında analizi için kullanılmaktadır. Frekans bölücünün çıkışında dikdörtgen bir sinyal bulunmaktadır. Bu sinyal birçok harmonic bileşen içermektedir. Bu nedenle HB benzetimleri yakınsak olamamış ve faz gürültüsü elde edilememiştir.

PLL'de ise, frekans bölücü sayısının artırılması, benzetim süresini milyonlarca kat arttırmıştır. Dolayısıyla kilit durumuna erişmek için PLL milyonlarca kez çalıştırılmalıdır. Tek bir simülasyon için gereken zaman noktaları giderek artmaktadır (Kundert, 2002).



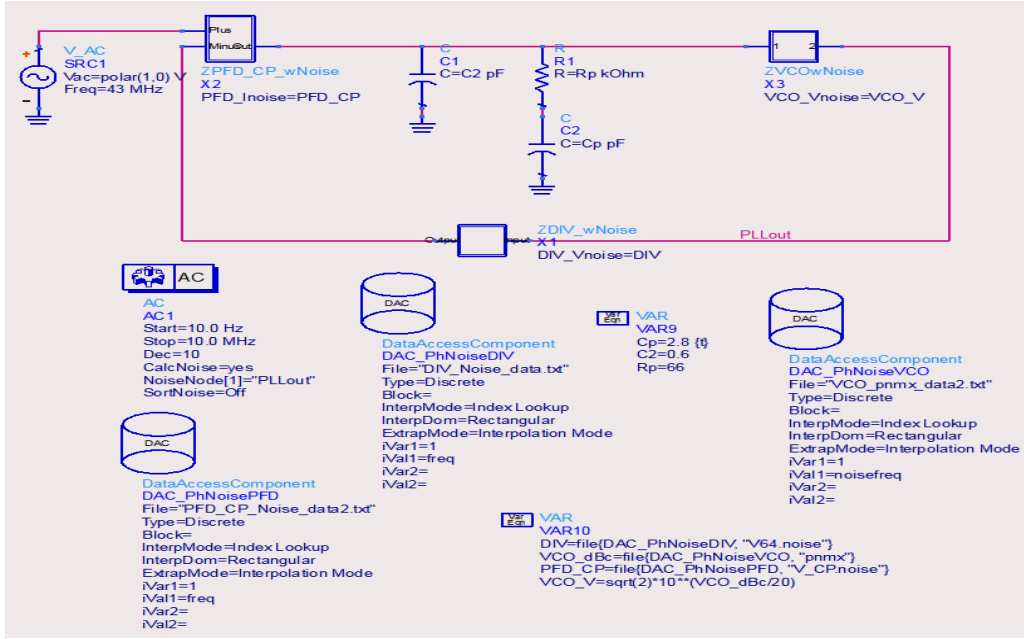
Şekil 113: Analog VCO-DIV simülasyon sonuçları. VCO çıkış sinyal spektrumu (üst). VCO çıkış sinyali (alt, mavi) ve PFD çıkışı (alt, kırmızı).

### PLL Faz Gürültüsü Analizi

Kapalı döngü (closed-loop) PLL gürültüsü, faz modülasyonu kullanılan modern dijital sistemlerde performansı etkileyen önemli bir faktördür. PLL gürültü modeli, PLL'yi oluşturan blokların ve VCO'nun etkisini içermektedir (Aktaş ve Ismail, 2013).

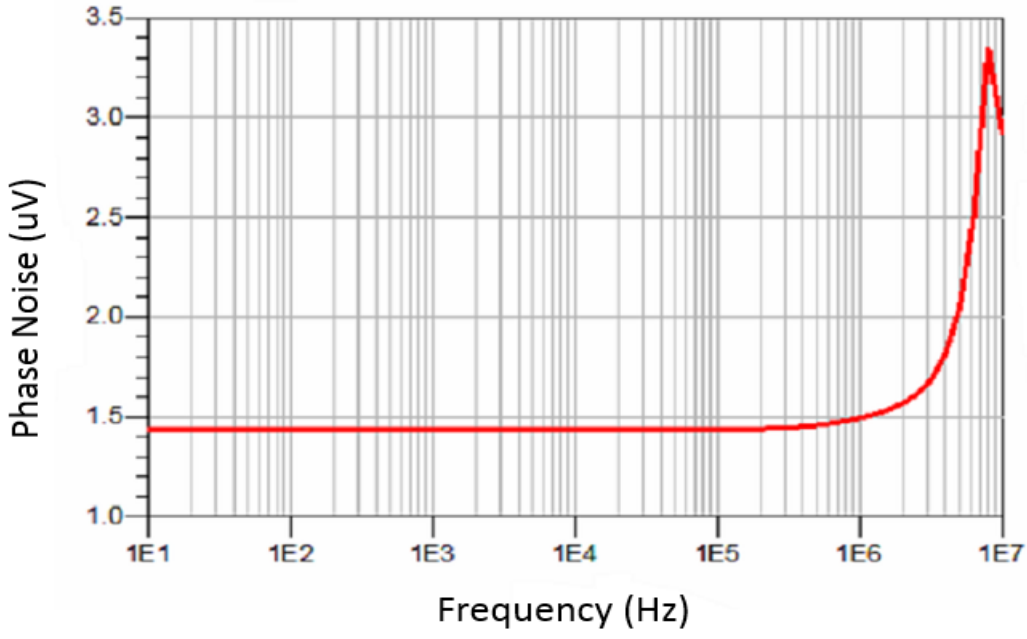
Bir PLL içine yerleştirilen VCO'nun faz gürültüsü, PLL gürültü transfer fonksiyonları ile biçimlendirilmektedir (Aktas ve Ismail, 2013). Serbest çalışan bir VCO faz gürültüsüne VCO faz gürültüsü adı verilirken, kilitli (locked) bir PLL içindeki VCO'nun faz gürültüsüne PLL çıkış fazı gürültüsü adı verilmektedir. Toplam PLL çıkış faz gürültüsü, bir PLL'deki tüm blokların gürültülerinin katkılarıyla karakterize edilmektedir (Aktas ve Ismail, 2013).

Bu projede, PLL'nin faz gürültüsü analizinin yapılabilmesi amacıyla, PLL'nin tüm blokları için; VCO, PFD CP ve frekans bölücü, ayrı ayrı gürültü analizi uygulanmıştır. Ardından, istenen CPPLL'nin S-alan (S-domain) PLL modeli oluşturulmuştur (Razavi, 2000). Sonunda, her bloğun gürültüsü, blokların çıkış ucuna uygulanarak kapalı döngü PLL'nin faz gürültüsü şekillendirilmiştir. Elde edilen PLL modelinin devre şeması Şekil 114'de verilmiştir.

