

TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DAMAR İÇİ UYGULAMALAR İÇİN KAPASİTİF MİKRO İŞLENMİŞ
ULTRASONİK DÖNÜŞTÜRÜCÜ (CMUT) MODELLENMESİ VE FARKLI
KOŞULLARDA İLETİM PERFORMANSININ ARAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Abdullah İrfan YAŞAR

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Osman EROĞUL

KASIM 2020

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Abdullah İrfan YAŞAR

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DAMAR İÇİ UYGULAMALAR İÇİN KAPASİTİF MİKRO İŞLENMİŞ ULTRASONİK DÖNÜŞTÜRÜCÜ (CMUT) MODELLENMESİ VE FARKLI KOŞULLARDA İLETİM PERFORMANSININ ARAŞTIRILMASI

Abdullah İrfan Yaşar

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Osman Eroğul

Tarih: Kasım 2020

Bu çalışmada ultrasonik uygulamalarda gelecek vaadeden MEMS tabanlı Kapasitif Mikroişlenmiş Ultrasonik Dönüştürücü (CMUT) elemanının modellenmesi ve farklı parametreler altında analizi yapılarak bu sistemin davranış özellikleri araştırılmıştır. Deneysel olarak yapılan analizler çoğu zaman uzun çalışmalarını ve yüksek maliyetleri gerektirmektedir. Simülasyonlar bu araştırmalardaki zaman kaybını ve maliyetleri en aza indirmek için gittikçe daha da önemli hale gelmektedir. Hızlı, kullanışlı ve ucuz olması sebebiyle CMUT modellemesi için Matlab/Simulink tercih edilmiştir. CMUT davranışını ifade eden mekanik modele ait matematiksel denklemler ve elektriksel eşdeğer devreler kullanılarak CMUT modellenmesi yapılmıştır. Ölçüm parametreleri olarak da çıkış basıncı ve membran yer değiştirmeleri kullanılarak, farklı gerilimler altında küçük sinyal ve büyük sinyal analizleri yapılmış ve CMUT iletim performansı değerlendirilmiştir. Si, Poly-Si, Si₃Ni₄, Elmas gibi farklı membran malzemeleri ve farklı büyüklüklere sahip elektrotlar kullanılarak dinamik analizler yapılmış ve bu sonuçlar karşılaştırılmıştır. Ayrıca, membran üzerinde stres olması durumunda performansın nasıl değiştiği ve kalite faktörü, bant genişliğinin stressten nasıl etkilendiği de araştırılmıştır. CMUT dizilerinin performansı ile ilgili bir karşılaştırma da yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara dayanarak, bu çalışmada kullanılan ekonomik bir alternatif olmasının yanı sıra hızlı sonuçlar da veren modelin, CMUT tabanlı ultrason dönüştürücü tasarımlarında performans ölçümü ve çıkış basıncı, yer değiştirme, kalite faktörü ve bant genişliği gibi giriş-çıkış parametrelerinin optimum değerlerinin belirlenmesi amacıyla kullanılabileceği gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: CMUT, Modelleme, Benzetim, Simulink, Membran, Dizi

ABSTRACT

Master of Science

CAPACITIVE MICROMACHINED ULTRASONIC TRANSDUCER (CMUT): MODELLING AND INVESTIGATION OF TRANSMISSION PERFORMANCE UNDER DIFFERENT DRIVING PARAMETERS FOR INTRAVASCULAR APPLICATIONS

Abdullah İrfan YAŞAR

TOBB University of Economics and Technology
Institute of Natural and Applied Sciences
Biomedical Engineering Science Programme

Supervisor: Prof. Dr. Osman EROĞUL

Date: November 2020

In this study, the MEMS-based Capacitive Microprocessed Ultrasonic Transducer (CMUT) element, which is promising in ultrasonic applications, has been modeled and analyzed under different parameters to investigate the behavior of this system. Experimental analysis often requires long work and high costs. Simulations are becoming more and more important to minimize time loss and costs in these studies. Matlab/Simulink was preferred for CMUT modeling because it is fast, useful and inexpensive. Modeling was done by using electrical equivalent circuits and mathematical equations belonging to the mechanical model expressing CMUT behavior. By using output pressure and membrane displacements as measurement parameters, small signal and large signal analysis under different voltages were performed and CMUT transmission performance was evaluated. Dynamic analyzes were made using different membrane materials such as Si, Poly-Si, Si₃Ni₄, Diamond and electrodes with different sizes and these results were compared. In addition, how the performance changes in case of stress on the membrane and how the quality factor and bandwidth are affected by the stress were also investigated. A comparison of the performance of CMUT sequences has also been made. Based on the results, it has been shown that the model, which gives fast results as well as being an economical alternative used in this study, can be used in CMUT-based ultrasound transducer designs for performance measurement and determination of the optimum values of input-output parameters such as output pressure, displacement, quality factor and bandwidth.

Keywords: CMUT, Modelling, Simulation, Simulink, Membrane, Array

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren hocalarım Prof. Dr. Osman Eroğul ve Dr. Fikret Yıldız'a, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine ve destekleriyle her zaman yanımda olan aileme ve arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
TEZ BİLDİRİMİ	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
ÇİZELGE LİSTESİ	x
KISALTMALAR	xi
SEMBOL LİSTESİ	xii
RESİM LİSTESİ	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı ve Kapsamı	2
1.2 Literatür Araştırması	3
2. ULTRASONOGRAFİNİN TIP VE GÖRÜNTÜLEMEDEKİ YERİ	6
2.1 Ultrasonografinin Tıpta Kullanımı.....	7
2.2 Ultrason Nedir? Ultrason Fiziği	7
2.2.1 Temel akustik, ses dalgaları fiziği.....	8
2.2.2 Ses dalgalarının yansıma, kırılma, saçılma ve zayıflaması.....	9
2.2.3 Akustik empedans	11
2.3 Ultrasonografinin Üstünlükleri ve Eksiklikleri, Biyolojik Etkileri	13
2.4 Ultrason Enstrümantasyon	14
2.4.1 Transdüser (Dönüştürücü).....	14
2.4.2 Verici (Göndermeç)	15
2.4.3 Alıcı (Almaç)	15
2.5 Ultrasonografide Görüntüleme Modları.....	16
2.5.1 A-mod	16
2.5.2 B-mod.....	17
2.5.3 M-mod.....	17
2.6 Doğrusal Olmayan Görüntüleme (Non-Linear Imaging).....	18
2.6.1 Doku Harmonik Görüntüleme (Tissue Harmonic Imaging, THI)	18
2.6.2 Kontrastlı Ultrason Görüntüleme (Contrast Enhanced Imaging, CEI)	20
2.7 Doppler ve Renkli Akış Görüntüleme (Color Flow Imaging, CFI)	21
3. DÖNÜŞTÜRÜCÜ TEKNOLOJİSİ	22
3.1 İdeal Dönüştürücü.....	22
3.2 Piezoelektrik Dönüştürücüler	23

3.3 Kapasitif Mikroışlenmiş Ultrasonik Dönüştürücü (CMUT)	25
3.3.1 CMUT yapısı ve özellikleri.....	26
3.3.2 CMUT çalışma modları.....	27
3.3.3 CMUT üretim süreçleri ve fabrikasyon	29
3.3.4 CMUT dizileri	29
4. YÖNTEMLER VE MODELLEME	32
4.1 CMUT Modellenmesindeki Amaç	32
4.2 CMUT Temel Elektromekaniği, Modellenmesi ve Sayısal Yöntem.....	33
4.3 CMUT Simulink Modeli	37
5. SONUÇLAR VE TARTIŞMALAR.....	39
5.1 Farklı Koşullar Altında CMUT Analizi ve Optimizasyonu	39
5.2 DC Analiz (Küçük Sinyal Analizi).....	40
5.2.1 Çöküş gerilimi analizi	41
5.2.2 DC öngerilimi analizi	41
5.2.3 Sabit DC öngerilim altında AC analiz.....	42
5.3 AC Analiz (Büyük Sinyal Analizi).....	44
5.4 Farklı Membran Malzemeleri Kullanılarak Yapılan Analizler	46
5.4.1 Farklı membran malzemeleri için membran çöküş gerilimi analizleri	47
5.4.2 Farklı malzemeler için DC&AC gerilimler altında çıkış analizleri	48
5.4.3 Hava ortamında CMUT çıkış performansı analizleri	50
5.5 Farklı Membran Malzemeleri İçin Stres Altında Analiz	50
5.6 Farklı Elektrot Büyüklükleri Altında Analiz	53
5.6.1 Farklı elektrot kapsamları için membran çöküş gerilimi analizleri.....	54
5.6.2 Farklı elektrot kapsamları AC sinyal türü çıkış performansı analizleri	55
5.6.3 Farklı elektrot kapsamları için DC&AC çıkış performansı analizleri.....	56
5.7 Büyük Sinyal Modeli Kullanılarak Yapılan Analizler	57
5.8 IVUS Kateterler İçin Farklı Geometrilere Sahip CMUT Dizileri İncelenmesi	58
6. SONUÇLAR, ÖNERİLER VE GELECEK ÇALIŞMALAR	64
KAYNAKLAR.....	67
ÖZGEÇMİŞ.....	80

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Ses dalgasının özellikleri	8
Şekil 2.2: Ses dalgasının ortamlar arası geçişindeki yansıma ve kırılma	10
Şekil 2.3 : Ultrasonda görüntüleme modları	17
Şekil 2.4 : Basınç-dalgaformu.....	19
Şekil 3.1 : Tipik bir tek eleman odaklı piezoelektrik dönüştürücü	23
Şekil 3.2 : PZT dönüştürücüler ve Temel ultrasonik görüntüleme	24
Şekil 3.3 : Tipik bir CMUT yapısı	26
Şekil 3.4 : Geleneksel (konvansiyonel) modda çalışan CMUT	28
Şekil 3.5 : Çöküş modunda çalışan CMUT	28
Şekil 3.6 : Farklı geometrilere sahip CMUT hücrelerinden oluşturulmuş diziler.....	29
Şekil 3.7 : Farklı geometrilere sahip kateter CMUT dizileri	31
Şekil 4.1 : CMUT paralel plaka modeli, CMUT kütle-yay-damper sistemi	33
Şekil 4.2 : Mason'un eşdeğer devre modeli	35
Şekil 4.4 : Büyük sinyal eşdeğer devre modeli	36
Şekil 4.4 : Simulink'te uygulanmış CMUT hücresinin modeli	37
Şekil 4.5 : Simulink'te uygulanmış CMUT hücresinin modeli	38
Şekil 4.6 : Simulink CMUT hücresinin modeli	38
Şekil 5.1 : CMUT hücresinin çöküş gerilimi simülasyonu	41
Şekil 5.2 : CMUT hücresinin DC gerilim simülasyonu	42
Şekil 5.3 : CMUT DC&AC gerilim analizi	42
Şekil 5.4 : Farklı AC sinyal türleri için (DC&AC) çıkış basıncı analizi	43
Şekil 5.5 : Farklı periyot değerleri için (AC) çıkış performansı	44
Şekil 5.6 : Farklı frekans değerleri için (AC) çıkış performansı analizi	45
Şekil 5.7 : Farklı AC sinyal türleri için (AC) çıkış performans analizi	46
Şekil 5.8 : Farklı membran malzemeleri çöküş gerilimi simülasyonu	48
Şekil 5.9 : Farklı membran malzemeleri için DC gerilim analizleri	49
Şekil 5.10 : Farklı membran malzemeleri DC&AC gerilim analizleri	49
Şekil 5.11 : Si ₃ N ₄ için DC gerilim altında sönmleme oranı analizi	50
Şekil 5.12 : Poly-Si için stres etkisinin analizi	51
Şekil 5.13 : Si ₃ N ₄ için stres etkisinin analizi	52
Şekil 5.14 : Farklı elektrot yarıçap büyüklükleri için çöküş gerilimi analizleri ...	54
Şekil 5.15 : Farklı elektrot büyüklükleri için AC sinyal türü analizleri	55
Şekil 5.16 : Farklı elektrot büyüklükleri için DC&AC analizleri	56
Şekil 5.17 : Büyük sinyal e.d. farklı şekil AC sinyallerinin yerdeğiştirmeleri	57
Şekil 5.18 : Büyük sinyal e.d. için farklı şekil AC sinyallerinin çıkış basınçları.....	58
Şekil 5.19 : Farklı dizilere ait Dizilimler ve Yönlülük grafikleri.....	59
Şekil 5.20: 1x1, 2x1, 4x1 ve 8x1 dizilerinin Dikey ve Yatay yönlülükleri.....	60
Şekil 5.21: 9-Fr kateter ucu CMUT dizi tasarımları	61
Şekil 5.22: 9-Fr kateter CMUT dizileri yönlülük (directivity p.) analizi.....	62
Şekil 5.23: 9-Fr kateter dizilerinin dikey, yatay yönlülükleri (normalize)	63

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Bazı yüzeylere ait yansıma katsayıları	12
Çizelge 5.1 : Membran malzemesi özellikleri.....	46
Çizelge 5.2 : Hava ve su ortamına ait özellikler	47
Çizelge 5.3 : Farklı malzemelerin hava, su ortamında hesaplanan çöküş gerilimleri	47
Çizelge 5.5 : Poly-Si ve Si ₃ N ₄ için stres altında (Q) ve (BW) değerleri	52
Çizelge 5.6 : Farklı elektrot kapsamları için hesaplanan çökme gerilimleri	54



KISALTMALAR

CMUT	: Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers (Kapasitif Mikroişlenmiş Ultrasonik Dönüştürücüler)
MEMS	: Micro-Electro-Mechanical System (Mikro-Elektro-Mekanik Sistem)
PRF	: Pulse Repetition Frequency (Vurum Tekrarlama Frekansı)
EKG	: Electrocardiography (Elektrokardiyografi)
EMG	: Electromyography (Elektromiyografi)
EEG	: Electroencephalography (Elektroensefalografi)
THI	: Tissue Harmonic Imaging (Doku Harmonik Görüntüleme)
CEI	: Contrast Enhanced Imaging (Kontrastlı Ultrason Görüntüleme)
CFI	: Color Flow Imaging (Renkli Akış Görüntüleme)
RDU	: Color Doppler Ultrasound (Renkli Doppler Ultrason)
PZT	: Kurşun Zirkonat Titanat
PVDF	: Poli-Viniliden-Di-Florür
AIUM	: American Institute of Ultrasound in Medicine
CMOS	: Complementary Metal Oxide Semiconductor (Bütünleyici Metal Oksit Yarı İletken)
IVUS	: Intra-Vascular Ultra-Sound (İntravasküler Ultrason)
ICE	: Intra-Cardiac Echocardiography
FNA	: Fine Needle Aspiration
Fr	: French Catheter Scale, French Gauge
TAC	: Transducer Array Calculator
FEA	: Finite Element Analyze (Method) (Sonlu Elemanlar Yöntemi)
2-D, 3-D	: 2 boyutlu, 3 boyutlu
IC	: Integrated Circuit (Entegre Devre)
PET	: Positron Emission Tomography (Pozitron Emisyon Tomografi)
BT, CT	: Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
MRI	: Magnetic Resonance Imaging (Manyetik Rezonans Görüntüleme)
SNR	: Signal Noise Ratio (Sinyal Gürültü Oranı)

SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
c	Ses hızı
f	Frekans
ω	Ses dalgasının açısal frekansı
P	Basınç
t	Zaman
C_{eq}	Eşdeğer kapasitans
n	Dönüş oranı
fr	Reznans frekansı
λ	Duran ses dalgasının dalgaboyu
Q	Kalite faktörü
BW	Bantgenişliği
dB	Desibel
Γ	Yansıma Katsayısı
μm	mikrometre
um	mikrometre
nm	nanometre
V_{coll}	Çöküş gerilimi
Y_0	Young modulu
ρ	Yoğunluk
σ	Poison oranı
t_m	Membran Kalınlığı
t_g	Vakum Boşluğu Kalınlığı
Km	Yay sabiti

RESİM LİSTESİ

Sayfa

Resim 2.1 : Kalp ultrasonunun M-mod ve B-mod görüntüsü	17
Resim 2.5 : 32 haftalık bir fetüs beyni temel gör. ve harmonik görüntüleme.....	20



1. GİRİŞ

Ultrason temeline dayanan teknolojiler günümüzde radar, sonar, akustik mikroskopi, malzeme ve yapıların analizi, jeofizik ve tıbbi görüntüleme gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Ultrasonografi diğer görüntüleme sistemlerinden daha ucuz, taşınabilir ve güvenilir olması dolayısıyla önemli bir alternatif olarak karşımızda durmaktadır. Ultrasonik dönüştürücüler ultrason cihazlarının en önemli parçasıdır. Ultrasonik dönüştürücüler elektrik ve akustik sinyalleri birbirine dönüştüren elektro-mekanik cihazlardır. Ultrasonik dönüştürücülerden en bilineni ve yaygın kullanılanı piezoelektrik dönüştürücülerdir. Fakat, yaklaşık 25 yıldır üzerinde çalışmalar yapılan ve araştırmacıların ilgisini çeken Kapasitif Mikroişlemeli Ultrasonik Dönüştürücü (CMUT) isimli MEMS tabanlı yeni bir konsept uzun süredir ilgi odağıdır. Eski teknolojilere göre birçok avantaja sahip yeni nesil ultrasonik dönüştürücü teknolojisi ile ilgili yapılan çalışmalar her geçen gün artmaktadır [1-5].

Ultrasonik dönüştürücüler elektrik ve akustik sinyalleri birbirine dönüştürürler. Ultrasonik dönüştürücülerden en bilineni ve yaygın kullanılanı piezoelektrik dönüştürücülerdir. Fakat, yaklaşık 25 yıldır üzerinde çalışmalar yapılan ve araştırmacıların ilgisini çeken Kapasitif Mikroişlemeli Ultrasonik Dönüştürücü (CMUT) isimli yeni bir konsept uzun süredir ilgi odağıdır. Kapasitif Mikroişlemeli Ultrasonik Dönüştürücüler (CMUT), ultrasonik akustik sinyalleri üretmek ve tespit etmek için kullanılabilen MEMS tabanlı yapılardır [6]. Başka bir deyişle, CMUT, elektrik enerjisini mekanik (akustik) enerjiye dönüştüren ve bunun tersini de yapabilen kapasitif bir dönüştürücüdür [7].

Kapasitör gibi çalışan CMUT'ta Mikro Elektro Mekanik Sistem (MEMS) teknolojilerinin kullanılmasıyla çok ince vakum boşluğunda, düşük gerilim değerleriyle çok yüksek elektrik alanlarının elde edilebilmesi önemli bir avantajdır [26]. Bu yüksek elektrik alan sayesinde piezoelektriğe göre yeni bir konsept olan CMUT'lar en iyi piezoelektrik malzemeler kadar, belki daha iyi bir performans vadetmektedir. Kısaca CMUT piezoelektrik esaslı transdüserlere kıyasla birçok avantaja sahiptir.

- Küçük boyutlu olması,
- Seri üretime imkan tanınması,
- İki boyutlu çeşitli geometrilere uygunluğu,
- Daha büyük bant genişliği,
- Daha yüksek frekanslarda çalışma kabiliyeti,
- Yüksek sıcaklıktaki çalışma ortamlarında daha güvenilir sonuçlar vermesi,

bu avantajlardan birkaç tanesidir [8-18]. Ayrıca, CMUT üretiminde çoğunlukla silikon malzemelerin kullanılıyor olması CMUT'un elektronik malzemelerle entegrasyonunu kolaylaştırmıştır [15]. Elektronik entegrasyonundaki kolaylık çeşitli cihaz tasarımı ve uygulamalarında büyük kolaylıklar sağlamaktadır. CMUT'un yukarıda sayılanlar gibi birçok avantajlara sahip olması sebebiyle piezoelektrik dönüştürücülerin yerini alacağı ve daha iyi sonuçlar verebileceği beklentisi oluşmuştur. Özellikle tıbbi ultrason görüntüleme uygulamalarında diğerlerine göre daha iyi sonuçlar vereceği beklentisi ilgi odağı olmasında önemli rol oynamıştır.