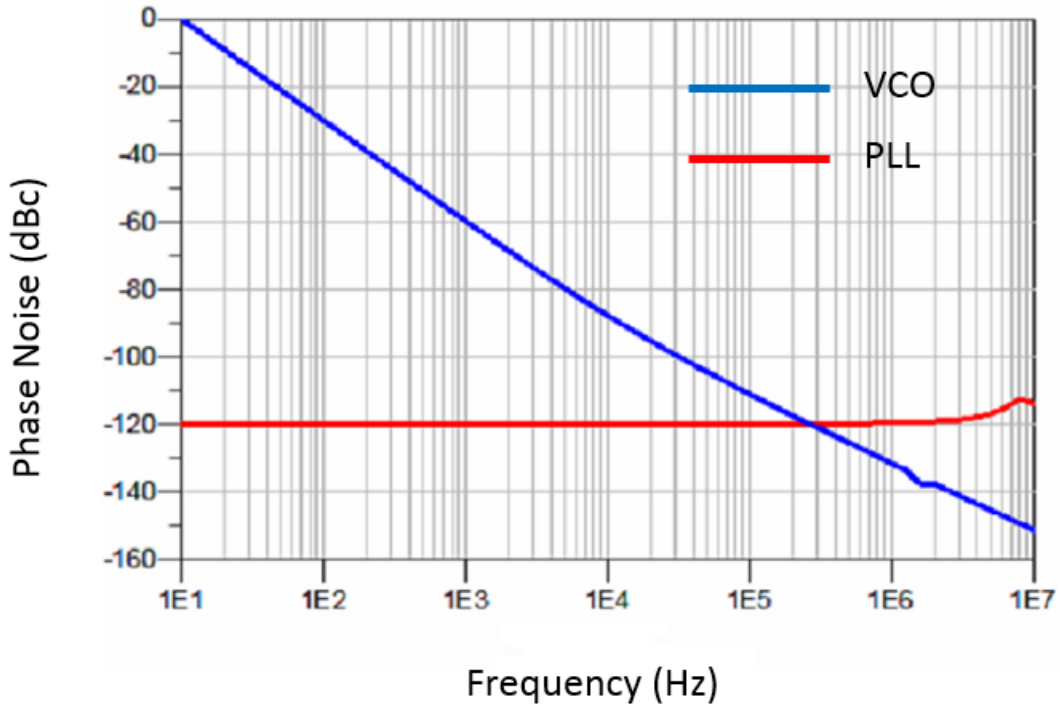


Şekil 114: PLL gürültü analizi. Her Veri Erişim Bileşeni (Data Access Component, DAC) gürültü bilgisini içermektedir. Gürültü bilgisi PLL'in her bloğu için gürültü gerilimi kullanılarak kaydedilmiştir. Faz gürültüsü analizi için simülasyon programında AC analiz kullanılmıştır.

CPPLL'nin gürültü analizi için elde edilen benzetim sonuçları Şekil 115 ve Şekil 116'da verilmektedir. Şekil 116, VCO ile VCO'nun içerisinde olduğu PLL'nin faz gürültüsünü karşılaştırmaktadır.



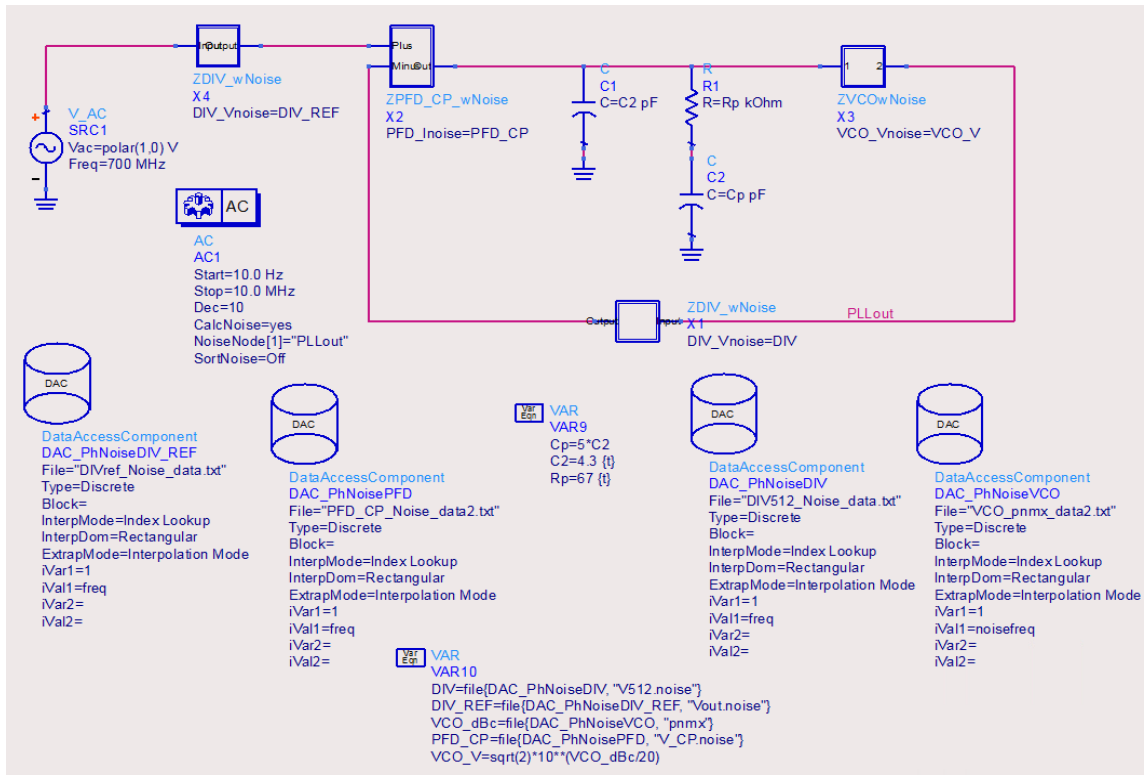
Şekil 115: Simulasyon sonucu: CPPLL faz gürültüsü.



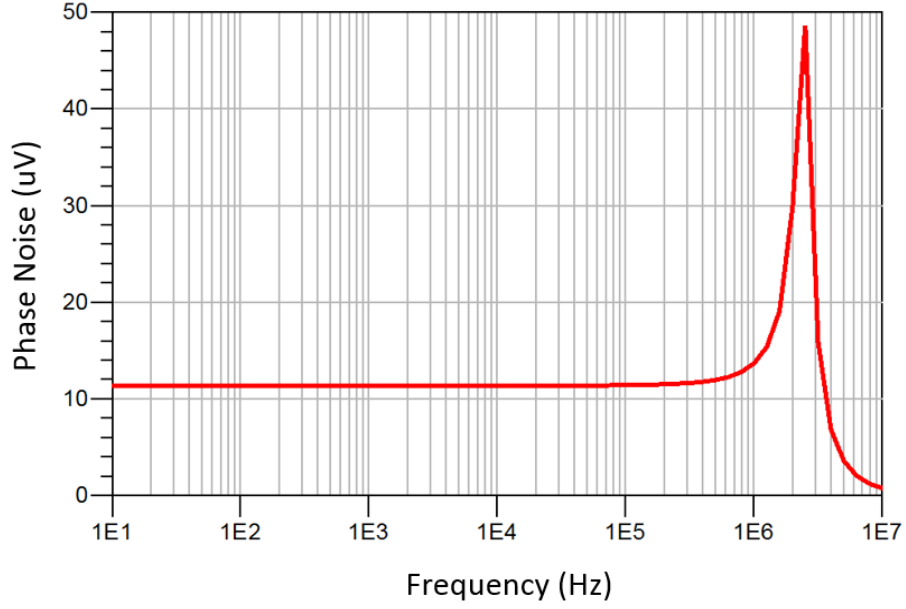
Şekil 116: Simülasyon sonucu: VCO ile PLL'nin faz gürültüsünün karşılaştırılması.

Şekil 116 incelendiğinde, VCO çevresinde PLL döngüsü uygulandığında, VCO nun faz gürültüsünün azaldığı görülmektedir. Faz gürültüsündeki azalma özellikle düşük frekanslarda açıkça görünmektedir. Projenin ana amacı düşük frekanslarda düşük faz gürültüsü elde etmektir. VCO 100 Hz'de -32 dBc/Hz faz gürültüye sahipken, PLL kullanılmasıyla faz gürültüsünün 100 Hz'de -120 dBc/Hz'e düşürülmesi sağlanmıştır. Referans osilatör gürültüsünün hesaba katıldığı gürültü analizi devre şeması Şekil 117'de verilmiştir. Gürültü analiz sonuçları ise Şekil 118 ve Şekil 119'da gösterilmektedir.

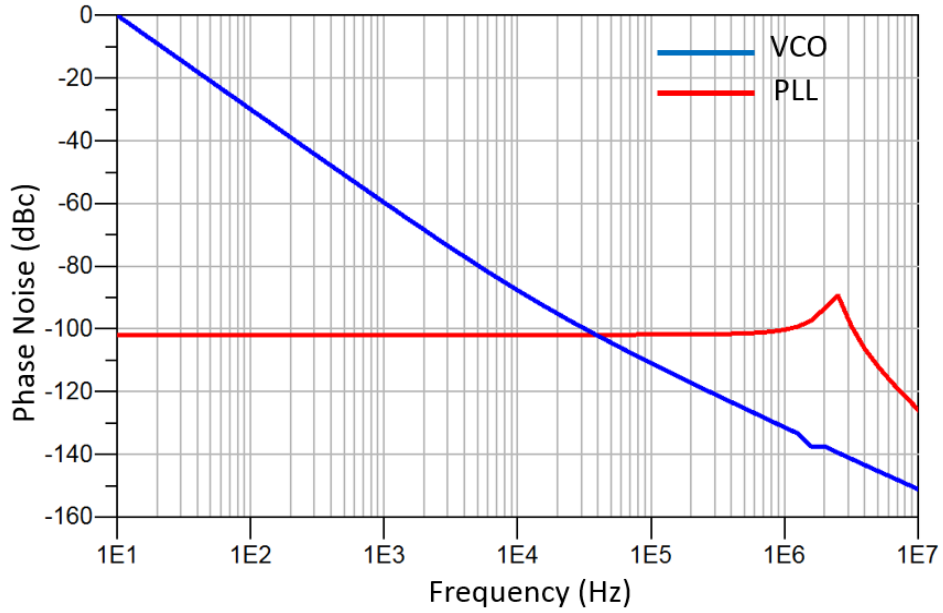
Şekil 117'de, geri besleme döngüsüne yerleştirilen frekans bölücüye ek olarak, dışarıya da bir frekans bölücü eklenmiştir. Bu nedenle, eklenen frekans bölücü için ayrıca bir DAC kullanılmıştır. Dış osilatör gürültüsünün katkısı olmadan CPPLL gürültü analizinde kullanılan yaklaşımın aynısı uygulanmıştır.



Şekil 117: Referans osilatör gürültüsünün hesaba katıldığı gürültü analizi devre şeması.



Şekil 118: CPPLL gürültü analizi için benzetim sonuçları.



Şekil 119: CPPLL gürültü analizi için benzetim sonuçları. VCO ve PLL faz gürültüsü karşılaştırması.

Faz gürültüsü analiz sonuçlarına göre, referans osilatörünün gürültüsü hesaba katıldığında, PLL faz gürültüsü yaklaşık 20 dBc artmaktadır. Bununla birlikte, VCO faz gürültüsünün azaltılmasında PLL'nin davranışı aynı kalmaktadır.

## 5. SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu projede Harmonik Hareketli Mikrodalga Doppler Görüntüleme (HHMDG) yönteminin potansiyeli geniş çapta deneysel çalışmalar ile değerlendirilmiştir. HHMDG yöntemi, farklı dokuların elastik ve dielektrik özelliklerine göre ayırt edilmesini amaçlamaktadır. Bu yöntemde, dokunun içinde odaklı titreşim yaratılmakta, bu esnada titreşen doku mikrodalga sinyal ile aydınlatılmaktadır. Oluşturulan hareketin sonucu olarak, geriye yansıyan mikrodalga sinyalda faz modülasyonu olmaktadır. Bu sinyalin ilk spektral bileşeni (Doppler sinyali) dokunun elastik ve dielektriksel özellikleri ile ilgili bilgi içermektedir.

HHMDG yönteminin avantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Dokuya, iyonize eden X ışınları kullanan mamografi yönteminden farklı olarak, iyonize olmayan mikrodalga ve ultrason dalgaları uygulanır.
- Mamografideki gibi dokunun sıkıştırılmasına gerek olmadığı için hasta konforu sağlar.
- Dokunun hem elastik hem de dielektriksel özellikleri ile ilgili bilgi sağlar. Meme kanserinin belirlenmesi için kullanılan klasik elastiklik ölçüm yöntemleri, dokunun sadece elastiklik bilgisini; klasik mikrodalga görüntüleme yöntemleri de, dokunun sadece dielektrik özelliklerini vermektedir.
- Yüksek dielektrik özellikli fibro-glandüler ve tümör gibi göğüs dokularını tespit etme potansiyeline sahiptir.
- Doku içerisinde bölgesel harmonik hareket oluşturarak yüksek çözünürlük sağlar.
- Mikrodalga görüntüleme yönteminin yanında bütüncü görüntüleme yöntemi olarak kullanılabilir. Böylece, hem dielektriksel hem de elastiksel özellikler daha iyi duyarlılık ve özgüllüğe sahip olacak şekilde yeniden yapılandırılabilir.

Bu projede genel olarak HHMDG yönteminin geliştirilmesine yönelik süreçlere katkıda bulunmak amaçlanmıştır. Bu amaçla gerçekleştirilen işlemler aşağıda sıralanmıştır:

- Dokunun elektriksel ve dielektriksel özelliklerini taklit eden fantomların geliştirilmesi
- Üç boyutta tarama yapan deneysel prototip HHMDG sisteminin oluşturulması
- Fantomlar ile deneyler yapılarak HHMDG görüntülerinin oluşturulması
- Deneysel problemlerin gözlemlenmesi ve olası çözümlerin bulunması
- HHMDG deney düzeneğine uygun bir alıcı sistemin tasarlanması
- Toplanan HHMDG verilerinin analiz edilmesi

Yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlar dört ana başlıkta verilmiştir.