1.1 Tezin Amacı ve Kapsamı

CMUT hücresinin modellenmesi ve analiz edilmesi üretim süreçlerinin verimli hale getirilmesi için büyük önem taşımaktadır. Ayrıca farklı uygulamalar için kullanılacak olan CMUT elementlerinin davranışlarını tahmin etme sürecini kısaltıp, daha kolay hale getirmektedir. Bu nedenle hızlı bir şekilde sonuç veren modellemeler yapılmalıdır. Böylelikle üretim aşamasında yaşanabilecek zaman ve maliyet kayıplarının büyük ölçüde önüne geçilip tasarruf sağlanabilecektir.

Bu çalışmada iletim modunda çalışan Kapasitif Mikroışlenmiş Ultrasonik Çevirici (CMUT) tasarımında ve kullanımında yol göstermek üzere en verimli sonuçları veren malzemelerin, çalışma aralığının ve çalışma parametrelerinin bulunması ve bunların CMUT çıkış performansı üzerindeki etkilerinin incelenmesi amaçlanmaktadır. Ultrasonik görüntüleme uygulamalarında kullanılması amaçlanan CMUT'un verici(iletim) modu için tasarımı yapılan uygulamalarında çıkış basıncı ve membran yer değiştirme değerleri önemli ölçüm parametrelerdir ve bu çalışmada başarı ölçütü olarak seçilmiştir. Bu çalışmada, CMUT hücresinin yapısal parametreleri (yarıçap, kalınlık, vb.) ve dinamik parametreleri (giriş sinyallerinin özellikleri, kullanılan malzeme, vb.) değiştirilerek istenilen çalışma koşulları altında optimum sonuçlara

ulaşılması amaçlanmıştır. CMUT elektromekanik sistem gibi çalışmaktadır. CMUT elemanlarını analiz etmek için öncelikle durum denklemleri çıkarılmıştır. Çıkarılan denklemlere uygun olarak MATLAB/SIMULINK ortamında simülasyonu yapılmıştır. İstenilen koşullar altında (su altında olan, iletim modunda çalışan, vb.) tek bir CMUT hücresinin performansının en iyi olduğu durum tespit edilmeye çalışılmıştır.

Özetlenecek olursa, bu tez çalışmasında öncelikle ultrasonik görüntülemenin tıbbi görüntülemedeki yerinden bahsedilmiş ve ardından 2. bölümde çalışma prensibi kısaca anlatılmıştır. Sonrasında, 3.bölümde dönüştürücü teknolojisinden bahsedilerek ultrasonik transdüserlere kısa bir genel bakış verilmiştir. Mevcut durum ve eksiklikler tartışılmıştır. 4.bölümde Kapasitif Mikroişlemeli Ultrasonik Dönüştürücüler'in çalışma prensipleri anlatılarak analitik ve simülasyon modellemesi yapılmıştır. Sonrasında 5. bölümde farklı koşullar altında transmit modda çalışan CMUT hücresini analizleri, simülasyonları yapılmış ve kateter dizaynında kullanılabilecek birkaç dizinin yönlülük ve lob analizleri yapılmış ve sonuç kısmında bulgular tartışılmış ve gelecekte yapılabilecek çalışmalar hakkındaki düşünceler ifade edilmiştir.

1.2 Literatür Araştırması

Literatüre bakılacak olursa yaklaşık 25 yıldır CMUT ile ilgili çalışmalar yapılmaktadır. K. Yakub ve ark. (1994) tarafından CMUT hakkında ilk teorik çalışmaların [19] yapılmasıyla literatüre tanıtılmasından bu zamana kadar modelleme, üretim, entegrasyon, optimizasyon ve çeşitli uygulamaları içeren birçok çalışma yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda CMUT'un piezoelektrik dönüştürücülere göre birçok avantaj ve üstünlüklere sahip olduğundan bahsedilmiştir. Küçük boyut, seri üretim, 2 boyutlu geometri ile uyumluluk, daha geniş bant genişliği ve daha yüksek frekansta çalışma yeteneği, yüksek sıcaklıklarda güvenilir çalışma, CMUT'un literatürde en çok bahsedilen üstünlüklerinden bazılarıdır. Ayrıca, hava ve su ortamında farklı uygulamalar için gelişmiş silikon teknolojisi yardımıyla CMUT dizisini elektronik ile entegre etmek daha kolaydır [13-18].

CMUT modellenmesi için öncelikle CMUT'un çalışma prensibini anlamak gereklidir. CMUT yapısının mekanik elektromekanik sistem gibi çalıştığı literatürde gösterilmektedir [15]. Ayrıca, bu sistemin elektriksel eşdeğer devresi de vardır. Bu

elektriksel eşdeğer devre modeli, Mason'un eşdeğer devresine dayanmaktadır. Bu küçük sinyal devresi yaklaşımı araştırmacılar tarafından sıklıkla kullanılmaktadır [11]. Bu modelin bir yaklaşım olması ve bazı durumları göz ardı etmesi sebebiyle, daha gerçekçi bir analiz için başka modeller geliştirilmiştir. Örneğin, Büyük sinyal modeli daha doğru sonuçlar elde etmek için geliştirilmiştir. Geliştirilen büyük sinyal modeli, dairesel CMUT hücreleri için doğrusal olmayan bir eşdeğer devre modelidir [20].

İletim modunda bir CMUT elemanının en kritik parametrelerinden biri çıkış basıncıdır [22]. İletim modunda, ses dalgasının daha uzak mesafelere gitmesi için yüksek bir çıkış basıncı ve alınan ultrason dalgalarının yüksek sinyal gürültü oranı (SNR) olması gerekmektedir [23]. Ses dalgasının yüksek çıkış basıncı, zarın yer değiştirmesi ile doğru orantılıdır [24].

Literatürde iletim modunda çalışan CMUT hücrelerinin performansını artırılmasına yönelik pek çok yaklaşım ve çalışmalar vardır. Bunlardan birincisi CMUT'un yapısal özelliklerinin optimizasyonudur. CMUT iletim performansını artırmak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Burada değiştirilen parametrelerin önemli olanlarını sıralayacak olursak; boşluk kalınlığı, membran yarıçapı, membran kalınlığı, üretim için kullanılan malzemelerdir. Membran seçimi de CMUT iletim performansı için önemli bir konu olduğu belirtilmiştir [25]. Literatürde bu parametrelerin optimizasyonu hakkında yapılan çalışmalar vardır. Bunlardan bir tanesi bant genişliği ve CMUT üretim boyutları arasında optimizasyon çalışmasıdır [14]. Diğer bir çalışmada, membran yarıçapı kalınlığı ve boşluk kalınlığı gibi parametreler, seçilen frekanslara göre yüksek çıkış basıncı ve düşük harmonik bozulma için optimize edilmiştir. CMUT yarıçapını minimize ederek hassasiyeti arttırmak için başka bir çalışma denenmiştir. Çünkü CMUT hücresinin yarıçapı düşürülerek hassasiyetin artırıldığı bilinmektedir [20]. Benzer bir çalışma, yüksek duyarlılığa sahip CMUT için gofret bağlama işlemi kullanılarak üretilen CMUT hücrelerinin yarıçapının nasıl minimuma indirileceğini de araştırmıştır [26]. CMUT verimini arttırmak için yapısal parametrelere ek olarak, kullanılan sinyalin tipi, boyutu, frekansı, periyodu gibi parametreler de CMUT'un dinamik karakteristiklerini etkilediğinden değerlendirmeli ve dikkate alınmalıdır. Bu nedenle, bu parametrelerin değişiminin CMUT performansı üzerindeki etkisi analiz edilmeli ve en verimli ve etkili çalışma koşulları belirlenmelidir. Bunu yapmak için, CMUT iletim moduna ait durum denklemleri çıkarılmalı ve modellenmelidir. Bu parametrelerin CMUT performansına etkileri

incelenmelidir. Bu modeller bilgisayar ortamında çeşitli simülasyon programları vasıtasıyla simülasyonu yapılabilir, CMUT'ların çalışma sonuçları elde edilebilir ve bununla ilgili çalışmalar mevcuttur. Analitik ve sayısal modellemenin kolay ve hızlı olduğu bilinmektedir. Bu nedenle, CMUT'un elektromekanik davranış özelliklerini anlamak için denklemler kullanılarak Simulink ortamında modelleme çalışmalarını literatürde görmekteyiz. [27]'de CMUT elemanını Simulink ortamında modellenmesi bunun bir örneğidir. Fakat geçici (transient) analiz yaparken sadece tek çeşit uyarım sinyali kullanılması bu çalışmanın daha detaylı yapılmasını gerektirmektedir. CMUT membranının yerdeğiştirmesini araştıran [28]'in çalışması da Simulink modellemesi için diğer bir örnektir. Fakat bu iki çalışmada da geçici (transient) analiz için kullanılan sinyaller üzerinde araştırma ve karşılaştırma yapılmamıştır. Simulink modellemesi için önemli olan diğer bir çalışma ise [29]'un çalışmasıdır. Uyarım sinyallerinin CMUT'un çalışması üzerindeki etkisi Simulink modeli kullanılarak ayrıntılı olarak analiz edilmiştir. Fakat bu çalışmada da AC uyarım sinyali için farklı sinyal tipleri kullanılarak karşılaştırma yapılmamış, sadece sinüs sinyali kullanılmıştır. CMUT dönüştürücü elemanlarının farklı çeşitlerinin ve dizilerinin yönlülük ve lob analizleri ve hesaplamaları için yapılan çalışmalar da literatürde vardır [151].

2. ULTRASONOGRAFİNİN TIP VE GÖRÜNTÜLEMEDEKİ YERİ

Hızla gelişen bilim ve teknolojinin etkisiyle tıp ve medikal sektöründe ileri teknolojiye sahip elektronik ve bilgisayar tabanlı çeşitli cihazlar kullanılmaya başlanmıştır. Bunların en önemlileri de kuşkusuz insan vücudunda görüntüleme yapmaya yarayan cihazlardır. Tıbbi görüntüleme, tıbbi tanı, analiz ve tedavi için vücudun iç kısımlarının, organların ve dokuların görsellerini oluşturmak için kullanılan tekniklerdir. Tıbbi görüntüleme sistemleri birçok hastalığın teşhis ve tedavisinde büyük kolaylıklar sağlamaktadır. Doku özellikleri ve hastalık çeşitlerine göre farklı görüntüleme teknikleri vardır. X-ışını, ultrason, BT (Bilgisayarlı Tomografi), MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) ve PET (Pozitron Emisyon Tomografi) günümüzde tanı ve tedavi için yaygın olarak kullanılan ileri teknolojiler olarak sıralanabilir. X-ışınları, 19. yüzyılın son çeyreğinde Giegen Üniversitesinde fizik profesörü olarak çalışmakta olan W.C. Roentgen tarafından 1895 yılında keşfedilmiştir. Bu keşfi sebebiyle 1901 yılında Nobel Fizik ödülünü almıştır. X-ışınının pratik alanda kullanılmasına sebep olan en önemli özelliği ışığın giremediği yerlere girme özelliğidir. Böylelikle insan vücudunun içini görüntüleme başlayarak, tıp alanında büyük gelişmeler başlamıştır. Her ne kadar ultrason geleneksel olarak kullanılan X-ray'den çok daha önce 1883'te keşfedilmiş, fakat uzun bir süre aktif olarak kullanılmamıştır. Yarasalar ve yunus balıklarının ultrason ses dalgalarını kullandıkları bilinmektedir. Ultrasonun ilk pratik uygulaması, bu sistemi kullandıkları bilinen Yarasalar ve yunus balıkları örnek alınarak geliştirilmiştir. 2. Dünya Savaşı sırasında geliştirilen bu pratik uygulama denizaltıların yerinin belirlenmesi amacıyla kullanılan temelini ultrason dalgalarının teşkil ettiği Sonar'ın icadıdır. Daha sonra demiryolu raylarındaki çatlakları belirlemek için de ultrason tabanlı cihazlar yaygın olarak kullanıldı. Bu cihazların amacı gözle görülemeyen nesnelere tespit etmek, sınıflandırmak, özelliklerini çıkarmak ve izlemektir. Ultrasonun kullanıldığı bir diğer önemli alan da Tıp ve medikal sektördür. Tıbbi tanı koymak amacıyla geliştirilen ultrason cihazları da diğerleriyle aynı çalışma mantığına sahiptir [5,8,30-32,110].

2.1 Ultrasonografinin Tıpta Kullanımı

Ultrason yöntemi tıp ve medikal alânında çok yaygın olarak kullanılmaktadır. Canlı dokular ile ultrasonun etkileşimi 1920'lerden beri araştırmacılar tarafından incelenmektedir. Fakat ultrasonun aktif klinik kullanımını 1970'lerde tanı aracı olarak Parkinson hastalığı için beyin dokusunun ısıtılması ve ablasyonu için terapötik bir tıbbi araç olarak başlamıştır [39-46]. Ultrasonun başlıca kullanıldığı alanlarına bakacak olursak; gebelik durumunda bebeğin izlenmesi, kalbin çalışma düzeninin incelenmesi, enfeksiyonların araştırmaları, yumuşak dokulardaki tümör gibi oluşumların takibi, tiroit bezi ve kas hastalıkları gibi durumların araştırılmasında tanı ve tedavi aracı olarak kullanıldığı söylenebilir [117]. Birkaç çeşit ultrason uygulaması vardır. Bunlardan Pelvik ultrason, gebelik ve kadınlara ait bazı hastalıkların tanı ve tedavisinde kullanılır. 3 ve 4 boyutlu ultrason uygulamaları ile gebelerde bebeğin daha net görülmesi sağlanmaktadır. Bebeğin cinsiyetini tespit de bu uygulamada daha kolaydır. Abdominal ultrasonografi ise karın boşluğunda bulunan organların, karaciğeri böbrek, safra, bağırsak ve midenin incelenmesinde tercih edilmektedir. Kendi içinde farklı tekniklere sahiptir. Bir diğer ultrasonografi çeşidi de Renkli Doppler Ultrason'dur (RDU). Kan damarları ve kan akışının incelenmesi ile damar hastalıkları tespit edilebilmektedir [5,30]. Ayrıca, Ultrason dalgaları dokuların derinliğinin ölçümünde de kullanılmaktadır. Ultrason dalgası vücuda gönderilip eko sinyalinin transdüserine geri dönüş vakti ve ultrason dalgasının ilgili dokudaki hızı kullanılarak ne kadar derinliğe nüfuz ettiği ölçülebilir.

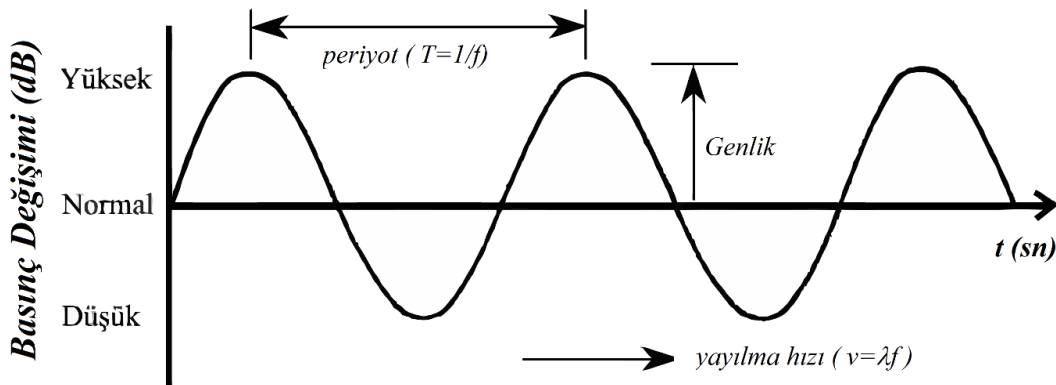
2.2 Ultrason Nedir? Ultrason Fiziği

Ultrason insan kulağının işitme eşiğinin üzerinde frekansa sahip olan akustik dalgalardır. İnsan kulağı 20Hz ile 20kHz arasındaki sesleri işitebilir [33]. Ultrason, tıp elektroniğinde 20 kHz'den 30 MHz'e uzanan bir frekans aralığına sahiptir. Fakat teşhis amaçlı kullanılan frekans aralığı 2 MHz ve 10 MHz aralığıdır [34,35]. Ses dalgaları yayılmak için bir ortama ihtiyaç duyarlar. Ultrason bir ortamdan diğer bir ortama geçtiğinde, farklı ortamlar arasındaki akustik uyumsuzluk nedeniyle çeşitli etkileşim

mekanizmaları meydana gelir. İnsan vücudunda kemik ve yumuşak dokular gibi bir biyolojik dokudan diğerine geçerken yankı sinyali diye isimlendirilen bir sinyal oluşur. Yankı sinyali, ultrasonun ortamlar arası arayüzdeki saçılma ve yansıma nedeniyle oluşur. Ortamların akustik empedansı çok yakınsa, yankı sinyali çok zayıflar ve diğer taraftan, akustik empedans farkı çok yüksekse, yüksek kaliteli görüntüleme için güçlü bir yankı sinyali tespit edilebilir. Ultrasonun akustik (mekanik) enerjisinin bir kısmı, yansıma ve ortama iletim sırasında soğurma adı verilen bir işlemle ısıya dönüştürülür. Sınırlar arasındaki hız farklılıklarına bağlı olarak, ultrasonun iletilen kısmı yansıma olarak adlandırılan düz bir çizgiden sapar. Tüm bu etkileşim mekanizmaları soğurma, kırılma, yansıma, saçılma ve zayıflama olarak isimlendirilmektedir [5, 30].

2.2.1 Temel akustik, ses dalgaları fiziği

Ses dalgaları mekanik enerjinin basınç dalgaları şeklinde yayılması ile oluşur. Ses dalgalarını genel olarak sınıflandırmak için insan kulağının işitebileceği sınırlar eşik olarak alınmakta ve ses dalgaları genel olarak infrases (20 Hz), işitilebilir ses (20 Hz - 20 kHz) ve Ultrason (20 kHz – 30 MHz) olmak üzere üç gruba 3 gruba ayrılmaktadır. Ses sinyalinin temsili şekil 2.1'de gösterilmektedir. Burada y eksenini basıncı, x eksenini ise zamanı temsil etmektedir. Sinyalin belli periyotlarla tekrarlandığı görülmektedir. İki tepe arası mesafe bize dalgaboyunu (λ), bu arada geçen süre de periyot (T) 'u vermektedir [5, 30].



Şekil 2.1 : Ses dalgasının özellikleri

Ses dalgalarının yayılım hızı Denk.1'de

$$v = \lambda f, v = \lambda/T \quad (1)$$

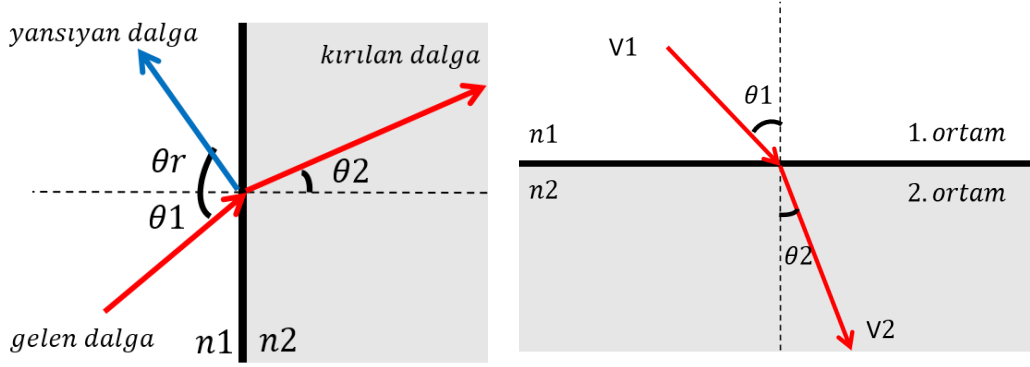
şeklinde formulize edilir. Burada v dalğanın yayılım hızını (m/sn), $f=1/T$ (1/sn) de frekansı vermektedir. Frekans saniyedeki titreşim. sayısıdır. Periyodun (T) matematiksel olarak tersini alarak da frekans (f) bulunabilir. Dokunun sertliği (Bulk modülus, B) ve dokunun kütle yoğunluğu (g) ses dalgasının hareketinde etkilidir.

$$V=\sqrt{B/g} \quad (2)$$

Denk.2 bu etkinin formulize edilmiş halidir. Dolayısıyla sesin vücuttaki farklı dokulardaki yayılma hızı da farklıdır. Fakat, insan vücudunda ve su dokusu ve yumuşak doku gibi dokularda sesin yayılma hızı 1540 m/s civarındadır. Bu değer insan vücudundaki normal yumuşak dokulardan alınan değerlerin ortalamasının alınmasıyla bulunmuştur [36-37]. Yağ doku, kan, beyin ve karaciğer için sesin yayılma hızı sırasıyla 1450, 1575, 1550 ve 1590 m/s'dir [140]. Ses dalgalarının yayılım hızı olan V (m/sn), sert dokularda (kemik vb.) daha fazla iken, yağ ve akciğer gibi dokularda ortalama değerden daha azdır. Ses dalgalarının ortalama değere yakın bir yayılım hızı ile yayılmadığı dokularda görüntülemeye hata ve bozulmalar meydana gelebilmektedir [5, 30].