### 5.3. Fantom Geliştirme Çalışmaları

Bu projede, biyolojik meme dokusunun elektriksel ve dielektriksel özelliklerini taklit eden yağ, fibroglandüler ve tümör fantomları geliştirilmiştir. Geliştirilen fantomların dielektrik özellikleri referans değerler ile tutarlıdır. Geliştirilen tümör (yaklaşık 77 kPa) ve fibroglandüler (20 kPa) fantomun sertlik değerleri (Madsen vd., 2006)'te verilen tümör (yaklaşık 43 kPa) ve fibroglandülerin (yaklaşık 10 kPa) sertlik değerlerinden daha fazladır. Proje kapsamında farklı fantom malzemeler araştırılmış ancak elektriksel ve mekanik özelliklerin aynı anda istenen düzeyde sağlanabildiği başka bir fantom malzemeye rastlanmamıştır. Bu nedenle deneylerde yağ-jelatin tipi fantomlar kullanılmıştır.

### 5.4. Sayısal Benzetim Çalışmaları

Projede Matlab üzerinde farklı yöntemlerle hızlandırma çalışmaları yapılmıştır. CPU ve GPU üzerinde hızlanma sağlanabilmesi için algoritmalar geliştirilmiştir. Bu modeller 3B FDTD için uygulanmıştır. Yapılan çalışmalar sonucu vektörleştirme gibi CPU üzerinde hız kazandıran yöntemlerin olduğu öğrenilse de esas hızlanmanın GPU üzerinde yapılan işlemlerle gerçekleştiği gösterilmiştir. Özellikle *arrayfun* komutunun aktif olarak kullanılması üzerine çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bunun nedeni *arrayfun* komutunun GPU üzerinde bulunan küçük çekirdekler üzerinden çalışarak paralel programlama becerisine sahip olmasıdır. Çalışılan yöntemlerde *arrayfun* kullanımı sonucu oluşan zorluklar, işlem hızını etkilemeyecek veya daha da hızlandıracak şekilde aşılmaya çalışılmıştır. Olabildiğince tüm kod bu komut üzerinden yönlendirilmeye çalışılıp işlem hızının arttırılabileceği gösterilmiştir..

Yapılan 3 boyutlu FDTD benzetimlerinde, farklı anten yerleşimlerine göre ultrason probu ile titreştirilen tümörden yansıyan Doppler sinyalinin antenler göre alma hassasiyet haritası çıkarılmıştır. Bu haritalara bakarak anten yerleşimlerinin Doppler sinyalini en iyi ve en hassas şekilde alması için, antenlerin yerleşimi çalışılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, aynı yüzeyde



yatay olarak konumlandırılmış antenler ile daha hassas Doppler sinyalinin alınabildiği gözlemlenmiştir. Fakat bu çalışmada, çevresel yansımalar ve karmaşık heterojen doku dağılımı hesaba katılmamıştır.

### **5.5. Test Cihazları Kullanılarak Elde Edilen Deneysel Sonuclar**

İlk deneylerde, alma ve gönderme antenleri ultrason sensorü'ne entegre edilerek birlikte fantomun üst yüzeyinde tarama yapılmıştır. Bu düzenek için üç farklı fantom üretilerek, HHMDG yöntemi ile bir ve iki boyutta taramalar yapılarak veri profilleri çıkarılmıştır. HHMDG yönteminde, tarama ve veri alma aşamaları MATLAB ara yüzü ile kontrol edilmiştir. Fantomlardan elde edilen veriler spektrum analizörden alınmıştır. Üç farklı boyutta tümör içeren fantomdan alınan sinyallerde (bir ve iki boyutlu taramalarda), Doppler sinyal seviyesinin tümörün bulunduğu bölgelerde yağ fantomundan gelen sinyallere göre 10 dB daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Elde edilen ölçümlerde, yağ fantomu içerisindeki 4.5 mm'lik tümör elde edilen görüntülerde ayırt edilebilmiştir. 2 boyutlu ölçümlerde ek olarak, homojen yağ fantomunda (tümör ve fibro-glandular fantomlar yokken) sinyaller alınarak sistemin gürültü hassasiyeti belirlenmiştir.

Deneylerde görüntüde bozukluklar gözlenmiş, bu bozuklukların antenlerin yer değişiminin ortama bağlı etkileşimin değişmesi ile ilgili olduğu sonucuna varılmıştır. Bu yüzden yeni bir anten yerleşimi yapılarak; antenlerin pozisyonları ölçüm tankının altına sabitlenerek, deneyler tekrarlanmıştır.

Yukarıda bahsedilen tarama antenli deney düzeneğinin problemlerinin çözümü için, sabit antenli ikinci nesil HHMDG deney düzeneği önerilmiştir. İki farklı yağ fantomu içerisindeki 14 mm çaplı fibroglandüler ve 14 mm çaplı tümör fantomları tarama sonuçları ile tespit edilebilmiştir. Bu fantomlar kullanılarak, Doppler sinyalin titreşim frekansına ve ortalama sayısına olan bağlılığı değerlendirilmiştir. Tarama süresi azaldıkça oluşturulan ısının ve dokuya verilen zararın azalması beklenmektedir. Sonuçlar, ultrason uyarım darbe sayısının 11 den 7 'ye düşürülebileceğini göstermiştir. Darbe tekrar süresi 1 saniye olduğu için, her bir pozisyondaki tarama süresi 11 saniyeden 7 saniyeye düşürülebilmektedir. Geniş yüzeylerin taranmasında, tarama süresi önemli bir parametre olmaktadır.

Fibroglandular fantom içine yerleştirilen tümör fantomu ile yapılan taramada tumor fantomundan daha düşük işaret alınması beklenirken daha yüksek işaret alınmıştır. Yapılan benzetim çalışmalarında fibroglandular doku boyutunun titreşen bölgeye oranının da alınan işaret üzerinde etkili olduğu görülmüştür (Top vd., 2016).

## 5.6. Prototip Sistem İle Yapılan Deneysel Çalışma Sonuçları

Prototip sistem için almaç devresi tasarlanmış, zaman uzamında HHMDG işareti alınıp işlenerek görüntü oluşturulmuştur. Alma ve gönderme antenleri sabitlenmiştir. Alınan verilerle, ultrason probunun titreştirme frekansında alınan sinyalin 1) tepeden tepeye değeri kullanılarak, 2) gönderme işareti ile korelasyon kullanılarak, ve 3) Doppler frekansındaki sinyal bileşenin gücü kullanılarak üç farklı yöntem ile görüntüleme yapılmıştır. 14 mm'lik fibro-glandular dokunun yeri yağ fantomu içerisinde tespit edilmiştir.