2.2.2 Ses dalgalarının yansımaya, kırılma, saçılma ve zayıflaması

Ses dalgası farklı bir ortama girdiğinde maddenin özellikleri ve boyutuna göre değişen yansımaya ve kırılma hareketleri oluşur. Şekil 2.2'de bu hareketler gösterilmiştir. Pürüzsüz ve büyük yüzeyler sesi ayna gibi pürüzsüze yakın yansıtmaktadır. Diyafram ve damar duvarı gibi yüzeyler buna örnek olarak gösterilebilir. Ultrason dalgasının yansımaya ve kırılmasını anlamak için optikteki ışığa ait kurallara bakılabilir, çünkü benzer özelliklere sahiptir.



Şekil 2.2: Ses dalgasının ortamlar arası geçişindeki yansıma ve kırılma.

Ses dalgası, dokular arası geçiş yaptığında, ses dalgasının yayılma yönü değişmektedir. Kırılma olarak adlandırılan bu değişim Snell yasasının denklemlerine göre hesaplanmaktadır.

$$\sin\theta_1/\sin\theta_2 = V_1/V_2 \quad (3)$$

burada θ_1 ses dalgasının geliş açısı, θ_2 ise kırılma açısıdır. V_1 ve V_2 sesin ortamlardaki yayılma hızlarıdır. Sesin kırılmasının hesabında yapılan bir hata yapılacak olursa yanlış görüntü alınmasına sebebiyet verebilir. Ultrason dalgası az yoğun ortamdan çok yoğun ortama geçtiğinde θ_2 ve V_2 daha büyük olmakta, çok yoğun ortamdan az yoğun ortama geçtiğinde ise θ_2 ve V_2 daha küçük olmaktadır. Eğer ses dalgası kritik açıda gelirse tam yansıma olur. Düzgün ve büyük olan yüzeylerde yansıma ve kırılma bu kurallara göre olur. Fakat vücut içinde küçük, homojen olmayan farklı yapılar bulunduğu için saçılma olarak adlandırılan olay meydana gelir. Ultrason dalgasının dalgaboyuna ve homojen olmayan yapının boyutlarına göre dört çeşit saçılma olduğu söz söylenebilir. Birincisi, yapı, ses dalgasının dalga boyundan çok küçük ise bu saçılmaya Rayleigh saçılması adı verilir. Kandaki alyuvar ve akyuvar gibi hücreleri ses dalgasının dalga boyundan daha küçüktür. Bu sebeple ses dalgalarının damarlardaki saçılması bunun örneğidir. Diğer, eşit boyutlara sahip iseler bu saçılmaya parçacık saçılması adı verilir. 0.5 mm'lik ultrason dalgasının karaciğer lobundan saçılması buna bir örnek teşkil etmektedir. Diğer bir saçılma çeşidi de, eğer yapının büyüklüğü ultrasonun dalga boyundan çok daha büyük ise bu saçılma specular saçılma olarak adlandırılır. Ses dalgasının büyük arter ve venlere çarparak saçılması

specular saçılmadır. Dördüncü saçılma çeşidi de diffuse saçılması olarak ifade edilen geniş ve engebeli bir yüzeye çarpan ses dalgasının saçılmasıdır. Ses dalgaları dokular arasında geçiş yaparken zayıflamaya maruz kalır. Yani ses dalgasının gücünde, yoğunluğunda ve enerjisinde azalma olur. Zayıflamaya neden olan üç temel etken saçılma, soğurma ve dalganın genişleyerek yayılmasıdır. Dalganın kalınlığı ve dokunun özellikleri de zayıflamada etkilidir. Frekans ve doku kalınlığı azaldıkça zayıflama da azalmaktadır. Ultrason dalgasının enerjisindeki zayıflama, desibel (dB) birimi kullanılarak karşılaştırılmakta ve nisbi olarak ölçülmektedir. Zayıflamayı aşağıdaki gibi dalga güçlerini veya basınç genliklerini kullanarak aşağıdaki formül ile ifade edilebilir:

$$\text{Zayıflama (dB)} = 10 \log \left(\frac{P_0}{P} \right) = 20 \log \left(\frac{A_0}{A} \right) \quad (4)$$

Burada P_0 ve P dalgaların güçlerini, A_0 ve A ise dalgaların basınç genliklerini ifade etmektedir. Doku arayüzünün derinliğini belirlerken kullanılan en önemli parametre ses dalgasının yayılma hızıdır. Dokudaki sesin yayılma hızı ve dokuya gönderilen ses dalgasının dönüş süresi kullanılarak dokunun kalınlığı, derinliği hesaplanabilir [5,30].

2.2.3 Akustik empedans

Farklı ortamlar arası arayüzden yansiyarak gelen ses dalgaları ultrasonografik cihazların temelini oluşturmaktadır. Bu arayüzlerde ses dalgasının yansıma, kırılma ve saçılmasına ait hesaplamaları yapabilmek için bilmemiz gereken en önemli parametrelerden biri akustik empedanstır. Ortam özelliklerini belirlerken bu parametreyi kullanırız. Akustik empedans aşağıdaki gibi ifade edilebilir;

$$Z = gV \quad (5)$$

Burada g ortamın kütle ağırlığı (kg/m^3), V sesin ortamdaki yayılma hızı (m/sn)'dır. Z ise Rayl cinsinden akustik empedansı ($\text{kg/m}^2.\text{sn}$) ifade etmektedir. Sertlik (B) cinsinden de akustik empedans ifade edilebilir:

$$Z = \sqrt{gB} \quad (6)$$

Bu denkleme göre sertliği yüksek olan dokuların empedansı büyük olacaktır. Dolayısıyla ses dalgasının basınç değişimine karşı direnci artacaktır. İki ortam arası empedans farkının sebebiyet verdiği basınç değişimini aşağıdaki formüle göre izlenebilir:

$$\frac{P_y}{P_g} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (7)$$

Burada P_y yansıyan dalganın, P_g de gelen dalganın basınç gücünü, Z_2 ve Z_1 ise ortamların akustik empedanslarını göstermektedir. Bu formülün bir başka gösterimi ise yansıma katsayısı cinsindedir ve dokuların yansıtma özelliklerini bulmakta kullanılır:

$$\Gamma = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (8)$$

Burada Γ yansıma katsayısını ifade eder. Havanın akustik empedansı çok düşük olduğu için, hava ile dönüştürücü arasındaki yansıma katsayısı çok yüksek çıkmaktadır. Bu sebeple ultrasonik uygulamalarda araya birleştirici bir jel veya madde konularak ultrason dalgasının dokulara kolayca nüfuz etmesi sağlanır. Yumuşak dokuların akustik empedansları da hava kadar olmasa da sert dokulara göre daha düşük olduğu için sinyalin çok küçük bir kısmı geri yansıtılmaktadır. Bu tür sinyalleri ancak çok hassas transdüserler algılayabilmektedir.

Çizelge 2.1 : Bazı yüzeylere ait yansıma katsayıları [5].

<i>Yüzeyler</i>	<i>Yansıma Γ</i>
Yumuşak doku - Hava	99.90
Yağ - Kas	1
Yağ - Böbrek	0.6
Kemik - Yağ	49

Çizelge 2.1’de bazı dokulara ait yansıma katsayıları belirtilmiştir. Akciğer gibi hava içeren yumuşak dokuların daha düşük akustik empedansı vardır. Ancak kemik gibi yoğun organların akustik empedansı yüksektir. Bu sebeple kemik gibi yüksek empedansa sahip dokulardan yansıyan eko sinyallerinin yoğunluğu daha yüksektir [47-50]. Çizelge 2.1’de ise bazı doku arayüzleri arasındaki ultrason yansıma oranlarını gösterilmektedir [5,30].

2.3 Ultrasonografinin Üstünlükleri ve Eksiklikleri, Biyolojik Etkileri

Ultrason uygulamalarının diğer görüntüleme yöntemlerine göre bazı üstünlükleri vardır. Bunlar yaygın olarak kullanılmasında etkilidir. Ayrıca olumsuz yönleri ve biyolojik etkileri de incelenmeye devam edilmektedir.

Ultrasonografi uygulamalarının olumsuz etkileri olduğuna dair bilimsel kanıt bulunmamakla birlikte, gereksiz uygulamalardan da kaçınılmalıdır. Ultrasonun etkileri genel olarak iki başlıkta toplanabilir: fiziksel etkiler ve biyolojik etkiler. Bunların içinde de en önemli etki olarak ısınma sayılabilir. Fiziksel etkileri; ses titreşimlerinin ısıya dönüşmesiyle oluşan ısı etkisi, sıvı cisimlerin içindeki katı cisim veya bakteri gibi şeylerin parçalanması için kabarcık oluşturma ve sıvıların içerisinde ilerleyen ultrason dalgalarının sıvı ve hava arayüzünde sis oluşmasına sebebiyet vermesi olarak sıralayabiliriz. Bizi daha çok ilgilendiren biyolojik etkilere bakacak olursak; fiziksel etkilerde olduğu gibi ısı etkisi vardır. Ses dalgaları ortamlar arası geçiş yaparken yansıma, zayıflama ve kırılma olaylara maruz kalmaktadır. Ayrıca ultrason yayıldığı ortamlar tarafından absorbe edilmektedir. Ultrasonun enerjisi yayıldığı dokularda akustik empedans sebebiyle emilmekte ve ısı enerjisine dönüştürülmektedir [51]. Emilme olayı aslında ses dalgasındaki enerjinin dokulara geçişidir [52]. Yağ doku gibi dokularda emilme az, protein içeren dokularda ise emilme diğerlerine göre daha fazladır [53]. Dolayısıyla, ultrason dalgalarına maruz kalan organların ısındığını söylenebilir. Bir diğer biyolojik etkisi de, ultrason yayılırken, içinden geçtiği komşu dokuların yüzeyinde periyodik basınç değişimlerinden kaynaklanan genleşme-sıkışma hareketleri oluşturması ve böylece o bölgedeki kanlanmayı arttırmasıdır. Bu olay mikro-masaj etkisi olarak adlandırılmaktadır [54]. Biyolojik etkilerden biri de elektriksel etkidir. Ultrasondan kaynaklanan basınç değişimleri selüloz ve bazı protein çeşitlerinde elektriksel kutuplaşmaya sebebiyet vererek elektriksel etki oluşturmaktadır. Ve son olarak da ivme etkisi olarak isimlendirilen ve ultrasona maruz kalan parçacıkların hatırı sayılır derecede yüksek bir mekanik ivme ile titreşmesini sayılabilir. Sinir dokusunun ultrason enerjisini kaslara göre daha fazla emerek ederek ısınması sebebiyle spazm giderici etkisinden bahsedilebilir. Ayrıca sempatik lifler üzerine inhibe edici etkisi de vardır. Sempatik ganglionlar ultrasona maruz kaldığında inhibe etkisi gözükür ve sempatik faaliyet azalır [55,56]. Fakat, uygulanan ultrason gereğinden fazla dozda olursa olumsuz sonuçları da olacaktır. Patolojik kırıklara

sebebiyet vermesini olumsuzluklardan biri olarak söylenebilir. Vücuda zarar vermeyecek ultrason dalga şiddeti eşiği American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM) tarafından 100 mW/cm olarak belirlenmiştir. Yaygın olarak kullanılan çoğu medikal cihaza ait probun çıkışındaki ultrasonik güç 5-50 mW/cm aralığındadır. Ultrasonik dalgaların dokularda meydana getirdiği etkilerin bağlı olduğu parametreler dalganın frekansı, uygulama zamanı, demetin yoğunluğu ve vurunun süresi gibi parametrelerdir. Buna bir örnek verilecek olursa, omurilik dokusunun 10 ms süreye, 100 ms periyota ve 50 W/cm şiddete sahip ultrasonik etki ile yaklaşık 120 yılda bozulması söylenebilir [57-60]. Kısacası, ultrasonografinin avantaj ve dezavantajlarına bakılacak olursa; radyasyon tehlikesinin olmaması, Non-invaziv (acısız) bir teknik olması, diğer yöntemlere göre ucuz bir teknik olması, taşınabilir olması, röntgendeği gibi özel oda gerektirmemesi, her düzlemde görüntü elde etmenin mümkün olması ve görüntülenecek organların hareketli olmaları sebebiyle herhangi bir sakınca oluşturmamasını avantajları olarak sıralanabilir. Kemik, hava kabarcığı, gaz gibi oluşumlar ultrasonik dalgaları geçirmemesi sebebiyle akciğerler ve bağırsaklar gibi hava, gaz içeren dokular ultrasonik yöntemlerle incelenemezler. Görüntülerin yorumlanması için deneyimli hekimlere ihtiyaç duyulması dezavantajları olarak sıralanabilir [5, 30].

2.4 Ultrason Enstrümantasyon

Ultrasonografi sistemleri temel olarak 5 parçadan oluşmaktadır. Bunlar sırasıyla, Ultrason transdüseri (dönüştürücü), enerji sağlama görevini yapan verici, gelen sinyalleri algılamak için alıcı ve sinyal işleyici, görüntüleme ünitesi, kayıt ve saklama üniteleri(bellekler)'dir. Bunlardan en önemlisi de dönüştürücülerdir [5, 30].

2.4.1 Transdüser (Dönüştürücü)

Transduserler, bir enerji formunu başka bir enerji türüne dönüştürmektedirler. Ultrason cihazının hasta ile direk temas eden parçası transdüserlerdir. Transdüserler ile ultrason dalgalarının gönderilmekte ve algılanmaktadır. Ultrasonik transduserler verici (göndermeç) ile sağlanan elektrik enerjisini mekanik enerjiye yani ses dalgasına dönüştürmektedirler. Aynı zamanda yansıtılarak gelen ekonun mekanik enerjisini elektrik enerjisine dönüştürerek elektrik sinyali üretmektedir. Ultrason transduserlerde

yaygın olarak sıkıştırıldığı zaman elektrik potansiyeli ortaya çıkarabilen piezoelektrik malzemeler kullanılmaktadır. Günümüzde kullanılan ultrason problemlerinin büyük bir bölümünde piezo maddeler, polarize edilmiş seramik kristal olan PZT (Kurşun Zirkonat Titanat) kristalleri kullanılmaktadır. Piezo maddelere göre yeni bir konsept olan ve birçok avantaj ile gelecek vaadeden Kapasitif Mikroışlenmiş Ultrasonik Dönüştürücüler (CMUT) de diğer bir dönüştürücü çeşididir. 3. Bölümde bu konu ile ilgili ayrıntılı bilgi verileceğinden dolayı burada kısaca özetlenmiştir.

2.4.2 Verici (Göndermeç)

Ultrasonik görüntüleme uygulamalarında genellikle yüksek genlikli, kısa süreli darbeler kullanılmaktadır. Bunlar Vurum Tekrarlama Frekansı (Pulse Repetition Frequency, PRF) olarak adlandırılmaktadır. Verici bu darbelerin hızınlarını ve tekrarlama frekanslarını (PRF) kontrol etmektedir. Vurumların üst üste binerek karışmaması için uygun bir PRF değeri seçilerek kullanılmaktadır ve vurum süreleri çok kısa seçilmektedir. Eğer uygun PRF değeri seçilmez ve darbeler arası yeterli zaman bırakılmaz ise önceki darbe yeterli miktardaki derinliğe nüfuz edip geri gelinceye kadar yeni darbe ile çakışacak ve dolayısıyla sinyaller de karışacaktır. Eğer gereğinden fazla zaman aralığı bırakılırsa da bilgi miktarının azalması ve çözünürlükte kayıp yaşanması söz konusu olacaktır. Verici aynı zamanda sistemin diğer birimleri için eşzamanlama sinyallerini de üretmektedir. Kullanılan ultrason görüntüleme cihazlarının çoğunda piezoelektrik madde kullanılması sebebiyle görüntünün oluşturulabilmesi için sistemin hangi sıra ile kristalleri tetikleyeceğinin belirlenmesi gerekmektedir. Bu sebeple vurum tekrarlama frekansı genellikle 1 ile 10 kHz arasında seçilmekte ve her 0.1 ms ile 1 ms aralığında ultrason darbeleri incelenmek istenen hedef dokuya gönderilmektedir [5, 30].

2.4.3 Alıcı (Almaç)

Ultrason dalgaları vücut içerisinde yayılma esnasında zayıflayarak ilerlemektedir. Bu sebeple dokulardan geri dönen eko sinyalleri bu sırada enerjisinin büyük bir miktarını kaybederek zayıflamaktadır. Bu zayıflama frekansla ve doku derinliği ile orantılıdır. Ultrasonik dönüştürücüye gelen ekolar dönüştürücüye geldiğinde, zayıf voltajlar ve zayıf elektriksel sinyaller oluşturduğu için algılamayı kolaylaştırmak amacıyla bu

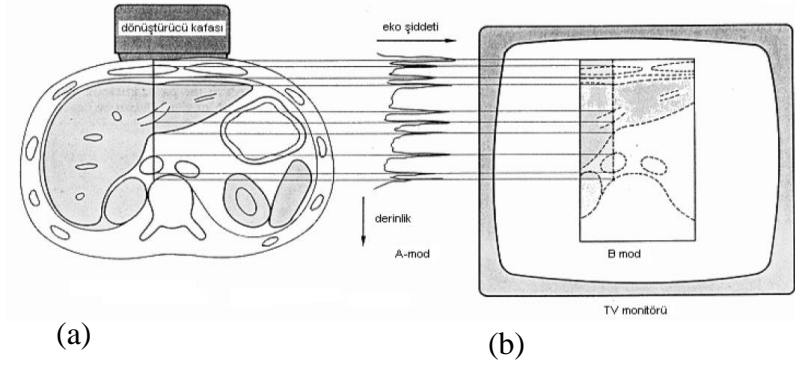
zayıf sinyallerin kuvvetlendirilmesi gerekmektedir. Alıcıların görevi, bu zayıf gerilim ve sinyalleri yakalamak ve güçlendirmektir. Sinyallerdeki zayıflamaya göre daha derindeki dokulardan gelen sinyallerin daha çok kuvvetlendirilmesi gerekmektedir. Burada Zaman-Kazanç Dengelemesi (Time-Gain Compensation, TGC) olarak isimlendirdiğimiz mekanizma kullanılmakta ve farklı derinliklerdeki dokular istenilen netlikte gözlenebilmektedir. Alıcıda yapılan bir diğer önemli ayar da görüntülenebilecek maksimum ve minimum sinyal genlikleri arasındaki aralığı ifade eden ve dinamik uzaklık olarak adlandırılan ayardır. Görüntülenebilecek min ve max değerlerin oranı desibel olarak ifade edilmektedir. Dinamik uzaklık aralığı büyütülürse görüntü yumuşaklaşır ve eko seviyelerini ayırt etmek zorlaşır. Tam tersi dinamik uzaklık aralığı küçültülürse eko seviyelerinin ekranda gereğinden fazla belirgin olmasını netice verir. Bu ayarlar kullanılarak görüntü kontrastı belirlenir. Çünkü, görüntüde bulunan farklı yankı sinyal seviyelerine ait parlaklık bundan etkilenmektedir [5,30].

2.5 Ultrasonografide Görüntüleme Modları

Ultrasonografide yaygın olarak kullanılan birkaç farklı görüntüleme modu vardır. Bunlar; A (genlik) modu, B (parlaklık) modu ve M (hareket) modudur.

2.5.1 A-mod

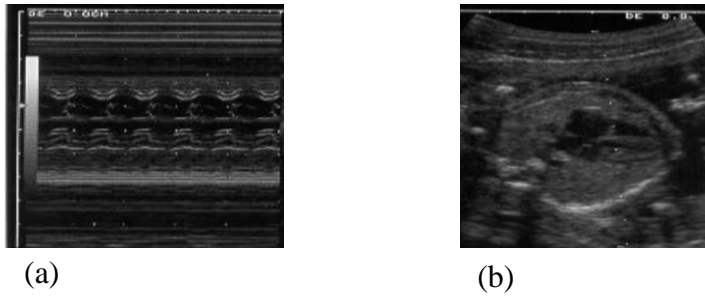
A-mod ultrason görüntülemesinde yansiyarak gelen ve algılanan eko sinyallerinin şiddetleri ses dalgasını yansıtan yüzeyin derinliği ve konumuna bağlı olarak gösterilmektedir. Tek boyutlu görüntüleme modudur. Osiloskopta görüntülenen sinyallere benzemektedir. Günümüzde pek kullanılmamaktadır. Bu mod çoğunlukla EKG, EMG ve EEG sinyallerini göstermek için kullanılmaktadır. A modu görüntüleri, ultrason dalgasının çeşitli dokuların derinliklerini ifade eden tek boyutlu tepe değerlerinden oluşan ultrason görüntüleridir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 : Ultrasonda görüntüleme modları (a) A-mod (b) B-mod [5]

2.5.2 B-mod

Parlaklık esasına dayanan ve parlaklık modu (brightness mode) olarak adlandırılan B-mod ultrason görüntüleme en kullanışlı olan ve en çok kullanılan ultrason görüntüleme modudur. Görüntülenmek istenen bölgeye arka arkaya çok miktarda ultrason dalgası gönderilmekte ve dokulardan yansiyarak gelen yankılar kullanılarak ekranda farklı parlaklık seviyelerine sahip olan gri tonlara sahip iki boyutlu görüntüler oluşturulmaktadır. Siyah bir arka planda ultrason görüntüsü oluşturulduğunda, yüksek yoğunlukta bulunan sinyaller beyaz olarak, düşük yoğunlukta olan bölgeler veya eko sinyali yakalanamayan bölgeler ise siyah olarak gösterilmekte ve arasındaki değerler yopunluğa göre gri tonlardadır.



Resim 2.1 : Kalp ultrasonunun (a) M-mod (b) B-mod görüntüsü [5]

2.5.3 M-mod

Kalp kapakçıkları gibi hareketli olan dokuların görüntülenmesinde kullanılan M modu ultrason görüntüleme ise hareket modu (moving mode) olarak isimlendirilmektedir.

Ekokardiyografide de bu görüntüleme modu kullanılmaktadır. Yansıyan sinyalin yoğunluğu ekran parlaklığını ile anlaşılabilir. Bu modda yapılan uygulama anında ihtiyaca göre ekran çözünürlüğü değiştirilebilir. Bu modun çalışması belirli ekoların hareket modellerinin değerlendirilmesi ve yorumlanması temeline dayanmaktadır [5,30,47,61].

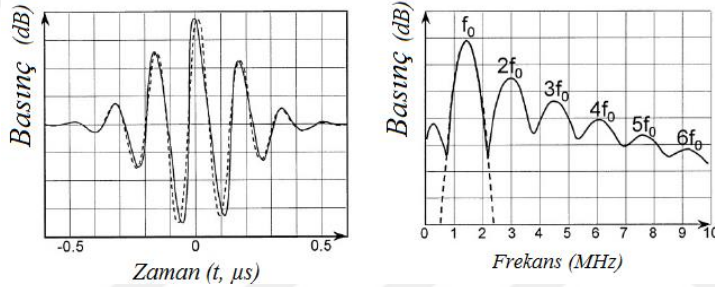
2.6 Doğrusal Olmayan Görüntüleme (Non-Linear Imaging)

Günümüzde birçok araştırmalara konu olan doğrusal olmayan ultrasonik görüntüleme tekniklerinde (Non-Linear Imaging) darbe-yankı (pulse-echo) sistemindeki geri alınan sinyaller olan yankı (eko) sinyallerinden çıkarılan harmonik bozulma bilgileri kullanılır. Geleneksel görüntüleme tekniği olan B-mod görüntüleme ise alınan yankı sinyalinin genliği ve dolayısıyla oluşturulan görüntü iletilen ultrason darbesinin doğrusal bir fonksiyonu olmaktadır. Bundan dolayı oluşturulan görüntü iletilen sinyalin genliği ile bağlantılı ve onun frekans içeriğiyle alakalıdır. Doğrusal olmayan ultrasonik görüntüleme tekniklerinden en önemli iki tanesi Doku Harmonik Görüntüleme (Tissue Harmonic Imaging, THI) ve Kontrast Madde Görüntüleme teknikleridir. Doku harmonik görüntüleme yankı sinyallerindeki harmonik bozulmanın kaynağı dokudaki doğrusal olmayan dalga yayılımıdır. Kontrast madde ajan görüntüleme ise bozulmanın kaynağı gaz mikro-kabarcıklarının doğrusal olmayan mekanik davranışlarıdır [8].

2.6.1 Doku Harmonik Görüntüleme (Tissue Harmonic Imaging, THI)

Doku harmonik görüntülemenin kullanılmaya başlaması, ultrason görüntüleme için önemlidir. Kontrast maddelerinin yankılarını doğrusal doku yansımalarından ayırmak için geri dönen yankıların ikinci harmoniğini filtrelenmesiyle birlikte keşfedilen dokulara ait doğrusal olmayan ve ikinci harmonikle ilgili olan görüntüleme yaygınlaşmıştır. Harmonik görüntülerin netlik ve kontrast açısından daha iyi sonuçlar verebileceği görülmeye başlanınca dokunun ikinci harmonik görüntüleri temel frekanstaki görüntülere tercih edilmeye başlanmıştır. Harmonik görüntülemeye kısaca bakılacak olursa; ultrasonik ses dalgaları hareketleri sebebiyle yayıldığı ortamdaki basıncı artırır ve bu sebeple ortamdaki madde sıkıştırarak

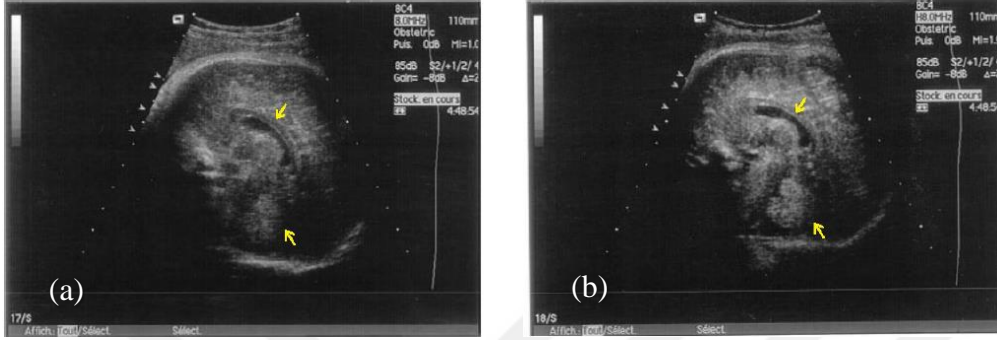
maddenin yoğunluğu artar, yoğunluğun artması sebebiyle de ses dalgasının hızı azalır. Bu durum pozitif döngü olarak adlandırılır. Ultrason dalgası geri dönerken de bu etkinin tersi bir etki olur. Ses dalgasına ait güç ve basınç etkisi azalmış olduğu için ortamdaki gevşeme ilr ortamın yoğunluğu azalır ve dolayısıyla da ses dalgasının hızı artmaktadır. Bu ise negatif döngü olarak adlandırılır. Ses yayılma hızındaki lokal değişiklikler sebebiyle dalganın pozitif döngüsü negatif döngüden biraz daha yavaş ilerler ve dolayısıyla da yayılan ses dalgasının pozitif ve negatif döngüleri arasındaki farklılıklar ses dalgasında bir kısım bozulmaları netice vermekte ve harmonikler üretilmektedir [63]. Bu durum, basınç-dalga formu şeklinde Şekil 2.4'te gösterilmektedir [64].



Şekil 2.4 : Basınç-dalgaformu.

Şekildeki kesikli çizgi dokuya gönderilen ultrason dalgasını temsil etmektedir. Ultrason dalgası doku içinde ilerlerken yukarıda anlatıldığı gibi hızdaki lokal değişiklikler sebebiyle dalgada bozulmalar meydana gelmesiyle birlikte harmonikler üretilir. Düz çizgi olarak gösterilen kısım da bozuk dalga formunu ve harmonikleri göstermektedir. Ses dalgasının dokudaki doğrusal olmayan yayılımında ortaya çıkan harmoniklerin güç serisi kurallarına göre tanımlanabilmesi mümkündür [65-67]. Doku harmonik görüntüleme yöntemi, ultrason görüntüleri oluşturmak için doğrusal olmayan bozulmanın neden olduğu harmonikleri kullanmaktadır. Temel frekanstaki iletim vurumlarının ve alınan eko sinyallerinin içindeki harmonikler kullanılarak, frekans seçici doğrusal olmayan doku görüntüleri oluşturulur. Doku harmonik görüntüleme tekniklerinin görüntü çözünürlüğünün doğrusal yöntemlere göre belirgin avantajlar sunduğu bazı çalışmalarda ifade edilmiştir [63,64]. Ayrıca, geleneksel görüntülemedeki iki yönlü yayılım ile karşılaştırıldığında doğrusal olmayan dalgaların görüş alanı içinde ortaya çıkması sebebiyle tek yönlü yayılımdaki bozulmalar daha

azdır. Ayrıca klinik çalışmalarda lineer ultrasonik görüntülemelerde görülemeyen bazı özellikleri olan hastaların harmonik görüntüleme ile başarı ile incelenebileceğine dair çalışmalar mevcuttur [68]. 32 haftalık bir fetüsün beynine ait geleneksel ultrason görüntüleri ve ikinci harmonik görüntüleri Resim 2.5'de örnek olarak gösterilmiştir [64].



Resim 2.5: 32 haftalık bir fetüs beyni (a) temel gör. (b) harmonik gör. [64]

Genişbant harmonik görüntüleme yöntemlerinin bir karşılaştırma çalışması [67]'de bulunabilir. İdeal harmonik görüntüleme dönüştürücünün de genişbant olduğu ve CMUT dönüştürücülerin genişbant için avantajlı olduğu ifade edilebilir [8,67].

2.6.2 Kontrastlı Ultrason Görüntüleme (Contrast Enhanced Imaging, CEI)

Kontrastlı ultrason görüntülemesinde, geleneksel ultrasonografiye ek olarak ultrason kontrast maddesi kullanılmaktadır. Ultrason kontrast maddeleri, ses dalgalarının farklı dokular arasındaki arayüzlerden yansıtıldığı farklı yöntemlere dayanır. 10 μ m'den daha küçük çaplı gaz dolu mikro-kabarcıklar, kontrastlı ultrasonografide görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaktadır. Basit reflektörlerden ziyade mikro-kabarcıkların ultrason görüntüleme senaryosunda kullanılması geri saçılma sinyal gücünü arttırmaktadır [73]. Ses dalgası gücü düşük olduğunda, mikro-kabarcık boyutu olay basıncı dalga biçimini doğrusal olarak takip ederek geleneksel B-modu görüntülerini oluşturmak için kullanılabilen geri saçılma sinyalini arttırmaktadır. Bununla birlikte, olay ses gücü arttırıldığında, kabarcığın patlayabilme ihtimali olduğundan dolayı büzülemediği için mikro-kabarcık güçlü doğrusal olmayan davranış sergiler ve

dolayısıyla kontrast maddesi olay dalgasının bozuk bir şeklini iletir. Doğrusal olmayan mikro-kabarcık tepkisinin neden olduğu harmonik içerikler, genişbant görüntüleme tekniklerini kullanılarak doğrusal olmayan ultrason görüntüleri oluşturmak için kullanılabilir. Bir doku içinde doğrusal olmayan mikro kabarcık davranışı ile doğrusal olmayan ultrason dalgası yayılımı arasındaki en büyük fark, mikro kabarcık davranışının güç serisi ilişkisinin ile yeterince tanımlanmamasıdır [74]. Daha detaylı bilgi için ilgili çalışmalar incelenebilir [8,74,75,80,81].

2.7 Doppler ve Renkli Akış Görüntüleme (Color Flow Imaging, CFI)

Hareketli olan kalb, kalp kapakçıkları, kan damarlarını ve kanın akışı vb. ortamları renkli olarak görselleştirme ve incelemede faydalanılan ve genellikle doppler ilkelerine göre çalışan ultrasonik cihazlara renkli doppler ekokardiyografi cihazı denilmektedir [5]. Doppler olayı, dalga özelliğine sahip varlıkların hareketli olan gözlemcinin yönüne, hızına ve konumuna göre dalga boyu ve frekansının değişkenlik göstermesi ve o varlığın gözlemci tarafından yaklaşırken veya uzaklaşırken farklı algılanmasıdır. Örneğin ses kaynağı gözlemciye yaklaşırken duyulan frekans artmakta, uzaklaşırken ise azalmaktadır [21,30]. Doppler etkisi tıbbi tanı amacıyla da birçok amaçla ve çoklukla kullanılmaktadır. Kan akış hızını ölçülmesi ve akış yönünün belirlenmesi amacıyla doppler prensibiyle çalışan akış ölçer cihazları geliştirilmiş ve kullanılmaktadır. Ultrasonik doppler akış ölçümünde Sürekli dalga (Continuous Wave) Doppler ve Darbeli dalga (Pulsed Wave) Doppler olmak üzere çokça kullanılan iki teknik vardır. Sürekli dalga dopplerinde yüksek akış hızlarını belirlemek mümkün olmaktadır. Darbeli dalga dopplerinde ise yüksek çözünürlük elde edilebilmektedir. Fakat PRF (Pulse repetition frequency) olarak adlandırılan tekrarlama frekansı eğer gereğinden daha fazla artırılırsa aliasing alacağından yüksek hızları belirlemek darbeli tekrarlama frekansı için mümkün olmayabilir [5,21,30,128,129].

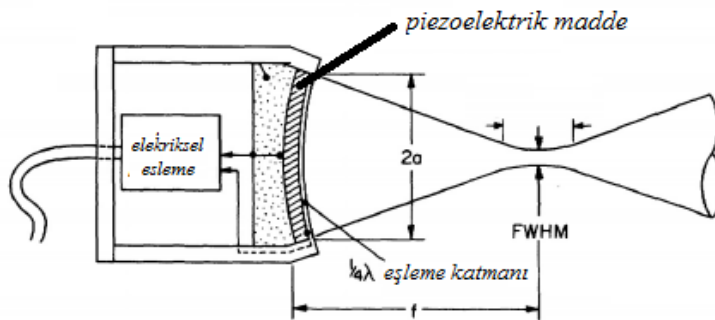
3. DÖNÜŞTÜRÜCÜ TEKNOLOJİSİ

3.1 İdeal Dönüştürücü

Ultrason uygulamalarındaki görüntü kalitesi ultrason kaynağının performans parametreleri ile doğrudan alakalı olduğu için, iyi bir performans elde edilmek isteniliyorsa uygun bir transduser (dönüştürücü) seçilmeli veya tasarlanmalıdır. Önceki bölümde anlatılan ultrasonik görüntüleme yöntemlerinin istenilen seviyede sonuç vermesi için kullanılması gereken ideal dönüştürücü artan aksenal görüntü çözünürlüğü ve harmonik görüntüleme performansı için uygun olması, geniş bant olması, yüksek alma ve iletme hassasiyetine sahip verimli bir dönüştürücü olması, gelişmiş görüntüleme ve penetrasyon derinliği için yüksek çıkış basıncı üretebilmesi, yüksek SNR oranına sahip olması gibi birtakım özelliklere sahip olmalıdır [8]. Tıp alanında kullanılan iki tür ultrason transdüseri vardır. Birincisi, piezo tabanlı dönüştürücüler, diğer bir deyişle yaygın olarak kullanılan ve tıbbi görüntüleme alanına uzun süredir hakim olan dönüştürücülerdir. Diğer de Son zamanlarda, dönüştürücü teknolojisindeki gelişmeler ile birlikte gelecek vadeden yeni nesil ultrasonik transdüser olan Kapasitif Mikroşlenmiş Ultrasonik Dönüştürücü (CMUT)'dür. CMUT şu anda kullanılan dönüştürücüler ile rekabet etmek için güçlü bir adaydır. Bu iki teknoloji maliyet, üretim teknolojisi vb. şekilde karşılaştırılacak olursa; daha geniş bant ve frekans aralığına sahip olan CMUT ile dizi oluşturma hem daha kolay hem daha ucuz olduğu, yüksek sıcaklıklarda CMUT'un daha güvenilir sonuçlar verdiği söylenebilir. Piezoelektrik dönüştürücüler şimdilik daha yüksek çıkış basıncı sağlasa da CMUT'ların çıkış basıncının artırılması çalışmaları devam etmektedir. Piezoelektrik dönüştürücüler için DC öngerilim gerekmezken, CMUT'lar için özellikle alıcı modunda çalışırken hassasiyeti arttırmak için DC öngerilim gerekmektedir [9,109].

3.2 Piezoelektrik Dönüştürücüler

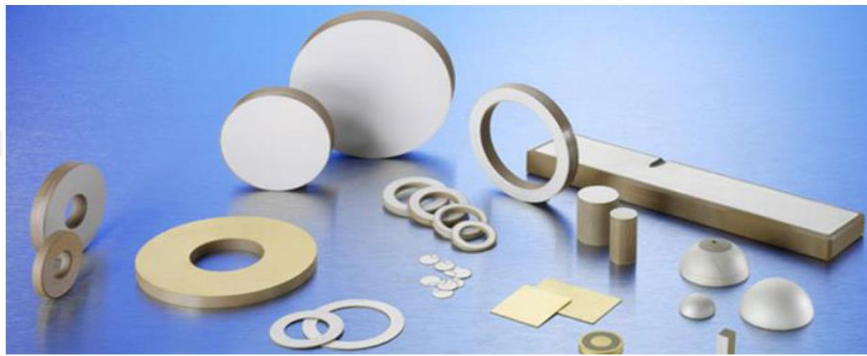
Ultrasonografi uygulamalarında yaygın olarak kullanılan dönüştürücüler piezoelektrik madde kullanılarak üretilmektedir. Piezoelektrik maddelerin çalışmasına bakacak olursak; piezoelektrik kristallerine gerilim uygulandığı zaman uygulanan gerilimin polaritesine, özelliklerine ve piezokristalin geometrisine ve ilk polarizasyona göre bu malzemede boyuna, enine veya radyal olarak çevresine doğru genişlemeler veya daralmalar gerçekleşmektedir. Yaygın olarak ultrasonik görüntüleme uygulamalarında piezoelektrik kristaller, PZT (kurşun zirkonat titanat) ve PVDF (poliviniliden diflorür) kullanılmaktadır. Elektriksel bir uyararla bu maddelerin yüzeylerinde mekanik basınç (salınım) oluşmaktadır. Bu basınç ortama ses dalgası olarak iletilir. Transdüser yüzeyine gelen ses dalgası veya basınç da elektriksel sinyale dönüştürülür. Ultrason probu olarak, disk şeklindeki piezoelektrik elemanlar genellikle tıbbi uygulamalar için ultrasonik kaynaklar olarak kullanılır. PZT'nin kalınlığı, dönüştürücü yüzeyinden yayılan ultrason dalgasının çalışma frekansının belirlenmesinde önemlidir. Ferroelektrik kurşun zirkonat titanat (PZT) seramikleri, güçlü piezoelektrik özellikleri nedeniyle piezoelektrik malzeme olarak yaygın olarak kullanılmaktadır, bu da iyi transdüksiyon duyarlılığı sağlamaktadır. PZT dönüştürücünün akustik empedansı havaya kıyasla yüksek olduğundan ultrasonun yüksek verimli iletimi için ortamla etkileşime giren akustik bir eşleştirme katmanı, kullanılır ve dönüştürücüden yüksek kalitede darbe üretimi elde etmek için bir destek katmanı kullanılır [82-84].