Bu alma sistemi ile ayrıca, yağ dokusu içerisinde heterojen olarak yerleştirilmiş fibro-glandular ve tümör doku fantomları taranarak yerleri tespit edilmiştir. 15 Hz ile 35 Hz arasında farklı titreşim frekansları kullanılarak, titreşim frekansına bağlı görüntü özellikleri araştırılmıştır. Düşük frekanslarda, fibro-glandular dokuda korelasyon değeri 0.6-0.7 olarak elde edilirken, tümör için 0.9-1 değeri elde edilmiştir. Yüksek frekanslarda, 35 Hz gibi, bu korelasyon miktarları iki doku için de artmaktadır. Fakat her frekansta bu dokular yağ dokusundan ayırt edilebilmektedir.

Bu elde edilen sonuçlar, HHMDG yönteminin farklı titreşim frekansları kullanılarak, farklı dokuları ayırt edebildiğini göstermektedir. Fibro-glandular ve tümör dokularındaki farkın daha iyi anlaşılabilmesi için bu iki dokuya ait fantomlardaki elastik özelliklerin gerçek dokuya yaklaştırılması gerekmektedir. Bunun yanında doku büyüklüklerinin alınan sonuçlara etkisi araştırılmalıdır.

Bütün deneylerde, temel frekansın sağ ve sol taraflarındaki Doppler sinyali bileşenlerinin farklı oldukları gözlemlenmiştir. Bu durum benzetim çalışmaları kullanılarak değerlendirilmiştir. Geri dönen sinyal farklı genlik ve fazda titreşen yansıtıcılardan geliyorsa, sağ ve sol Doppler sinyallerinin eşit olmadığı farkedilmiştir. Kesim (shear) dalga yayılımı ve yansıması, ve fantomun antene göre konumu faz değişikliğine sebep olacak olası faktörlerdir.

Projede ayrıca HHMDG'nin mikrodalga vericisi için 2.8 GHz'de düşük faz gürültülü CPPLL tasarımı sunulmuştur. Faz gürültüsünü analiz etmek için, PLL sentezleyicinin PFD, şarj pompası, alçak geçiren filtre, VCO ve frekans bölücü kısımları için ADS üzerinde ayrı ayrı simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. S-alanı PLL modeli üretilmiştir. Döngü belirli noktalarda gürültü ekledikten sonra kapatılmıştır. Gürültüsüz kristal osilatör varsayıldığında, faz gürültüsü 100 Hz de -120 dBc / Hz'dir. Faz gürültüsü, VCO faz gürültüsüne (100 Hz'de -32 dBc / Hz) kıyasla 90 dBc düşürülmüştür. Kristal osilatörün gürültüsü dahil edildiğinde ise, 100 Hz'deki faz gürültüsünün -

101 dBc / Hz'e ulaştığı gözlemlenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, PLL döngü yöntemi osilatörün faz gürültüsünü düşürmek için etkili bir yöntem olduğu görülmüştür.

HHMDG tarama esnasındaki sıcaklık artışı fantomlar kullanılarak ölçülmüştür. Ultrason sensorun odağında 30 °C 'ye varan beklenmedik bir sıcaklık artışı gözlemlenmiştir. Bu durum literatürdeki başka uygulamalar karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Kavitasyon, bu sonuçların kaynağı olarak düşünölmüştür. Bu hipotezin doğrulanması için ve HHMDG yöntemindeki kavitasyon basınç eşiğinin bulunması için daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

Bu proje, dokunun elektriksel ve elastiksel özelliklerini gösteren fantom malzemelerin kullanılması ile HHMDG yönteminin gerçekenmesi için yapılan bir başlangıç çalışmasıdır. Sonuç olarak, gelecek çalışmalarda düşünölmesi gereken bir çok madde bulunmaktadır. Bu maddeler aşağıda sıralanmıştır:

- Alma kanalında elde edilen mikrodalga Doppler RF işaret seviyesine bağlı dinamik alan duyarlılığının arttırılması,
- Çok kanallı RF alma ve gönderme sistemi yaratarak, sistemde anahtarlama yöntemi ile uzamsal düzlemde duyarlılığın arttırılması,
- Dokuya gönderilen mikrodalga ve ultrason işaretlerin güvenli sinyal seviyesi sınırları içerisinde kaldığının sistemin çalışması esnasında takip edilebilirliğinin sağlanması,
- Doku üzeninde yapılan tarama süresinin hızlandırılması ve tarama için gerekli sürenin asgariye indirilmesi.
- Fantomların elastiksel özelliklerini iyilestirecek yöntemlerin bulunması
- Fantomların elastik ve dielektriksel özelliklerinin belli bir zaman boyunca ölçülmesi
- Dizi şeklinde alıcı antenler kullanılarak anten pozisyonuna bağlı duyarlılığın engellenmesi
- Alınan sinyalin genlik bilgisine ek olarak faz bilgisinin alınması
- Anteninin konumunun ve hareketinin etkisinin elektromanyetik benzetim çalışmaları ile değerlendirilmesi
- Tumor/fibroglandular doku boyutunun alınan Doppler sinyaline etkisinin farklı fantom deneyleri ile değerlendirilmesi
- Sinyal-Gürültü Oranını (SNR) arttırmak için alıcı ve verici arasındaki bağlaşımın (coupling) azaltılması

- HHMDG yönteminin mikrodalga görüntüleme yöntemleri ile beraber kullanılarak dokuların ayırt edilme duyarlılığının artırılması
- Tarama süresinin azaltılması için HHMDG verilerinin tek uyarımları darbeler ile değerlendirilmesi
- Önerilen methdoun başka yumuşak dokulardaki kanser tespiti için olasılığının araştırılması
- HHMDG sisteminin ön klinik/klinik uygulamalarda kullanılacak prototipinin geliştirilmesi
- Tespit edilen sinyaldeki gürültünün kaldırılması için daha iyi sinyal işleme yöntemlerinin uygulanması
- HHMDG verilerinden elastik ve dielektriksel özelliklerin elde edilmesi için yeniden yapılandırma (reconstruction) algoritmalarının geliştirilmesi

Proje kaynaklı yayın, tez, toplantı ve oduller aşağıda sıralanmıştır:

#### *Makaleler:*

- Tafreshi, A. K., Top, C. B., Gencer, N., "2-D multi-frequency imaging of a tumor inclusion in homogeneous breast phantom using harmonic motion doppler imaging method," Physics in Medicine and Biology, IOP Science, 2017, (Accepted).
- Top, C. B., Tafreshi, A. K., Gencer, N., "Microwave Sensing of Acoustically Induced Local Harmonic Motion: Experimental and Simulation Studies on Breast Tumor Detection," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques (TMTT), November, 2016.

#### *Bildiriler:*

- Ü. İrgin, C.B. Top, A. Kamali Tafreshi, N.G. Gencer, " Received Signal in Harmonic Motion Microwave Doppler Imaging as a Function of Tumor Position in a 3D Scheme," 11th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), February 2017.
- Ü. İrgin, C.B. Top, A. Kamali Tafreshi, N.G. Gencer, "Received Doppler Signal Level as a Function Position in Harmonic Motion Microwave Imaging," BIYOMUT'16, Nov. 2016.
- Tafreshi, A. K., Top, C. B., Irgin, U., Gencer, N., "Harmonic Motion Microwave Doppler Imaging Using Scanning Antennas," BioEM 2016, June, 2016.
- Keykhali, M. and Gençer, N.G., 'Low phase noise phase locked loop frequency synthesizer design for breast cancer detection,' Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), 2015 19th National.

*Tezler:*

- K. Tafreshi, Design and Realization of a Hybrid Medical Imaging System: Harmonic Motion Microwave Doppler Imaging. PhD Thesis, 2016.
- M. Keykhali, A Study on a low phase noise charge pump phase-locked loop at 2.8 GHZ, Master thesis, 2016.

*COST - TD 1301, Toplantilari*

- Ikinci COST - TD1301 grup toplantisi, Prag, Cek Cumhuriyeti (2014)
- Ucuncu COST - TD1301 grup toplantisi, Bristol, Ingiltere (2015)

Proje gelismeleri sunularak paylasilmistir.

- Dorduncu COST - TD1301 grup toplantisi, Atina, Yunanistan (2015)

Proje gelismeleri sunularak paylasilmistir.

- Besinci COST - TD1301 grup toplantisi, Davos, Isvicre (2016)

Proje gelismeleri sunularak paylasilmistir.

*Egitim Faaliyetleri:*

European Training School on Clinical Trial Design and Management, National University of Ireland, Galway, 2015

*Ödüller:*

**Best Student Paper:** 11th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), U.Irgin, C.B. Top, A. Kamali Tafreshi, N.G. Gencer, "Received Signal in Harmonic Motion Microwave Doppler Imaging as a Function of Tumor Position in a 3D Scheme, " February 2017.

## 6. KAYNAKLAR

Abbosh, A., "Early breast cancer detection using hybrid imaging modality," 2009 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium and URSI National Radio Science Meeting, Vols 1-6, pp. 1456\_1459, 2009.

Aktas, A. And Ismail, M., CMOS PLLs and VCOs for 4G Wireless. Springer Publishing Company, Incorporated, 2013.

Barale, F., "Frequency dividers design for multi-GHz PLL systems," 2008.

Barney, B, "Introduction to Parallel Programming," [https://computing.llnl.gov/tutorials/parallel\\_comp/](https://computing.llnl.gov/tutorials/parallel_comp/). Son Erişim Tarihi: 12.04.2017

Barney, B., "Message Passing Interface, available online", <https://computing.llnl.gov/tutorials/mpi/>. Son Erişim Tarihi: 12.04.2017

Bocquet, B., Vandeveld, J. C., Mamouni, A., Leroy, Y., Giaux, G., Delannoy, J., and Delvalet, D., "Microwave radiometric imaging at 3-GHz for the exploration of breast-tumors," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 38, no. 6, pp. 791\_793, 1990.

Bulyshchev, A. E., Semenov, S. Y., Souvorov, A. E., Svenson, R. H., Nazarov, A. G, Sizov, Y. E., and Tatsis, G. P., "Computational modeling of three dimensional microwave tomography of breast cancer," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 48, no. 9, pp. 1053\_1056, 2001. Times Cited: 56 56.

Chye, B. C., Novel Techniques for Fully Integrated RF CMOS Phase-Locked Loop Frequency Synthesizer. Ph.D thesis, Nanyang Technological University, 2004.

Converse, M., Bond, E. J., Hagness, S. C., and Van Veen, B. D., "Ultrawideband microwave space-time beamforming for hyperthermia treatment of breast cancer: A computational feasibility study," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 52, no. 8, pp. 1876\_1889, 2004. Times Cited: 42 2.

Croteau, J., Sill, J., Williams, T. and Fear, E., "Phantoms for testing radar-based microwave breast Imaging", Antenna Technology and Applied Electromagnetics and the Canadian Radio Science Meeting, 2009. ANTEM/URSI 2009. 13th International Symposium on, On page(s): 1 - 4

Dahl, J. J., Pinton, G. F., Palmeri, M. L., Agrawal, V., Nightingale, K. R., and Trahey, G. E., "A parallel tracking method for acoustic radiation force impulse imaging," IEEE Transactions on

Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 54, no. 2, pp. 301\_312, 2007. Times Cited: 44.

Fatemi, M. and Greenleaf, J. F., "Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography, Science, vol. 280, no. 5360, pp. 82\_85, 1998.

Fatemi M., and Greenleaf, J. F., "Vibro-acoustography: An imaging modality based on ultrasound-stimulated acoustic emission," Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, vol. 96, no. 12, pp. 6603\_6608, 1999. Times Cited: 209.

Fatemi, M., Manduca, A., and Greenleaf, J.F. 2003. "Imaging Elastic Properties Of Biological Tissues By Low-Frequency Harmonic Vibration", Proceedings of the IEEE, 91(10), 1503-1519.

Fear, E., and Stuchly, M., "Microwave detection of breast cancer," Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on, vol. 48, pp. 1854\_1863, Nov 2000.

Fear, E. C., Hagness, S. C., Meaney, P. M., Okoniewski, M., and Stuchly, M. A., "Enhancing breast tumor detection with near-field imaging," IEEE Microwave Magazine, 2002.

Fitzpatrick, J., Jennings. Analysis and Design of Low-Jitter Oscillators. Diss. Brigham Young University, 2004.

Food and Drug Administration, "HIFU Simulator.<http://www.fda.gov/aboutfda/centersoffices/officeofmedicalproductsandtobacco/cdrh/cdrhoffices/ucm301529.htm/>, 2012. [Online; accessed 03 Sep. 2013].

G . World Health Organization, "Breast cancer Fact Sheet. [http://globocan.iarc.fr/Pages/fact\\_sheets\\_cancer.aspx](http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_cancer.aspx). Son Erişim Tarihi: 12.04.2017

Gabriel, C., Gabriel, S., and Corthout, E., "The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey, 1996.

Gabriel, S., Lau, R., and Gabriel, C., "The dielectric properties of biological tissues: II. measurements on the frequency range 10 hz to 20 ghz," 1996.

Ham, D., Hajimiri, A., "Concepts and Methods in Optimization of Integrated LC VCOs", IEEE JOURNAL OF SOLID-STATE CIRCUITS, VOL. 36, NO. 6, JUNE 2001,896-909

He, Z. L., Huang, K., Zhang, Y., Yan, Y., and Liang, C. H., " Study on High Performance of MPI-Based Parallel FDTD from WorkStation to Super Computer Platform "

Henriksson, T., Joachimowicz, N., Conessa, C., and Bolomey, J.-C., "Quantitative microwave imaging for breast cancer detection using a planar 2.45 ghz system," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 59, no. 10, pp. 2691\_2699, 2010. Times Cited: 11 IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications May 29-30, 2009 Cetraro, ITALY IEEE; IEEE Instrumentat Soc, TC25 Med and Biol Measurements; Univ Calabria, Dept Elect, Comp and Syst; Univ Sannio 11.