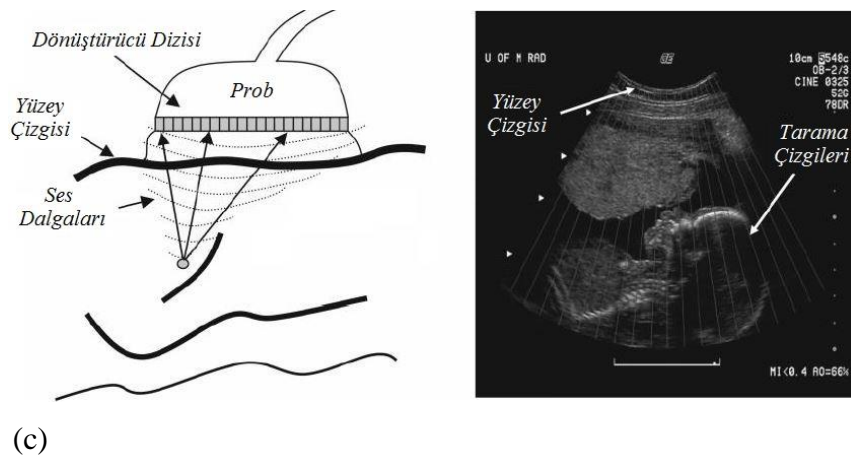
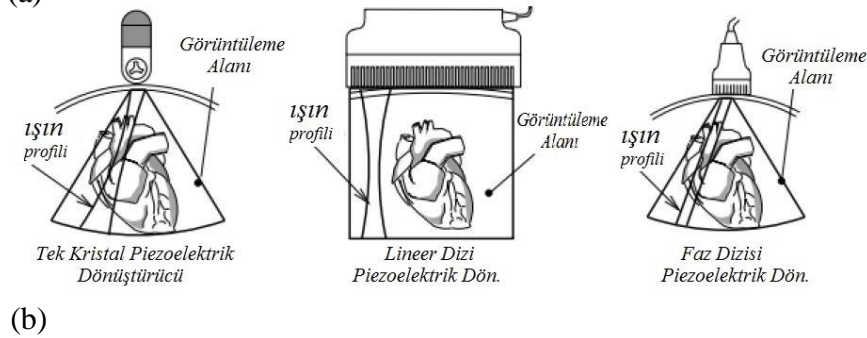
Şekil 3.1 : Tipik bir tek eleman odaklı piezoelektrik dönüştürücü [85]

Bununla birlikte, PZT esaslı transdüserler, dönüştürücü (35 MRayl) ve doku (1.5 MRayl) arasındaki büyük akustik empedans uyumsuzluğu nedeniyle dar banttır, bu nedenle PZT transdüserleri düşük aksel çözünürlüğe sahiptir ve geniş bant işlemi gerektiren görüntüleme ve harmonik görüntüleme yöntemleri için uygun değildir. Ayrıca, PZT ile yüksek frekanslı uygulamalar için gereken küçük elemanların

işlenmesi ve üretilmesi zordur. Poliviniliden diflorür (PVDF) dönüştürücüleri, PZT seramiklerinin yüksek akustik empedansı ile ilişkili bant genişliği sorunlarının üstesinden gelmek için bir alternatif olarak tıbbi ultrasonda kullanılmaktadır. Piezoelektrik plastik malzeme PVDF'nin akustik empedansı, PZT seramiklerinden daha küçüktür, bu nedenle geniş bant transdüserler oluşturmak için kullanılabilirler. Bununla birlikte, PVDF esaslı transdüserler nispeten zayıf piezoelektrik özelliklerinden dolayı düşük elektroakustik transdüksiyon verimine sahiptir. PZT ve PVDF bazlı transdüserlerin ayrıntılı bir incelemesi için [85] incelenebilir.



(a)



Şekil 3.2 : (a) Farklı geometrilere sahip PZT dönüştürücüler [123]
 (b) Farklı dizilere sahip PZT dönüştürücüler [124]
 (c) Temel ultrasonik görüntüleme şeklinin gösterimi [47]

3.3 Kapasitif Mikroişlenmiş Ultrasonik Dönüştürücü (CMUT)

Kapasitif Mikroişlemeli Ultrasonik Dönüştürücüler (CMUT), ultrasonik akustik sinyalleri üretmek ve tespit etmek için kullanılabilen, tipik olarak MHz aralığında çalışan silikon bazlı mikro elektro mekanik sistem (MEMS) tabanlı yapılardır [6]. Başka bir deyişle, CMUT, elektrik enerjisini mekanik (akustik) enerjiye dönüştüren ve bunun tersini de yapabilen kapasitif bir dönüştürücüdür [7]. Kapasitif mikro işlenmiş ultrasonik transdüser (CMUT) ile ilgili çalışmalar, MHz frekans aralığında çalışan daha iyi bir hava kaynaklı ultrason transdüseri yapma fikri ile başladı [19]. Daha sonra basit bir sualtı deneyinde piezoelektrik dönüştürücülere göre CMUT'un bant genişliğinde büyük avantaj sağladığı görüldü. Bu tespit daldırma uygulamaları için uygun bir CMUT geliştirilmesi konusunda araştırmacıları teşvik etti. Birçok avantajı barındıran CMUT'lar 90'lı yıllardan itibaren popüler olmaya başladı [86]. CMUT, kondansatör boşluğunda büyük bir elektrik alan oluşturabilmektedir. Bu sebeple en iyi piezoelektrik malzemelerle rekabet edebilecek bir avantaja sahiptir. MEMS teknolojileri bu tür yüksek elektrik alanlarının nispeten düşük voltajlarla kurulabileceği ince vakum boşluklarının gerçekleştirilmesini mümkün kılmaktadır [26]. CMUT'lar, toplu mikro fabrikasyondan dolayı maliyet düşürme, geliştirilmiş bant genişliği ve entegre devre (IC) imalat teknolojisinin gelişmesi sebebiyle CMOS elektronikleriyle entegrasyon yapabilen küçük elemanlar üretme yeteneği açısından piezoelektrik muadillerine göre belirgin avantajlar sunmaktadır. Böylece tamamlayıcı metal oksit-yarı iletken (CMOS) gibi elektronik devrelere doğrudan entegre edilebilen cihazlar gerçekleştirilebilir [15]. Kısacası, CMUT'lar nispeten düşük voltajlarla yüksek bir elektrik alan elde etme potansiyeline sahip cihazlardır. Eğer yüksek elektrik alanının kontrolü, şarj ve arıza gibi konularda kontrol edilebilirse; üstün bant genişliği ve hassasiyete sahip bir ultrason dönüştürücü olarak esnek ve giyilebilir cihazlara rahatça entegre edilebilir [9]. CMUT'lar yüksek frekanslı uygulamalar için cazip bir seçenektir. Çünkü IC üretim teknolojisiyle mikro işleme teknikleri kullanılarak gerekli küçük eleman boyutlarına ulaşılabilir [87]. Piezoelektrik dönüştürücülerle karşılaştırıldığında, bir CMUT genellikle daha düşük bir empedansa sahiptir ve daha geniş bir bant genişliği ile çalışmayı sağlar. Görüntüleme amacıyla kullanılan CMUT elemanı geniş bir frekans aralığında hem gönderme hem de alma işlemi için kullanıldığında, gelişmiş aksenal çözünürlükle birlikte harmonik görüntüleme tekniklerini daha iyi kullanmayı sağlar. Buna ek olarak, CMUT'lar, ultrason

görüntüleme sistemleri için düşük sıcaklıklı imalat işlemleri kullanılarak elektronik devrelerle kolayca entegre edilerek düşük gürültü oranına sahip kompakt diziler oluşturulabilmektedir [88].

3.3.1 CMUT yapısı ve özellikleri

CMUT'lar, ultrason sinyallerinin gönderilmesi ve gelen ultrason dalgalarının alınması için kapasitif algılama gerçekleştirir. Şekil 1'de enine kesiti gösterilen CMUT, esnek bir üst plaka ve sabit bir alt plaka arasındaki ince bir vakum boşluğunda oluşan kapasitif bir dönüştürücüdür. Bu hareketli üst plaka membran olarak adlandırılır. Bu tabakalarda elektriksel gerilim uygulamak için elektrot bulunmaktadır. Elektrotlar arasındaki kapasitans membran hareketi ile değişir. Bu nedenle, CMUT vakum boşluklu kapasitör olarak da değerlendirilir.



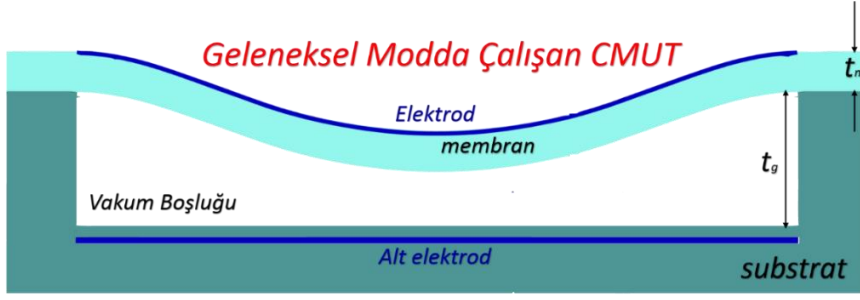
Şekil 3.3 : Tipik bir CMUT yapısı

CMUT membranı üretimi için Silikon Nitrür (Si_xNi_x) membranlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca tek kristal silikon ve elmas gibi malzemeler de membran üretimi için önerilmektedir [89,90]. Elektrotlara bir elektrik potansiyeli uygulanıp, bir AC sinyali ile elektrostatik çalıştırma membranı titreştirir ve daldırma ortamına ultrason iletimi yapılarak verici modunda çalışır. Alıcı modunda ise, gelen ultrason dalgası CMUT membranını titreştirir ve bu da cihazın kapasitansında bir değişikliğe neden olur ve elektrik sinyaline dönüştürülerek iletilir. İletim modunda çalışan bir CMUT'un en önemli parametrelerinden biri çıkış basıncıdır [22]. Yayılan ses dalgasının daha uzak mesafeye gitmesi için ve geri dönen ultrason dalgalarından daha yüksek SNR elde etmek için verici modunda yüksek bir çıkış basıncı olması gerekir

[23]. Ayrıca, ses dalgasının yüksek çıkış basıncı ile zarın yer değiştirmesi doğru orantılıdır [24]. Ayrıca, farklı imalat aşamaları sırasında CMUT hücrelerine ve elemanlarına zarar gelmemesi için, membranın kalınlığının daha büyük seçilmesi faydalı olacaktır. Membran incelidikçe, membran üzerinde oluşan stresin membrana etkisi artar ve zarın yapısal özellikleri değişir ve zarın kırılabilirliği artar. Kalın membranlara sahip olan CMUT'ların üretiminin ince membranlara göre daha kolay olduğundan da bahsedilmiştir [25,91,92]. Membran malzemesi seçimi de CMUT iletim performansı için önemlidir, çünkü farklı membran malzemesi kullanıldığında iletim performansı değişmektedir [25]. CMUT alıcı modunda çalışırken durum biraz farklıdır. Alıcı modunda gelen sinyali tespit etmek ve gürültü etkisinden uzaklaştırmak daha önemli olduğundan yüksek hassasiyetli bir CMUT alıcısı tasarlanmalıdır. Yüksek hassasiyet elde etmek için, boşluğun daha küçük olması daha faydalıdır. Buna karşılık, elektrik alan, kapasitans ve üretilen akım büyük olmalıdır [26]. Çünkü CMUT elemanları küçük boyutlu olduğundan dolayı gürültüden daha kolay etkilenmektedir.

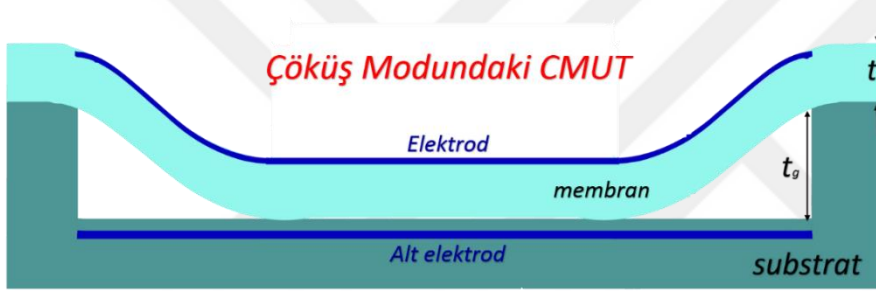
3.3.2 CMUT çalışma modları

CMUT'lar genel olarak geleneksel (conventional) ve çöküş (collapse) modu olarak iki modda çalıştırılmaktadır. CMUT'lar verici (iletim) ve alıcı olarak çalışabilmektedir. Geleneksel modda çalışan bir CMUT verici olarak çalışırken, iki elektrot arasında bir elektrik potansiyeli uygulanır. Uygulanan DC ön gerilim veya bir AC uyarma sinyali tarafından oluşturulan elektrostatik kuvvet hareketli elektrotu ve altındaki membranı sabit olan elektroda doğru hareket ettirir. Bu sapma, akustik bir dalga oluşturur. Benzer şekilde, gelen bir akustik dalga hareketli plakaya çarptığında, CMUT kapasitansı değişir ve dolayısıyla elektrik alanı değişir. Bu değişimin sonucunda elektrotlar arasında akım oluşarak CMUT alıcı modunda çalışır. Havanın akustik empedansı çok düşük olduğu için, hava ile transduser arasındaki yansıma katsayısı çok yüksek çıkmakta ve istenilen çalışma performansı sağlanamamaktadır. Bu sebeple çoğunlukla CMUT'lar akustik empedans değeri uygun olan ortamlara daldırılarak çalıştırılmaktadır.



Şekil 3.4 : Geleneksel (konvansiyonel) modda çalışan CMUT

CMUT'un çökme modunda çalıştırılabilmesinin keşfedilmesi önemli olan bir gelişmeydi. Bu çalışma modunda, CMUT'un üst plakasını oluşturan membran çökmeye maruz kalır ve membranın bir kısmı, alt tabakadaki substrat ile fiziksel temas halindedir [93-95].



Şekil 3.5 : Çöküş modunda çalışan CMUT

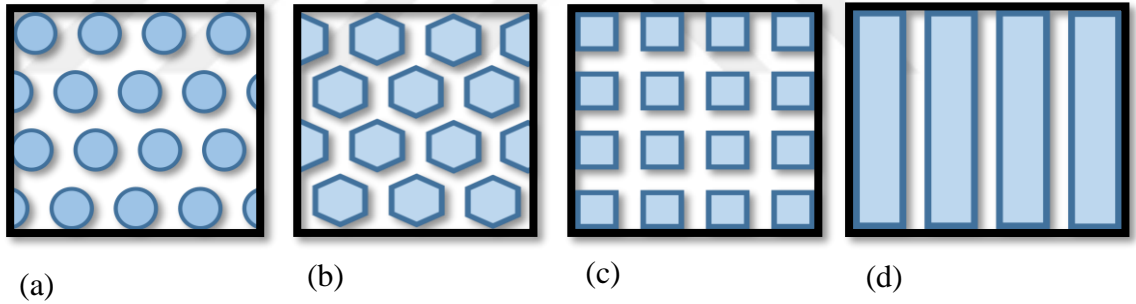
Çökme modunda çalışan bir CMUT'un, konvansiyonel modda çalışan CMUT'tan daha verimli ve kararlı bir şekilde çalışması için optimize edilebileceğine ve kullanılabilirliğine dair çalışmalar da yakın zamanda yapılmıştır, ve bu çalışmalar artmaktadır [96]. Çökmüş olan membran plaka ile temas ettiği substrat arasındaki elektrik alanı, temas bölgesindeki olan ince yalıtım tabakası sayesinde çökmemiş bir membranın sahip olduğu elektrik alandan daha büyüktür. Bu küçük substrat tabaka sayesinde kapasitans artar ve elektromekanik transformatör oranı daha iyi konuma gelir [97,98]. Dolayısıyla çöküş modunda çalışan bir CMUT, geleneksel CMUT'lardan daha düşük bant genişliğine sahip daha yüksek akustik çıktı elde edilmesini sağlar [99,100]. Çöküş modunda çalışan bir CMUT için üstün güç iletimi ve verimliliği sağlamak üzere birçok çalışmada sonlu eleman analizi modelleri geliştirmiş ve kullanmıştır [101]. Bu çalışmada konvansiyonel modda çalışan bir CMUT üzerine odaklanılacaktır.

3.3.3 CMUT üretim süreçleri ve fabrikasyon

CMUT teknolojisi, gelişmiş mikrofabrikasyon teknolojisini kullanır. Farklı türdeki uygulamalarda kullanılmak üzere yüksek performanslı CMUT cihazları üretmek için temel olarak iki tür imalat kullanılmaktadır: Surface micromachining (sacrificial release process) olarak adlandırılan ve standart hale gelen yüzey mikroişleme teknolojisi ve bulk micromachining (wafer bonding) olarak bilinen yığın mikro işleme teknikleridir. Bu çalışmada üretim süreçleri üzerine yoğunlaşılacağından dolayı daha detaylı bilgi için ilgili çalışmalar incelenebilir [8,9,17,18,28,89,92].

3.3.4 CMUT dizileri

CMUT teknolojisi, gelişmiş mikrofabrikasyon teknolojilerini kullanır. Farklı türdeki uygulamalarda kullanılmak üzere yüksek performanslı cihazlar için üretilen CMUT dönüştürücüler çok sayıda CMUT hücresi elemanı kullanılarak tasarlanmaktadır. Çoğunlukla dairesel CMUT hücreleri kullanılmakla birlikte dikdörtgen, kare ve farklı şekillere sahip elemanlar da kullanılabilir ve bunula ilgili çalışmalar devam etmektedir [134].