Hou, G. Y., Luo, J., Maleke, C., Konofagou, E. E., and Ieee, "Simulation of hmifu (harmonic motion imaging for focused ultrasound) with in-vitro validation, in 2010 IEEE 36th Annual Northeast Bioengineering Conference.

Khattoi, A., A non-sequential phase detector for low jitter clock recovery applications. PhD thesis, Kansas State University, 2010.

Huang, F. H., Hsin, Y. M., "A dual-gate 2nd/3rd-order subharmonic injection-locked oscillator in GaAs PHEMT" *Microelectronics Journal* 45 (2014) 89–94

Khattoi, A., A non-sequential phase detector for low jitter clock recovery applications. Diss. Kansas State University, 2010.

Klemm, M., Leendertz, J. A., Gibbins, D., Craddock, I. J., Preece, A., and Benjamin, R., "Microwave radar-based breast cancer detection: Imaging in inhomogeneous breast phantoms," *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 8, pp. 1349\_1352, 2009. Times Cited: 11 11.

Konofagou, E. E., Ottensmeyer, M., Agabian, S., Dawson, S. L., and Hynynen. K., "Estimating localized oscillatory tissue motion for assessment of the underlying mechanical modulus, *Ultrasonics*, " vol. 42, no. 1-9, pp. 951\_956, 2004. Times Cited: 20 Ultrasonics International 2003 Meetng JUN 30-JUL 03, 2003 Granada, SPAIN.

Kundert, K., "Predicting the phase noise of pll-based frequency synthesizers," 2002.

Lai, J. C. Y., Soh, C. B., Gumawan, E., and Low, K. S., "Uwb microwave imaging for breast cancer detection-experiments with heterogeneous breast phantoms," vol. 16, pp. 19\_29, 2011.

Lau, S. G. and Gabriel, C., "The dielectric properties of biological tissues: lii. parametric models for the dielectric spectrum of tissues," 1996.

Lazebnik M, Madsen E L, Frank G R and Hagness S C "Tissue-mimicking phantom materials for narrowband and ultrawideband microwave applications," *Phys. Med. Biol.* vol.50, pp.4245–58, 2005.



Lazebnik, M., Okoniewski, M., Booske, J., and Hagness, S., "Highly accurate debye models for normal and malignant breast tissue dielectric properties at microwave frequencies," *Microwave and Wireless Components Letters*, IEEE, vol. 17, pp. 822\_824, Dec 2007.

Li, X., Davis, S., Hagness, S., Van Der Weide, D., and Van Veen, B., "Microwave imaging via space-time beamforming: experimental investigation of tumor detection in multilayer breast phantoms," *Microwave Theory and Techniques*, IEEE Transactions on, vol. 52, pp. 1856\_1865, Aug 2004.

Li, X., Bond, E. J., Van Veen, B., and Hagness, S., "An overview of ultra-wideband microwave imaging via space-time beamforming for early stage breast-cancer detection," *Antennas and Propagation Magazine*, IEEE, vol. 47, pp. 19\_34, Feb 2005.

Madsen, E. L., Hobson, M. A., Shi, H., Varghese, T. & Frank, G. R. "Stability of heterogeneous elastography phantoms made from oil dispersions in aqueous gels", *Ultrasound Med. Biol.* 32, 261–270 2006.

Maleke, C., Pernot, N., Konofagou, E. E., and Lee, "A single-element focused transducer method for harmonic motion imaging," 2005 IEEE Ultrasonics Symposium, Vols 1-4, pp. 17\_20, 2005. Times Cited: 0 IEEE International Ultrasonics Symposium SEP 18-21, 2005 Rotterdam, NETHERLANDS IEEE 0-7803-9382-1.

Maloney, J. G., and Smith, G. S., "*The efficient modeling of thin material sheets in the finite-difference time-domain (FDTD) method*," *IEEE Trans. Antennas and Propag.*, AP- 40, 3, pp. 323-330, 1990.

Mathworks Inc. [http://www.mathworks.com/help/matlab/matlab\\_prog/vectorization.html](http://www.mathworks.com/help/matlab/matlab_prog/vectorization.html), Son Erişim Tarihi: 12.04.2017

Muthupillai, R., Lomas, D., Rossman, P., Greenleaf, J., Manduca, A., and Ehman, R., "Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves," *Science*, vol. 269, no. 5232, pp. 1854\_1857, 1995.

Nightingale, K. R., Palmeri, M. L., Nightingale, R. W., & Trahey, G. E., 2001. On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110(1), 625–634.

Nightingale, K., Soo, M. S., Nightingale, R., and Trahey, G., "Acoustic radiation force impulse imaging: In vivo demonstration of clinical feasibility," *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 28, no. 2, pp. 227\_235, 2002. Times Cited: 341.

NVIDIA, <https://www.nvidia.com/object/what-is-gpu-computing.html>, Son Erişim Tarihi: 12.04.2017.

Palmeri, M. L., Sharma, A. C., Bouchard, R. R., Nightingale, R. W., and Nightingale, K. R., "A finite-element method model of soft tissue response to impulsive acoustic radiation force," *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferro-electrics and Frequency Control*, vol. 52, no. 10, pp. 1699\_1712, 2005. Times Cited: 71.

Palmeri, M. L., Nightingale, K. R., "*Acoustic radiation force-based elasticity imaging methods*," *Interface Focus*, vol.1, pp. 553–564, 2011.

Razavi. B., *RF Microelectronics*. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice-Hall, Inc., 1998.

Razavi, B., "Introduction to PLLs." [http://www.seas.ucla.edu/brweb/teaching/215C\\_W2013/PLLs.pdf](http://www.seas.ucla.edu/brweb/teaching/215C_W2013/PLLs.pdf), 2000.

Razavi, B., *RF Microelectronics (2Nd Edition) (Prentice Hall Communications Engineering and Emerging Technologies Series)*. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice Hall Press, 2nd ed., 2011

Salvador, S. M. and Vecchi, G., "Experimental tests of microwave breast cancer detection on phantoms," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 57, no. 6, pp. 1705\_1712, 2009. Times Cited: 9 9.

Samani, A., Zubovits, J., and Plewes, D., "Elastic moduli of normal and pathological human breast tissues: an inversion-technique-based investigation of 169 samples," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, no. 6, pp. 1565\_1576, 2007. Times Cited: 114.

Sarvazyan, A. P., Rudenko, O. V., Swanson, S. D., J.Brian, and Fowlkes, S. Y. E., "Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics," *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 24, no. 9, pp. 1419 \_ 1435, 1998.

Shan, B., Pelegri, A. A., Maleke, C., and Konofagou, E. E., "A mechanical model to compute elastic modulus of tissues for harmonic motion imaging," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 10, pp. 2150\_2158, 2008. Times Cited: 8.

Sill, J. and Fear, E., "Tissue sensing adaptive radar for breast cancer detection experimental investigation of simple tumor models," *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, vol. 53, pp. 3312\_3319, Nov 2005.

Sugimoto, T., Ueha, S., and Itoh, K., "Tissue hardness measurement using the radiation force of focused ultrasound," *IEEE 1990 Ultrasonics Symposium : Proceedings, Vols 1-3*, pp. 1377\_1380,

1990. Times Cited: 9 MCAVOY, BR IEEE 1990 ULTRASONICS SYMP DEC 04-07, 1990 HONOLULU, HI IEEE, ULTRASON FERROELECT and FREQUENCY CONTROL SOC.

Terlemez, B., Oscillation control in CMOS phase-locked loops. PhD thesis, Citeseer, 2004.

Top, C. B., "Harmonic Motion Microwave Doppler Imaging Method," Ph. D. thesis, Middle East Technical University, September 2013.

Top, C., and Gencer, N. G., "Harmonic motion microwave doppler imaging: A simulation study using simple breast model," IEEE Trans. on Medical Imag, vol: 33, no:2,pp.290-300, Feb 2014.

Top C. B., Tafreshi A. K., Gençer N. G., "Microwave Sensing of Acoustically Induced Local Harmonic Motion: Experimental and Simulation Studies on Breast Tumor Detection," IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques, Vol 64., No:11, 3974-3986, November 2016.

Viana, C. A. A.. "Injected Phototransistor Oscillator." (2010).

Viola, F. and Walker, W., "Radiation force imaging of viscoelastic properties with reduced artifacts," Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 50, pp. 736\_742, June 2003.

Wells, P. N. T. and Liang, H.-D., "Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity.," Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society, vol. 8, pp. 1521\_49, nov 2011.

Yamakoshi, Y., Sato, J., and Sato, T., "Ultrasonic-imaging of internal vibration of soft-tissue under forced vibration," Ieee Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 37, no. 2, pp. 45\_53, 1990. Times Cited: 227.

Ybarra, G. A., Liu , Q. H., Stang, J. P., and Joines, W. T., Microwave Breast Imaging, book section 12. American Scientific Publishers, 2007.

Zhao, M., Shea, J., Hagness, S., Van Der Weide, D., Van Veen, B., and Varghese, T., "Numerical study of microwave scattering in breast tissue via coupled dielectric and elastic contrasts," Antennas and Wireless Propagation Letters, IEEE, vol. 7, pp. 247\_250, 2008.

Zhao, M., Contributions to Cost Reduction and Sensitivity Improvement of Microwave Breast Cancer Detection. University of Wisconsin"Madison, 2009.

**TÜBİTAK**  
**PROJE ÖZET BİLGİ FORMU**

Proje Yürütücüsü:	Prof. Dr. NEVZAT GÜNERİ GENÇER
Proje No:	114E036
Proje Başlığı:	Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme Yöntemi için Prototip Sistem Geliştirilmesi
Proje Türü:	Uluslararası
Proje Süresi:	30
Araştırmacılar:	CAN BARIŞ TOP
Danışmanlar:	
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi:	ORTA DOĞU TEKNİK Ü. MÜHENDİSLİK F. ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ B.
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri:	15/08/2014 - 15/02/2017
Onaylanan Bütçe:	369635.0
Harcanan Bütçe:	287792.9
Öz:	<p>Harmonik Hareket Mikrodalga Doppler Görüntüleme (HHMDG), vücut dokularının elektriksel ve mekanik özelliklerini görüntülemeye yönelik yeni bir görüntüleme yöntemidir. Bu yöntem, yakın zamanda, kanserli dokuların erken tanısı için ODTÜ Elektrik ve Elektronik Mühendisliği bölümündeki araştırmacılar tarafından önerilmiştir.</p> <p>Bu projenin temel amacı 3 boyutta tarama yapabilen ve görüntü oluşturabilen bir HHMDG prototip sisteminin geliştirilmesi ve doku benzeri malzemeler üzerinde denenmesidir. Bu amaçla proje kapsamında fibroglandüler, yağ ve tümör dokularının mekanik ve elektriksel özelliklerini taklit eden farklı fantomlar geliştirilmiş ve karakterize edilmiştir. Fantom çalışmalarına paralel olarak, deneysel sistem tasarlanmış ve geliştirilmiştir. Geliştirilen fantomlar mekanik olarak HHMDG yöntemi ile taranarak görüntüleri elde edilmiştir. HHMDG verisi hem standart test cihazlarıyla hem de yöntem özel geliştirilen almaç devresi kullanılarak alınmıştır. Proje kapsamında ayrıca düşük faz gürültülü sentezör tasarımı yapılmıştır. Yöntem için hızlı benzetim yöntemleri araştırılmış ve hassasiyet analizi için benzetimler yapılmıştır.</p> <p>HHMDG görüntülerinde 20 mm derinlikte 15 mm çaplı yüksek dielektrik ve elastik sabitine sahip tümör fantomları yağ doku fantomu içinde ayrıştırılabilmektedir. Titreşim frekansı yükseldikçe çözünürlüğün arttığı gözlenmiştir. Hassasiyetin artırılması için deneysel sistem kısıtları belirlenmiş ve sistemin iyileştirilmesi için olası çözümler sunulmuştur</p>
Anahtar Kelimeler:	Tıbbi Mikrodalga görüntüleme, Meme Kanseri tanısı, Odaklı Ultrason, Elastiklik Görüntüleme
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu Mu?:	Hayır

Projeden Yapılan Yayınlar:	<ol style="list-style-type: none"><li>1- Data Acquisition Sytem For Harmonic Motion Microwave Doppler Imaging (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum),</li><li>2- Harmonic Motion Microwave Doppler Imaging Method for Breast Tumor Detection (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum),</li><li>3- Microwave Sensing of Acoustically Induced Local Harmonic Motion: Experimental and Simulation Studies on Breast Tumor Detection (Makale - İndekli Makale),</li><li>4- Realization of Harmonic Motion Microwave Doppler Imaging Method (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Poster Sunum),</li><li>5- Low Phase Noise Phase Locked Loop Frequency Synthesizer Design for Breast Cancer Detection (Bildiri - Ulusal Bildiri - Sözlü Sunum),</li><li>6- Harmonik Hareket Mikrodalga Görüntüleme Yönteminde Alınan Doppler İşaretin Tümör Pozisyonuna Göre İncelenmesi (Bildiri - Ulusal Bildiri - Sözlü Sunum),</li><li>7- Received Signal in Harmonic Motion Microwave Doppler Imaging as a Function of Tumor Position in a 3D Scheme (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum),</li><li>8- En iyi öğrenci bildirisi (Ödül - Uluslararası Ödül - Diğer),</li><li>9- DESIGN AND REALIZATION OF A HYBRID MEDICAL IMAGING SYSTEM: HARMONIC MOTION MICROWAVE DOPPLER IMAGING (Tez (Araştırmacı Yetiştirilmesi) - Doktora Tezi),</li><li>10- A STUDY ON A LOW PHASE NOISE CHARGE PUMP PHASE-LOCKED LOOP AT 2.8 GHZ (Tez (Araştırmacı Yetiştirilmesi) - Yüksek Lisans Tezi),</li></ol>
----------------------------	---

TÜBİTAK