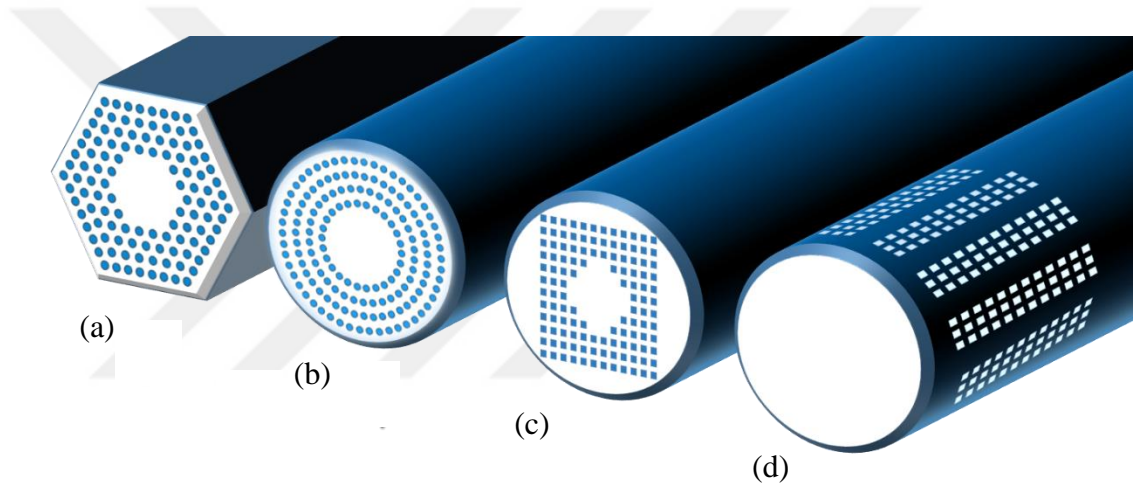
Şekil 3.6 : Farklı geometrilere sahip CMUT hücrelerinden oluşturulmuş diziler

(a) Dairesel (b) Altıgen (c)Kare (d) Dikdörtgen

Kullanılan farklı geometriler ve CMUT elemanlarının IC entegrasyonunu ve çalışmasını sağlayan destekleyici yüzeyler sebebiyle dönüştürücü (trandüser) yüzeyinin bir kısmı boş kalmaktadır. Bu yüzeyin doluluk oranı dönüştürücü verimliliğini etkileyen önemli bir parametredir [91,150]. Yapılacak uygulamaya (IVUS, FNA, vb.) göre kısıtlı bir alan üzerinde tasarlanan CMUT dizilerinde kullanılan hücre sayısı maksimum olmalı ve dönüştürücünün gücünü artırmak için bu hücreler birbirine yakın olmalıdır. Fakat hücrelerin yakınlığı da dizi hücrelerinin

arasında oluşan ortak empedans etkisi gibi bazı sınırlamalara göre belirlenir. Sayı ve yakınlık arttıkça da üretim zorlaşmaktadır. Herhangi bir kısıtlamaya dikkat etmeksizin dairesel CMUT hücresi kullanılarak dizi oluşturulduğu zaman dönüştürücü yüzeyinin kullanılan alanı diğer geometrilere göre daha düşük kalmaktadır. Dolayısıyla dairesel şekilden başka bir şekle sahip CMUT elemanı kullanıldığı zaman dönüştürücü yüzeyinin doluluk oranının artırılabilmesi ve pratik uygulamalar için daha yüksek çıkış basıncının elde edilebileceği anlaşılmaktadır. Fakat CMUT dizilerini tasarlarken göz önünde bulundurulması gereken bazı kısıtlar vardır. Bunlardan birisi yapılacak uygulamaya göre alan kısıtıdır. Bir diğer önemli kısıt da dizi elemanları arasında oluşan ortam ortak empedans (mutual impedance) etkisidir [112,141]. Bundan dolayı dizinin farklı kısımlarındaki hücreler arasında hassasiyet ve akustik yüklenme farkları oluşmaktadır. Dolayısıyla yanal ve aksel görüntülerde oluşabilecek yan loblar görüntünün çözünürlüğünü azaltarak, paraziti arttırdığından hücreler arası mesafe yan lobları önleyecek şekilde seçilmelidir. İki dizi elemanı arasındaki mesafe dalga boyunun yarısı kadar olmalıdır [151]. Az olursa parazit artar, çok olursa da sınırlı alanda kullanılacak eleman sayısı azaldığından dolayı çıkış performansını olumsuz etkileyecektir. Dairesel hücre şeklinde yan lob kaynaklı parazitleri önlemek daha kolaydır. Dairesel şeklin bir diğer avantajı da analitik ve sayısal analizinin dikdörtgen ve altıgen gibi şekillere göre daha kolay ve tutarlı olmasıdır. Bu sebeple dairesel şekilli CMUT hücreleri çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır [132-134]. Mevcut 3 boyutlu ultrason görüntüleme sistemlerinin çoğu geleneksel 1-D geometriye sahip dönüştürücü dizilerini kullanır. 1-D dizilerin veri toplama hızı, atan kalp gibi dinamik yapıların gerçek zamanlı görüntülemesi için oldukça yavaştır. 1-D dizilerin diğer bir dezavantajı ise zayıf uzamsal çözünürlüktür. Bu zayıf yükseklik çözünürlüğü, bulanık 3-D görüntülere sebebiyet verir, tekrarlanan görüntülerdeki uzamsal çözünürlüğü azaltır ve hacim ölçümlerinde tam doğru sonuç vermeyebilir. 3-D ultrason görüntüleme için 2-D dizi geometrilerine sahip dönüştürücü dizileri hem azimut hem de yükselme yönlerinde elektronik odaklama gibi özellikler açısından daha iyi sonuçlar verir [136-139]. Simetrik 2 boyutlu bir dizi kullanarak yapılan elektronik tarama, veri alımını büyük ölçüde hızlandırır ve hem azimut hem de yükseklik yönlerinde tek tip çözünürlük sağlar. Dönüştürücü eleman boyutu ve geometrisi, elektromekanik bağlantı katsayısı, çıkış basıncı, çökme gerilimi ve rezonans frekansı gibi parametreler dönüştürücü verimini ve performansını belirleyen önemli parametrelerdir. Herbirinin kendine göre avantaj ve dezavantajları olan dikdörtgen, dairesel, kare, altıgen ve farklı

tiplerde CMUT dizi geometrileri kullanılarak CMUT dönüştürücü cihazını optimize etmek için çeşitli araştırmalar yapılmakta [132] ve CMUT dizilerinin 2-D geometrilerine ait çalışmalar artmaktadır. Bu dizilerin geometrileri, yapılacak FNA (İnce İğne Aspirasyonu), IVUS, ICE kateterleri gibi uygulamaların ihtiyacına göre farklılaşmaktadır. IVUS, ICE kateterleri gibi uygulamalarda klavuz tel ihtiyacı olduğundan halka şeklinde ortası klavuz tel için boş bırakılmış dönüştürücü dizileri kateterin ön kısmına ve elektronik yongalar kateterin yan yüzeyine yerleştirilerek tasarımlar yapılmaktadır. Ayrıca damar kesitini görüntülemek için kateterin yan yüzeyine tamamını kaplayacak şekilde veya dönerek tüm açığı görüntüleyecek şekilde tasarımlar da yapılmaktadır [120].



Şekil 3.7 : Farklı geometrilere sahip kateter CMUT dizileri

(a) Altıgen dizi (b) Dairesel dizi (c) Kare dizi (d) Dikdörtgen yan yüzey dizi

Merkezi boş olan CMUT dizileri diğer 2 boyutlu şekillere göre daha düşük çözünürlük sağlarlar. Ancak, uygun görüntü yeniden yapılandırma yöntemleri uygulanarak bu eksiklik telafi edilebilir [135]. Bir diğer tasarım şekli ise yana bakan CMUT dizileridir ki iki boyutlu olarak damar kesitini görüntülemeye kullanılmak için tasarlanır ve kateterin yan kesitine tamamını kaplayacak şekilde veya dönerek tüm açığı görüntüleyecek şekilde yerleştirilir [149]. Bir kısım uygulamalarda ise klavuz tel ihtiyacı olmadığı için çoğunlukla merkezi boş olmayan, doğrusal ve simetrik dizilere sahip dönüştürücü tasarımları kullanılmaktadır.

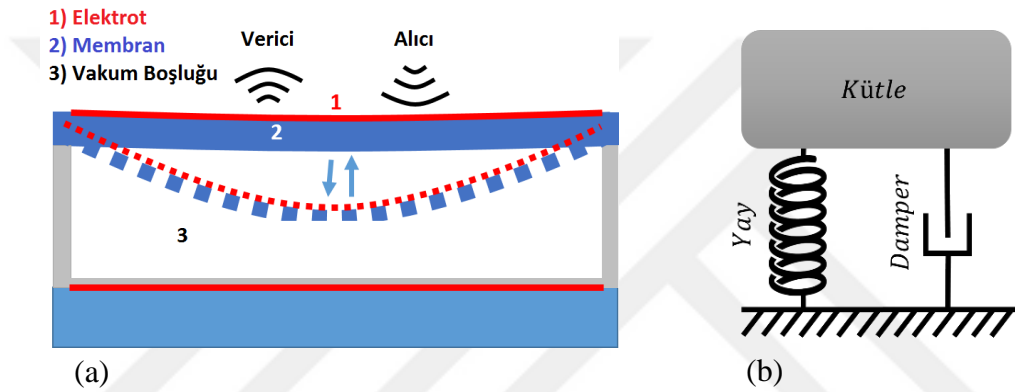
4. YÖNTEMLER VE MODELLEME

4.1 CMUT Modellenmesindeki Amaç

Bir CMUT elemanı çok sayıda fiziksel etkileşime sahip olduğundan zorlu bir modelleme süreci gerektirir. MEMS cihazlarında olduğu gibi, temel seviyede mekanik ile birlikte elektrodinamiğin de modellenmesi gerekir. Ayrıca bir CMUT, ultrasonu yaymak veya algılamak için hava veya su gibi akustik bir ortamla etkileşime girdiği için akustik ortamın CMUT plakası ile etkileşiminin de modellenmesi gerekir. Mekanik ve elektrik alanları arasındaki benzerlikler kullanılarak mekanik sistemler elektrik devrelerine dönüştürülebilir. Bu benzetme mekanik alandaki kuvvetlerin, büyüklüklerin elektriksel büyüklükler ile değiştirilmesi şeklinde yapılır. Bu tip modellere eşdeğer devre modelleri denir. Bu metodoloji elektromekanik sistemlerin analizi için güçlü bir araç olarak kullanılmaktadır. Eşdeğer devre modelleri piezoelektrik ve CMUT gibi çeşitli transdüser teknolojilerinin tasarımı ve optimizasyonu için yaygın olarak kullanılmaktadır [10,11,103]. Bu konudaki gelişmelerle birlikte çökme gerilimi, çıkış basıncı ve bant genişliği gibi parametreleri hesaplamak ve sonlu eleman analiz modellerini (FEA) kullanmak mümkün olmuştur. Sonlu elemanlar analizi (FEA) yöntemi, mühendislikte ve matematiksel modellemelerde çokça kullanılan sayısal analiz yöntemlerinden biridir [104]. FEA, temel olarak geniş ve büyük olan sistemleri sonlu eleman olarak isimlendirilen nisbeten küçük parçalara ayırmak suretiyle daha kolay bir şekilde incelenmesini sağlar [104,105]. Sonlu eleman modelleri elektrostatik, mekanik ve akustiğin birleşik alan teorisini çözmek için tasarlanmıştır. ANSYS, COVENTOR, PZFlex, COMSOL ve bu gibi modelleme araçları sonlu eleman analizlerinde kullanılmaktadır [9,97,106]. Matematiksel modelleme yöntemleri kolay ve hızlıdır [29,121]. Bu çalışma analizler için kullanılan model CMUT analitik ve sayısal modeline dayanarak tasarlandı ve analizleri yapıldı. Modelleme aracı olarak Simulink/MATLAB kullanıldı. Simulink'in kullanılmasının nedeni ise, kullanımının kolay olması, kullanım esnasında çok yüksek belleğe ihtiyaç duymaması, hızlı ve verimli sonuçlar elde edilebilmesidir. Bu çalışmada CMUT performansını incelemek için matematiksel model ve eşdeğer devreler kullanılarak modelleme yapılmıştır. Oluşturulan bu model uygun CMUT davranışını belirlemede kullanılmıştır.

4.2 CMUT Temel Elektromekaniği, Modellenmesi ve Sayısal Yöntem

Bu bölümde, önce basit bir paralel plaka modeli kullanılarak CMUT'ların temel elektromekaniği açıklanacak, daha sonra, eşdeğer devre modelini gözden geçirilerek önemli matematiksel ifadelerden bahsedilecektir. Şekil 'de gösterildiği gibi CMUT, hareketli bir üst elektroda sahip bir paralel plaka kapasitörü şeklinde modellenebilir. Paralel plakanın mekaniği, yay, kütle, amortisör sisteminin mekaniği ile benzerdir. Bu modelin mekanik yapısı, Şekil 4.1'de gösterildiği gibi bir kütle, yay ve amortisörden oluşmaktadır. Bu sebeple yay, kütle, damper sisteminin modeli kullanılarak hesaplamalar yapılacaktır [9].



Şekil 4.1: (a) CMUT paralel plaka modeli, (b) CMUT kütle-yay-damper sistemi

CMUT'un dinamik davranışını tanımlamak ikinci mertebeden diferansiyel denklemler için kullanılır [107]. Bu model aşağıdaki Denk. 9'da ifade edilmiştir:

$$m \frac{d^2x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + kx = F(x, t) \quad (9)$$

Burada, m küttedir, b sönümlleme faktörüdür ve k yay sabitidir. CMUT iletim modunda çalıştırıldığında, ona etki eden F kuvveti elektrostatik kuvveti tanımlar. Aslında akustik basınç ve atmosfer basıncı da bu kuvvetin içindedir. Fakat elektrostatik kuvvetten çok küçük oldukları için çoğu zaman hesaplamada ihmal edilirler. Yay, zarın yerdeğiştirmesi ile doğrusal olarak orantılıdır, çünkü zarın restorasyon kuvvetini temsil eder. Yay sabiti, aşağıdaki eşitlik (Denk.10) kullanılarak hesaplanabilir [7]:

$$k = \frac{16}{\pi a_m^2} x \frac{Y_0 t_m^3}{(1-\sigma_m^2)} \quad (10)$$

Stres altında yay sabitini hesaplamak için Denk.11'i kullanılabilir [107]:

$$k_s = \frac{16}{\pi a_m^2} x \frac{Y_0 t_m^3}{(1-\sigma_m^2)} + 4\pi \delta t_m \quad (11)$$

Bu denklemlerde Y_0 young modülünü, t_m membran kalınlığını, a_m membran yarıçapını, δ ise termal değişimler, faz dönüşümleri ve mekanik işlemler gibi sebeplerle membran üzerinde oluşabilen membran gerilmesini (stres) ifade etmektedir. Uygulanan DC voltajı arttığında ve belirli bir gerilim değerine ulaştığında, membran yapısı çökmeye maruz kalır (Denk.12) [11]. Membran çökmesinin olduğu noktada, elektrostatik kuvvet, yayın geri yükleme kuvvetini aşmaktadır. DC gerilimi altında çökme olmadan yer değiştirmenin sınırlanması, azami yer değiştirmenin yani vakum boşluğu yüksekliğinin 1/3'üdür (Denk.13) [11]:

$$V_{\text{çöküş}} = \sqrt{\frac{8K_m t_g^3}{27\epsilon A}} \quad (12)$$

$$x_{\text{max (çökmeden)}} \leq \frac{t_g}{3} \quad (13)$$

Bir dönüştürücünün hassasiyeti, Denk.5'te tarif edildiği gibi transformatör oranı ile belirlenebilir [108]. Boşluk yüksekliği küçük olan CMUT'lar yüksek dönüşüm oranları sağlayabilir. Çünkü dönüş oranı, boşluk derinliğinin karesiyle ters orantılıdır. Yeterince büyük bir DC ön gerilimine sahip olmak, boşluğun yüksekliğini azaltır ve dolayısıyla dönüş oranı artar. Uygulanan ek gerilim olan AC uyarım sinyalleri de hassasiyeti artırır. Bu nedenle, piezoelektrik dönüştürücülere kıyasla yüksek hassasiyet elde edilebilir. Dönüş oranı için aşağıdaki formül (Denk.14) kullanılabilir [8,115]:

$$n = V \frac{\epsilon_0 A}{(d-x)^2} \quad (14)$$

DC öngerilim voltajının varlığı, AC uyarım sinyalinin doğrusallaştırılması için önemlidir. Şekil 4.4 ve 4.5'de gösterildiği gibi, elektrostatik kuvvet, giriş voltajının karesi ile doğru orantılıdır ve aşağıdaki şekilde formüle edilebilir (Denk.15) [27]:

$$F_e = V_{\text{input}}^2 = V_{dc}^2 + 2V_{dc}V_{ac} + V_{ac}^2 \quad (15)$$

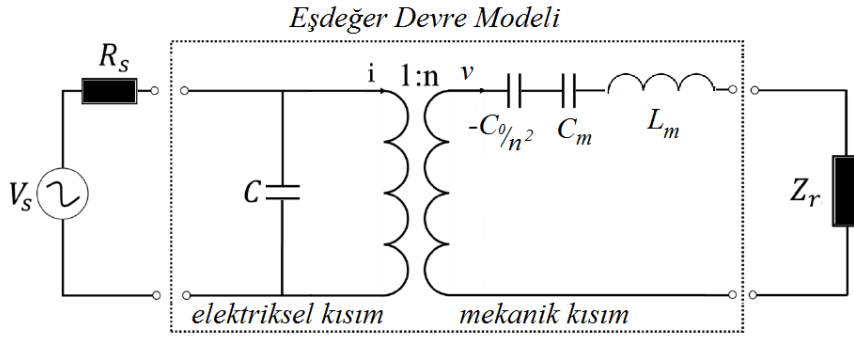
İletim modunda çalışan CMUT'un diğer bir önemli parametresi de eşdeğer kapasitansdır. Eşdeğer kapasitans, aşağıdaki formül (denk.7) kullanılarak hesaplanabilir [7]:

$$C_{eq} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_m A}{(\epsilon_m (t_g - x) + \epsilon_g t_m)} \quad (16)$$

Burada $\varepsilon_0, \varepsilon_m$ ve ε_g havanın, membran malzemesinin ve boşluğun dielektrik özellikleri, t_m ve t_g membran kalınlığı ve boşluk yüksekliğidir. Membranın rezonans frekansını Denk.17'deki gibi ifade etmek mümkündür [113]:

$$f_r = \frac{k \cdot t_m}{a^2} \sqrt{\frac{Y_0}{\rho(1-\sigma^2)}} \quad (17)$$

Burada Y_0 young modülünü, ρ poisson oranını ve t_m membran kalınlığını ifade etmektedir. Mason'un eşdeğer devresinde (Şek.4.2) de görüldüğü gibi radyasyon empedansı da önemli bir parametredir. Bir CMUT elemanı daldırma ortamında iletim modunda çalışırken, sönümlenme oranı radyasyon empedansına yakın olacak şekilde seçilebilir.



Şekil 4.2 : Mason'un eşdeğer devre modeli

Radyasyon empedansı, Denk.18'de gösterildiği gibi formüle edilebilir [27]:

$$Z_r = R_r + iX_r \quad (18)$$

Burada R_r, Z_r 'nin gerçekte kısmıdır. Aynı zamanda radyasyon direnci olarak adlandırılır. Yaklaşık değer Denk. 19'da gösterildiği gibidir [27]:

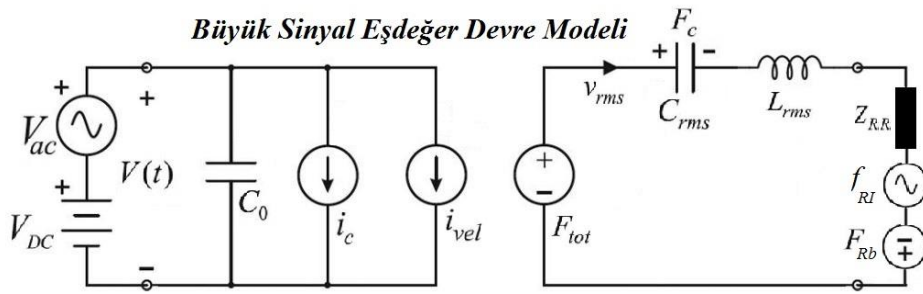
$$R_r \cong \frac{(2\pi f_r)^2}{2c} \rho_0 \pi a_{eff}^4 \quad (19)$$

Radyasyon reaktansı olarak adlandırılan X_r ise Z 'nin imajiner kısmıdır ve Denk.20'de tarif edildiği gibi hesaplanabilir [27, 110]:

$$X_r \cong \frac{8}{3} \rho_0 (2\pi f_r) a_{eff}^3 \quad (20)$$

Burada, c su ortamındaki ses dalgasının hızıdır ve yaklaşık 1500 m/s'dir. ρ_0 , ortamın yoğunluğudur ve 1000'e eşittir. a_{eff} ise $0.68 \cdot a$ olarak hesaplanır [27]. a , membran yarıçapıdır. Birden fazla CMUT elemanı birlikte çalıştığında, toplam radyasyon empedansları nedeniyle toplam empedans artacaktır. Ancak bu etkiler bu çalışmanın kapsamı dışındadır ve karşılıklı empedans hakkında daha fazla bilgi diğer çalışmalarda bulunabilir [8,27,29,111,112]. Elektromekanik çalışma mantığına sahip CMUT'ların analizi için genellikle elektriksel ve mekanik tarafları temsil eden Mason'un eşdeğer devresi kullanılır [10,108,115]. CMUT'a elektriksel gerilim uygulandığında ses dalgası üreterek iletim modunda çalışır, diğer taraftan ses dalgası kendine ulaştığında membranda meydana gelen mekanik değişimle birlikte alıcı olarak çalışarak elektriksel sinyal üretir. Mekanik ve elektriksel kısımlardaki büyüklükler birbirinin karşılığıdır. C , elektrotlar arasındaki giriş kapasitansını (Denk.21), C_m ve L_m 'den oluşan Z_m , membranın mekanik empedansını, Z_r ortamın radyasyon empedansını (Denk.18) ve dönüş oranı olan n ise, elektrik geriliminin mekanik kuvvete dönüşüm oranını temsil etmektedir (Denk.14).

Dairesel CMUT hücreleri için doğrusal olmayan bir eşdeğer devre modeli olan Büyük Sinyal modeli Mason'un modelinin bazı durumları göz ardı etmesi ve bir yaklaşım olması (paralel plaka modeli) sebebiyle, gerçeğe daha uygun bir analiz için geliştirilmiş olan bir modeldir, bu modele ait denklemler için ilgili çalışmalara bakılabilir [141-145].



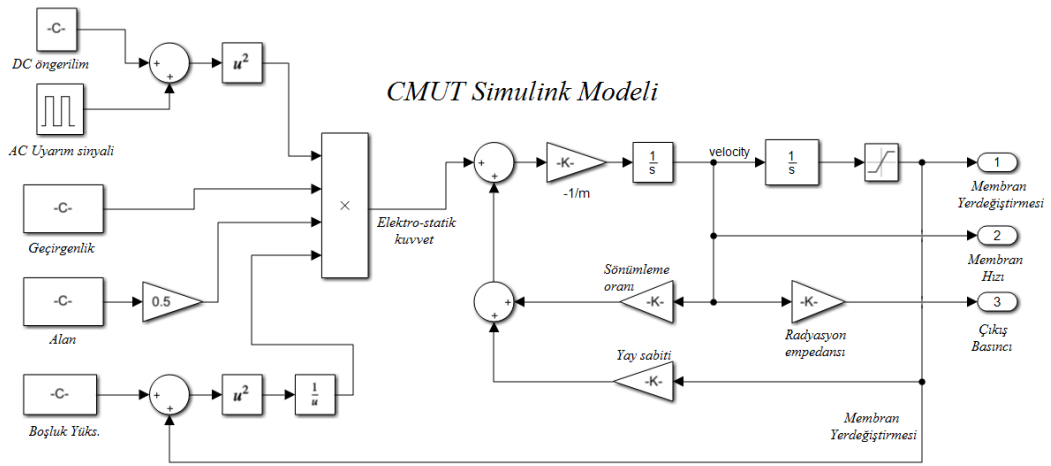
Şekil 4.4 : Büyük sinyal elektriksel eşdeğer devre modeli [143].

Dönüştürücü gereksinimlerini ve performansını belirlemede önemli olan diğer iki parametre ise kalite faktörü (Q) ve bant genişliği (BW) parametreleridir. Kalite faktörü ve bant genişliğini aşağıdaki denklemdeki gibi yazılabilir [107,118]:

$$b = \sqrt{\frac{km}{Q^2}} \quad ve \quad Q = \frac{f_r}{BW} \quad (26)$$

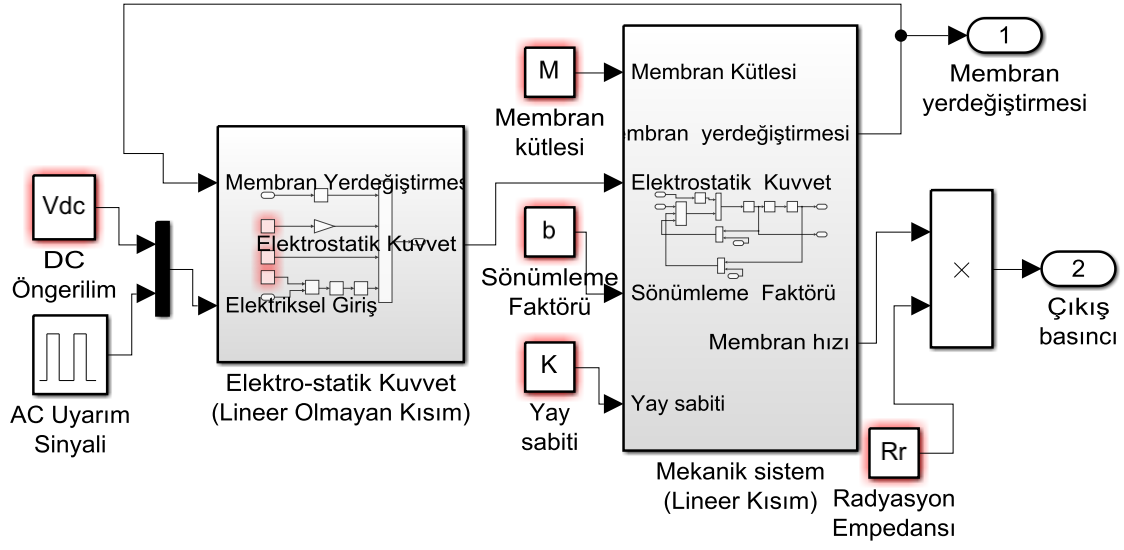
4.3 CMUT Simulink Modeli

Analitik ve sayısal modelleme kolay ve hızlı bir yöntem olduğu için bu çalışmada, Simulink modelimizi CMUT analitik modeline dayanarak tasarlandı ve analizler bu model kullanılarak yapıldı. Simulink'in kullanılmasının nedeni, kolaylığı ve ucuzluğu, çok yüksek belleğe ihtiyaç duymaması ve hızlı, verimli sonuçlar elde edilebilmesidir.

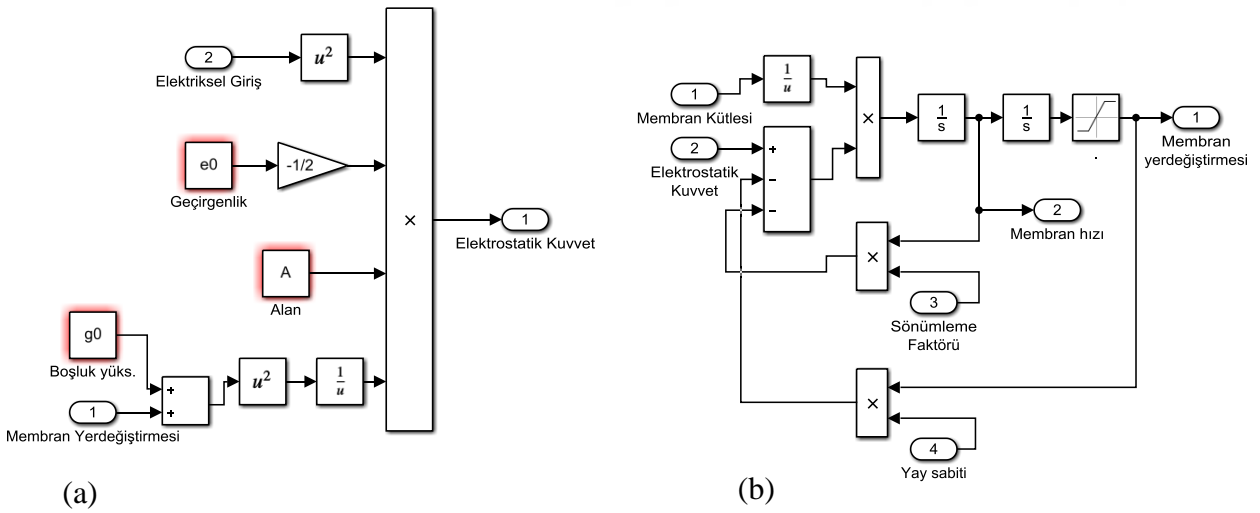


Şekil 4.4 : Simulink'te uygulanmış CMUT hücresinin modeli [125]

CMUT elektromekanikğine ait olan denklemler kullanılarak oluşturulan simulink modeli şekil 4.4'te verilmiştir. Elektrostatik kuvvetin doğrusal olmama durumu göz önüne alındığında, sistem modeli inşa edilirken sistem, doğrusal olmayan modül (elektrostatik kuvvet) ve doğrusal modül (CMUT titreşim sistemi) olarak iki kısma ayrılmıştır. Elektrostatik kuvvet F_e doğrusal olmayan modül üzerinden hesaplanabilir ve yer değiştirme ve hız doğrusal modüle göre elde edilebilir. Çıkış ses basıncı, CMUT filminin titreşim hızının radyasyon direnciyle çarpılmasıyla elde edilebilir. Bu nedenle, radyasyon durumu modelindeki CMUT mikro ünitesinin Simulink modeli, Şekil 4.5'te gösterildiği gibi kurulabilir [27-29].



Şekil 4.5 : Simulink'te uygulanmış CMUT hücresinin modeli [126,127]



Şekil 4.6 : Simulink CMUT hücresinin modeli [29,126,127]

(a) Elektro-statik, lineer olmayan kısım (b) Mekanik, lineer kısım

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMALAR

5.1 Farklı Koşullar Altında CMUT Analizi ve Optimizasyonu

İletim modunda çalışan CMUT'un performansını artırmak için birçok çalışma yapılmıştır. Bunlar gruplanacak ve özetlenecek olursa ilki CMUT elemanlarının yapısal özelliklerinin optimizasyonudur. Bu yöntem, CMUT iletim performansını arttırmak için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Bu özellikler ise boşluk kalınlığı, membran yarıçapı, membran kalınlığı ve malzeme türü gibi CMUT'un yapısal özellikleridir. Yapısal parametrelerinin araştırılmasıyla ilgili çalışmalardan biri, çeşitli CMUT yapısal parametreleri dikkate alınarak bant genişliği-kazanç optimizasyonudur [14]. Başka bir çalışma ise, membran yarıçapı, kalınlık ve boşluk kalınlığının seçilen frekanslara göre yüksek çıkış basıncı ve düşük harmonik bozulma için optimize edildiği çalışmadır [20].

CMUT'un performansını artırmak için yapılan ikinci grup çalışmalar ise CMUT üzerinde etkili olan dış parametrelerdir. Membran üzerine uygulanan sinyalin tipi, genliği, frekansı, periyodu, sönüm oranı gibi parametreler bunlardan bazılarıdır. Bu parametreler CMUT'un verimli ve etkili çalışma koşullarını belirlemek için analiz edilmelidir. Örneğin yapılan bir çalışmada, 1-D CMUT modelinin geçici analizi, Simulink ve MEMS kapasitörünün mekanik denklemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir, bu çalışmada kare dalga şekline sahip AC uyarım sinyali kullanılmış ancak diğer sinyal tipleri kullanılmamış, etkileri karşılaştırılmamış ve detaylı bir araştırma olmamıştır [27]. Benzer şekilde diğer bir çalışmada Simulink modeli oluşturulmuş ve düzlemsel CMUT elemanları için membran yerdeğiştirme analizleri yapılmıştır [28]. Önceki bir başka çalışmada ise durum denklemi kullanılarak Simulink modeli oluşturulmuş ve sinüs şekline sahip AC uyarım sinyalinin CMUT'un çalışması üzerindeki etkisi birçok parametreye bağlı olarak ayrıntılı analiz edilmiştir, bununla birlikte, farklı AC uyarım sinyallerinin karşılaştırılması yapılmamıştır [29]. Ayrıca, membran üzerindeki oluşan stres, membranın yay sabitini etkilediği ve membranın dinamik özelliğini değiştirdiği için önemli bir parametredir. Bu nedenle, farklı elektriksel sürüş parametrelerinin ve membran üzerinde oluşan artık stres gibi etkilerin CMUT performansı üzerindeki etkilerinin araştırılması gerekmektedir. Bu araştırmanın da Simulink modelleme gibi

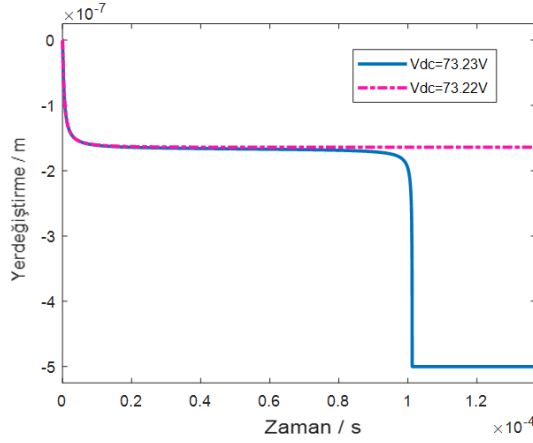
hızlı ve basit bir yöntemle yapılması işleri çok kolaylaştıracaktır. Bu çalışmada, CMUT sualtı görüntüleme uygulamasının dinamik davranışlarını anlamak ve verimli CMUT tasarımı için Mason'un eşdeğer devresine dayanan CMUT mekanik modeli kullanılmış ve Simulink ortamında modellenerek analizleri yapılmıştır. Kullanılan farklı membran malzemesi özelliklerinin CMUT membranının yer değiştirme ve çıkış basıncı üzerindeki etkisi, CMUT iletim modunda ve su ortamında çalıştığı varsayılarak araştırılmıştır. Ayrıca hava ortamındaki performans ile ilgili bir bölüm de mevcuttur. En etkin uyarım sinyal tipini belirlemek için DC öngerilimi (küçük sinyal analizi) ve farklı büyüklük, periyot ve frekansa sahip AC uyarım sinyalinin (büyük sinyal analizi) CMUT çıktıları üzerindeki etkisi değerlendirildi. Ayrıca membran üzerinde bulunan artık stres ile CMUT çıktı performansı arasındaki ilişki de teorik ve model analizinin sonuçları karşılaştırılarak çökme gerilimi, yer değiştirme ve çıkış basıncı gibi parametreler ışığında incelenmiştir. Sonuç olarak, bu çalışma daldırma ve havadaki çeşitli uygulamalar için verimli CMUT tasarımına ve optimum parametrelerin ve membran malzeme seçiminin belirlenmesine ve kullanılacak en iyi elektrot büyüklüğünün tespitine katkıda bulunmayı amaçlamaktadır. Bu çalışmada kullanılan CMUT modelinin, CMUT çıktı performansını etkileyen önemli elektrik ve mekanik parametreleri dikkate aldığı için verimli ve güvenilir CMUT performans değerlendirmesi sağlayabileceği öngörülmektedir. Bu çalışmada çoğunlukla CMUT elemanı için 60 µm membran yarıçapı ve 2.6 µm membran kalınlığı ve 0.5 kalınlıktaki vakum boşluğuna sahip bir CMUT kullanılacaktır. Elektrot kalınlığı çok ince olduğundan hesaplamalarda ihmal edilebilir. Bu çalışmada kullanılan model ve CMUT parametreleri ve kullanılan membran malzemelerine ait özellikler Çizelge 5.1'de gösterilmektedir. Bu parametrelere göre, CMUT elemanının çalışma frekansı, (Denk.26) kullanılarak 3 MHz olarak hesaplanmıştır.

5.2 DC Analiz (Küçük Sinyal Analizi)

Bu bölümde Matlab / Simulink ortamında oluşturulan CMUT modeli kullanılarak DC öngerilim altında olan CMUT hücresi için çeşitli analizler yapılarak en uygun parametreler ve çalışma koşulları belirlenmeye çalışılmıştır. İletim modunda çalışan CMUT hücresinin çeşitli durumlar altında çıkış basıncı ve membran yer değiştirmesindeki değişim gözlenmiştir.

5.2.1 Çöküş gerilimi analizi

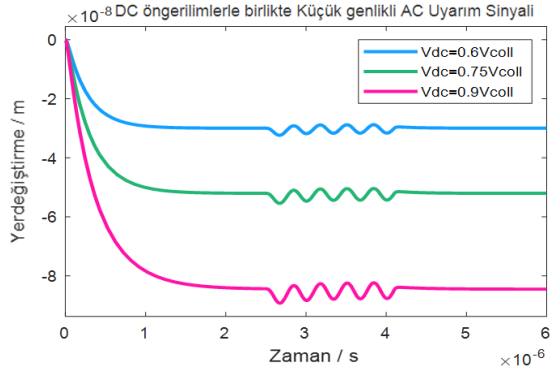
Bu bölümde ilk olarak Denk.12'ye göre çökme gerilimi hesaplanmış ve Simulink model sonuçları ile teyit edilmiştir. Bu çalışmada kullanılan CMUT elemanının (V_{coll}) çökme voltajı, Denk.12 kullanılarak 73.226 V olarak hesaplanmıştır. Bu değeri doğrulamak için modelde çökme geriliminin biraz üstünde 73.23 V ve çökme geriliminin biraz altında 73.22 V uygulanmıştır. DC ön geriliminin 73.22 volttan fazla olduğunda çökme meydana geldiği gözlemlenmiştir. Elde edilen sonuçlar simulink modelinin doğru çalıştığını göstermiştir. Çökmeden önce ulaşılan maksimum yer değiştirme 0,16 μm ve boşluğun kalınlığı 0.5 μm 'dir. Bu sonuç teorik maksimum yerdeğiştirme (boşluk yüksekliği) = $d/3$ değerine uygundur (Denk. 13) [11]. CMUT membranı çöktüğünde, yerdeğiştirme 0.5 μm 'ye düşmektedir. Harici basıncın etkisini dikkate alınırsa, pratikte çökme voltajının biraz daha düştüğünü söylenebilir.



Şekil 5.1 : CMUT hücresinin çöküş gerilimi simülasyonu [125]

5.2.2 DC öngerilimi analizi

Daha sonra, uygulanan üç farklı DC öngerilimi değerinin (0.6 V_{coll} , 0.75 V_{coll} ve 0.9 V_{coll}) membran yer değiştirme ve çıkış basıncı üzerindeki etkisi Şekil 5.2'de gösterildiği gibi incelendi. DC gerilimi arttıkça yer değiştirmenin arttığı gözlemlendi. Şekil 5.2'te gösterildiği gibi, $V_{dc}=0.6V_{coll}$ uygulandığında yaklaşık 30 nm yer değiştirme vardır. Yer değiştirme sırasıyla $V_{dc}=0.75V_{coll}$ ve $V_{dc}=0.9V_{coll}$ değerleri altında 52 nm ve 85 nm'ye yükselir. Ek olarak, 5V değerine sahip küçük AC uyarma sinyallerinin 5 ila 10 nm arasında küçük yer değiştirmelere neden olduğu gözlemlenmektedir.

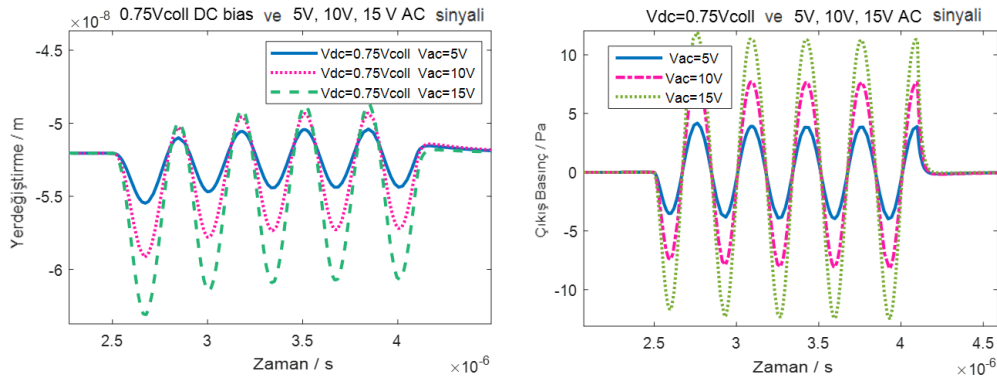


Şekil 5.2 : CMUT hücresinin DC gerilim simülasyonu [125]

Bu çalışmada farklı AC uyarma sinyallerinin, stresin, membran malzemesinin ve elektrot büyüklüğü gibi parametrelerin çıkış performansına etkisini tespit etmek hedeflenmiştir. Bu sebeple DC gerilimi için ortalama ve uygun bir değer olan $V_{dc}=0.75 V_{coll}$ değeri analizlerde kullanılacaktır. Ayrıca, bazı bölümlerde $V_{dc} = 0 V$ seçilecek ve sadece AC uyarma sinyalinin CMUT üzerindeki etkileri analiz edilecektir.

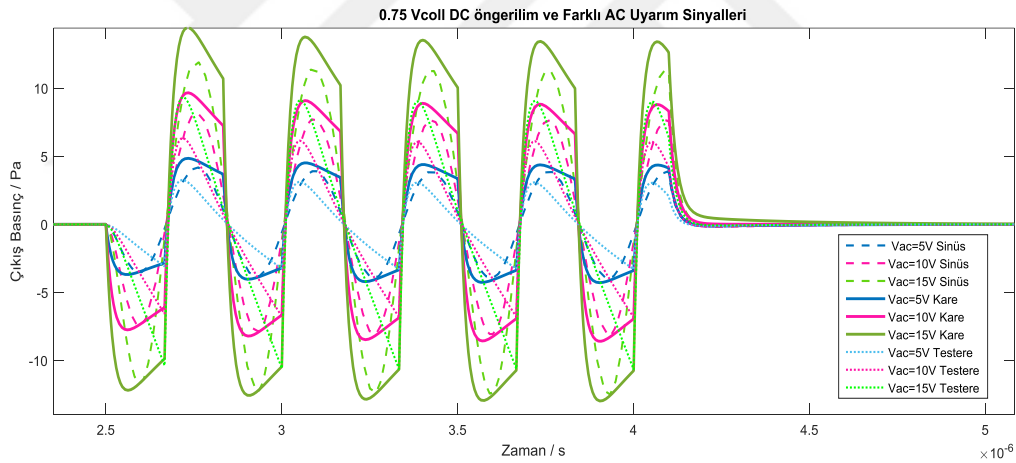
5.2.3 Sabit DC öngerilim altında AC analiz

İlk olarak, AC sinyalden çok daha büyük genliğe sahip sabit $V_{dc} = 0.75 V_{coll}$ öngerilimi altında uygulanan AC uyarım sinyalinin genliğindeki değişimin membran yer değiştirmesi ve çıkış basıncı üzerindeki etkisi incelenmiştir. 3 MHz rezonans frekansına sahip, 5 periyodlu sinüs AC uyarma sinyalinin 3 farklı çöküş gerilimine göre nisbeten küçük genlik değeri olan 5V, 10V, 15V değerleri kullanılarak araştırıldı. Genlik arttıkça, çıkış basıncının ve yer değiştirmenin beklendiği gibi arttığı gözlenmiştir. Şekil 5.3'te gösterildiği gibi, $V_{dc}=0.75V_{coll}$ altındaki 5 V AC uyarma sinyali 3 nm yerdeğiştirme ve 4 Pa basıncı ile sonuçlandı. 10 V'luk bir AC uyarı sinyali uygulandığında, 7 nm'lik bir yer değiştirme ve yaklaşık 7 Pa basınç meydana geldi. 15V AC sinyalinde 11 nm yer değiştirme ve 11.3 Pa basınç gözlemlendi.



Şekil 5.3 : CMUT DC&AC gerilim analizi (a) Yerdeğiştirme (b) Basıncı [125]

Sonrasında sabit DC öngerilim ($0.75 V_{coll}$) altındaki farklı AC sinyal tiplerinin membran yer değiştirmesi ve çıkış basıncı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Testere, sinüs ve kare sinyalleri simülasyonlarda kullanılan AC uyarım sinyali tipleridir. Her bir sinyal tipi için sırasıyla 5V, 10V ve 15V genlik değerine sahip AC uyarım sinyalleri kullanılmıştır. (Şekil 5.4) 5 V genliğe sahip testere tipi AC uyarım sinyali için CMUT elemanının 3.5 Pa çıkış basıncı değeri elde edildi. Sinüs sinyal tipi seçildiğinde, 4.5 Pa çıkış basıncı elde edildi. Kare sinyal tipi yaklaşık 5 Pa çıkış basıncı üretti. Benzer şekilde, 10 V genliğe sahip testere, sinüs ve kare sinyal tipleri için Şekil 5.4'e göre 6 Pa, 7.6 Pa ve 9 Pa çıkış basınçları elde edilmiştir. 15 V genlik için testere, sinüs ve kare sinyal tiplerinin çıkış basınçları sırasıyla 9 Pa, 11.3 Pa ve 13.7 Pa olarak gözlemlendi. Bu sonuç, kare uyarım sinyalinin sualtı uygulamalarındaki diğer sinyal tiplerinden daha yüksek basınç üretimi sağladığını göstermektedir. Kare sinyal türü daha yüksek çıkış basıncı ve yer değiştirme elde etmemize izin verdiğinden, aşağıdaki bölümlerde AC uyarım sinyali türü olarak kare sinyalini kullanıldı.



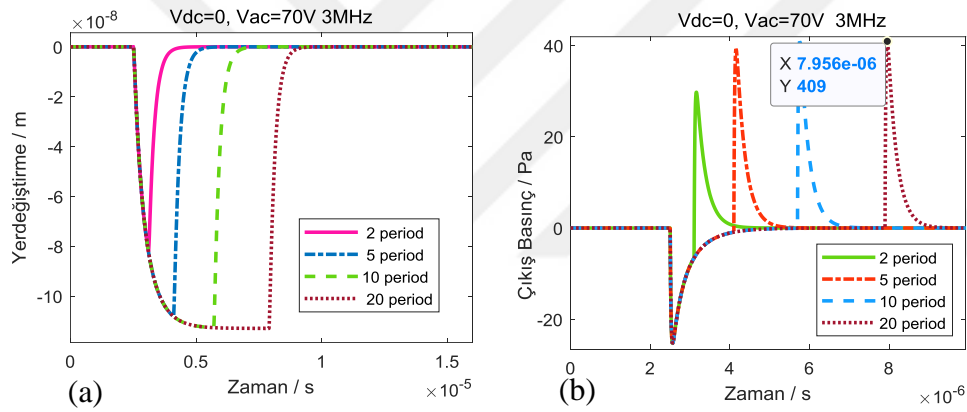
Şekil 5.4 : Farklı AC sinyal türleri için (DC&AC) çıkış basıncı analizi [125]

Sonrasında, kullanılan CMUT'un frekans açısından en iyi performansın elde edilebileceği kısmı tespit edebilmek için, Şekil 5.5'te gösterildiği gibi farklı frekanslara sahip kare AC sinyalleri kullanılarak analizler yapılmıştır. 500 kHz, 1 MHz, 3 MHz ve 10 MHz frekanslı AC uyarım sinyalleri sırasıyla 73 nm, 48 nm, 13 nm ve 6 nm membran yer değiştirmelerine neden olur. Benzer şekilde, bu frekanslar sırasıyla 24.4Pa, 19 Pa, 12.7 Pa ve 10.3 Pa çıkış basınçlarına sebebiyet verir. Frekans arttıkça yer değiştirme ve çıkış basıncının azaldığı görülmektedir. AC uyarı sinyalinin frekansı

arttıkça, özellikle de merkez frekansı aştığında membran hareketi sinyalin değişim hızına ulaşamaz. Bu nedenle, yüksek frekanslı AC sinyalinin yer değiştirme ve çıkış basıncı, düşük frekanslı AC sinyalinden daha azdır. Membranın titreşimi, modelde doğru sonuçları gözlemlemek için membranın merkez frekansındaki titreşimi ile uyumlu olmalıdır.

5.3 AC Analiz (Büyük Sinyal Analizi)

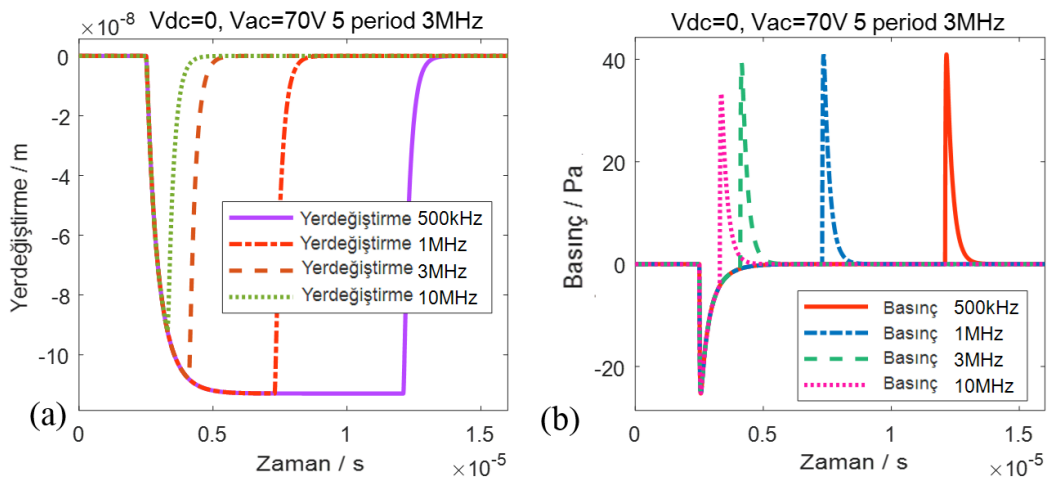
Bu bölümde yer değiştirme ve çıkış basıncı açısından CMUT çıkış karakteristiğini incelemek için sadece AC uyarı sinyali kullanılmıştır. İlk olarak, 3 MHz, 70 V genliğe ve farklı periyotlara sahip kare AC uyarım sinyallerinin etkisi incelendi. Periyot sayısındaki artışın (2, 5, 10, 20) yer değiştirme büyüklüğü ve çıkış basıncı büyüklüğü üzerinde önemli bir etkisi olmadığı gözlenmiştir.



Şekil 5.5: Farklı periyot değerleri için (AC) çıkış performansı
(a) Yerdeğiştirme (b) Çıkış basıncı [125]

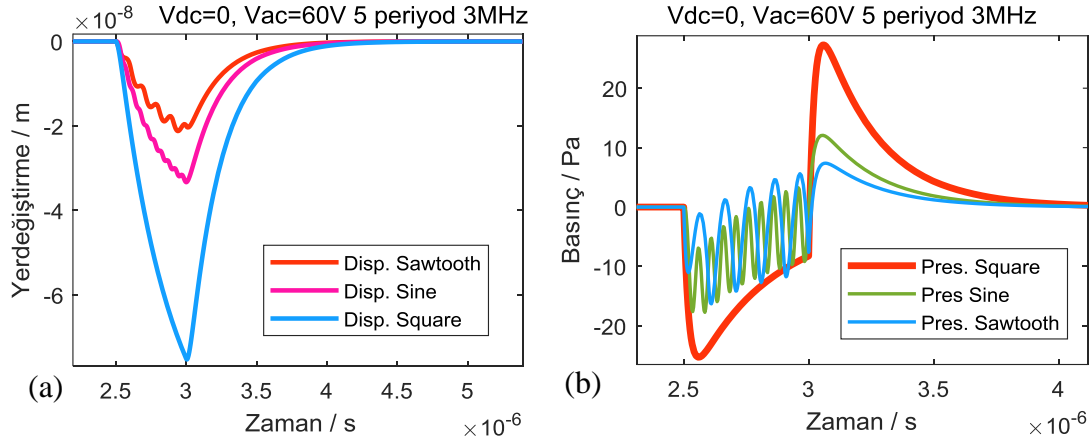
Bununla birlikte, uygulanan AC sinyalinin periyot sayısı arttıkça, membranın Şekil 7'de gösterildiği gibi ilk pozisyonuna ulaşmasının daha uzun sürdüğü gözlemlendi. 2, 5, 10 ve 20 periyotlu AC uyarım sinyalleri için yer değiştirme ve çıkış basıncı değerleri sırasıyla 81 nm, 107 nm, 112 nm, 113 nm ve 28.7 Pa, 38.7 Pa, 40.3 Pa, 40.9 Pa olarak gözlemlendi. Kısaca periyot sayısının yer değiştirme ve basınç üzerindeki etkileri şu şekilde özetlenebilir: periyot sayısı arttıkça Şekil 5.5'e göre kararlı durum pozisyonuna ulaşmak için daha uzun zamanın gerekli olduğu fakat yerdeğiştirme ve basınç değerlerinde çok büyük değişimlere sebebiyet vermediği anlaşılmıştır.

Sonrasında uygulanan uyarım sinyalinin uyarım frekansı ile CMUT elemanının çıkış karakteristikleri arasındaki ilişkiyi göstermek için 70 V genlikli bir kare AC uyarım sinyalinin farklı frekansları kullanılmıştır. Şekil 5.6, 70 V genlikli, 5 periyotlu ve farklı frekanslara sahip AC kare sinyali ile sürülen bir CMUT'un simülasyon sonuçlarını göstermektedir. Şekil 5.6'de gösterildiği gibi, membran yer değiştirmeleri 500 kHz, 1 MHz, 3 MHz ve 10 MHz AC sinyal frekansları için sırasıyla 113 nm, 113 nm, 108 nm ve 92 nm olarak gözlemlendi. Benzer şekilde, çıkış basınçları 40.9 Pa, 40.9 Pa, 39.1 Pa, 31.9 Pa olmuştur. Frekanslar azaldıkça, membranın sabit durum pozisyonuna Şekil 5.6'ya ulaşması için daha uzun süre gerektiği görülmüştür.



Şekil 5.6 : Farklı frekans değerleri için (AC) çıkış performansı analizi
(a) Yerdeğiştirme (b) Çıkış basıncı [125]

Ardından, sinyal türünün etkisi önceki araştırmalarda araştırılmadığı için kullanılan AC uyarım sinyal çeşidinin çıkış performansı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Şekil 5.7'ye göre testere sinyalinin çıkış basıncı -15 ile 7.3 Pa arasında, sinüs sinyalinin çıkış basıncı -17.7 ile 12 Pa arasında ve kare sinyalin çıkış basıncı -25.2 ile 27 Pa aralığında değişmektedir. 60 V genlik, 5 periyot ve 3 MHz frekans olarak aynı büyüklük, frekans ve periyot değerlerine sahip testere, sinüs ve kare dalgalar için yerdeğiştirme miktarı sırasıyla 21 nm, 33 nm ve 75 nm olarak simülasyon sonuçlarından elde edildi. Kare tip AC sinyalinin, Şekil 5.7'de gösterildiği gibi sinüs ve testere sinyal dalga formuna kıyasla daha yüksek çıkış basıncı ve yer değiştirme ürettiği gözlemlenmiştir. Dolayısıyla kare sinyal tipinin kullanılması uygulamalar için daha verimli sonuçlar elde edilmesine yardımcı olabileceği anlaşılmıştır.



Şekil 5.7 : Farklı AC sinyal türleri için (AC) çıkış performans analizi
(a) Yerdeğiştirme (b) Çıkış basıncı [125]

5.4 Farklı Membran Malzemeleri Kullanılarak Yapılan Analizler

Bu bölümde, CMUT'un iletim modunda, su ve hava ortamında çalıştığı varsayılarak, membran yapımında kullanılan farklı malzemelerin CMUT membranının yer değiştirme ve çıkış basıncı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. SiC, Si, elmas, Si₃N₄ ve Poly-Si membran malzemesi olarak kullanılmıştır. Membran yarıçapı ve kalınlığı sırasıyla 60 µm ve 2.6 µm olarak seçildi. Çökme gerilimi ve empedans değerleri bu malzemelerin yapısal özelliklerine göre hesaplanmıştır.

Çizelge 5.1 : Membran malzemesi özellikleri

<i>Membran Parametreleri</i>	<i>Membran için Kullanılan Malzemeler</i>					
	<i>Semboller</i>	<i>Si₃N₄</i>	<i>SiC</i>	<i>Si</i>	<i>Poly-Si</i>	<i>Elmas</i>
<i>Yarıçap</i>	<i>a</i>	60	60	60	60	60
<i>Membran Kalınlığı</i>	<i>t_m</i>	2.6	2.6	2.6	2.6	2.6
<i>Young Modülü</i>	<i>Y₀</i>	320	476	169	169	1200
<i>Membran Yoğunluğu</i>	<i>ρ</i>	0.26	0.19	0.299	0.3	0.2
<i>Poisson Oranı</i>	<i>σ</i>	3270	3210	2332	2329	3520

Bu çalışmada kullanılan malzemelere ait özellikler Çizelge 5.1'de gösterilmiştir. Bu bölümde, hem su hem de hava ortamına ait analizler yapıldığından su ve hava ortamına ilişkin ortam yoğunluğu ve ses hızı bilgileri de Çizelge 5.2'de verilmiştir:

Çizelge 5.2 : Hava ve su ortamına ait özellikler

Ortam	Özellikler	
	Ortam Yoğunluğu (kg/m^3)	Sesin Yayılma Hızı (m/s)
Su	1000	1500
Hava (20 C)	1.2	343

5.4.1 Farklı membran malzemeleri için membran çöküş gerilimi analizleri

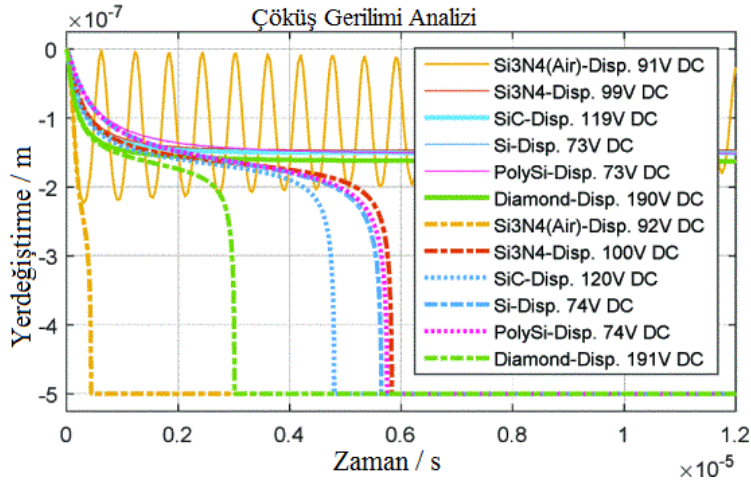
Bu bölümde Denk.12'ye göre, kullanılan farklı membran malzemeleri ve daldırma ortamlarına için çökme gerilimleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar Çizelge 5.3'de gösterilmiştir.

Çizelge 5.3 : Farklı malzemelerin hava ve su ortamında hesaplanan çöküş gerilimleri

Ortam	Özellikler	
	Malzeme	Hesaplanan Çöküş Gerilimi (V)
<i>Hava</i>	<i>Si₃N₄</i>	99.58
<i>Su</i>	<i>Si₃N₄</i>	99.58
	<i>SiC</i>	119.44
	<i>Si</i>	73.22
	<i>Poly- Si</i>	73.25
	<i>Elmas</i>	190.04

Sonrasında bu teorik hesaplamalar Simulink modeli analiz sonuçları ile teyit edilmiştir (Şekil 5.8). Bu değerleri doğrulamak amacıyla her bir hesap için modelde DC öngerilim çökme geriliminin biraz üstünde ve çökme geriliminin biraz altında olarak uygulanmıştır. Teorik hesaplamalar ve model analizlerinin tutarlı olduğu gözlemlenmiş ve elde edilen sonuçlar ile simulink modelinin doğru çalıştığı gösterilmiştir. Çizelge 5.3'de ve Şekil 5.8'de gösterildiği gibi çökme gerilimi kullanılan membran malzemesine göre değişmektedir.

En yüksek çökme gerilimi değeri elmas malzemesi için hesaplanmıştır. En küçük çökme gerilimi değeri ise Si ve Poli-Si malzemeleri için bulunmuştur.



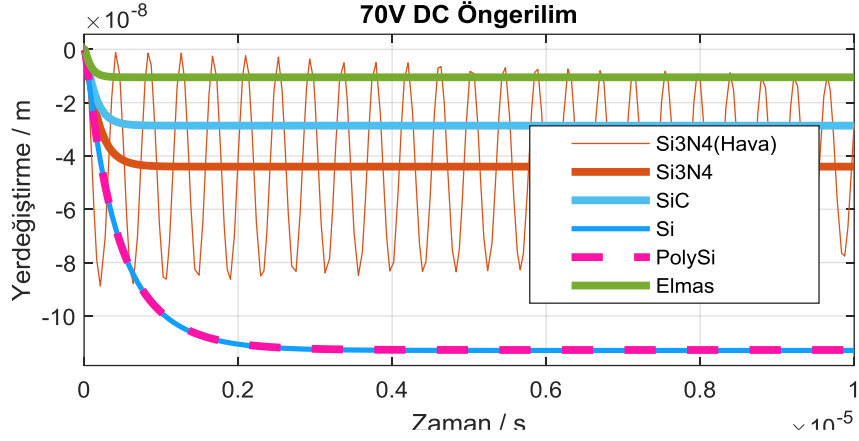
Şekil 5.8 : Farklı membran malzemeleri çöküş gerilimi simülasyonu [126]

Dolayısıyla elmas gibi yüksek değere sahip malzemeler ile çalışmak için diğerlerine göre yüksek gerilim değerlerine ihtiyaç duyulur. Si ve Poly-Si gibi malzemeler de daha düşük gerilim değerlerinde çalışabilirler.

Hava ortamında Si_3Ni_4 için yapılan analizde stabil bir çalışma olmadığı gözlenmiştir. Bu sebeple analizlerin su ortamı gibi bir ortamda yapılmasının sağlıklı sonuçlar vereceği tespiti yapılabilir. Fakat yapılan diğer analizlerde de Si_3Ni_4 için hava ortamında analizler gösterilecektir. Havada stabil olmayan sonuçlar çıkması CMUT membranının yüzey mikro üretimi için en çok kullanılan membran malzemesi Si_3Ni_4 olması nedeniyle, hava ortamında yapılan analizler için Si_3Ni_4 ile yetinilmiştir.

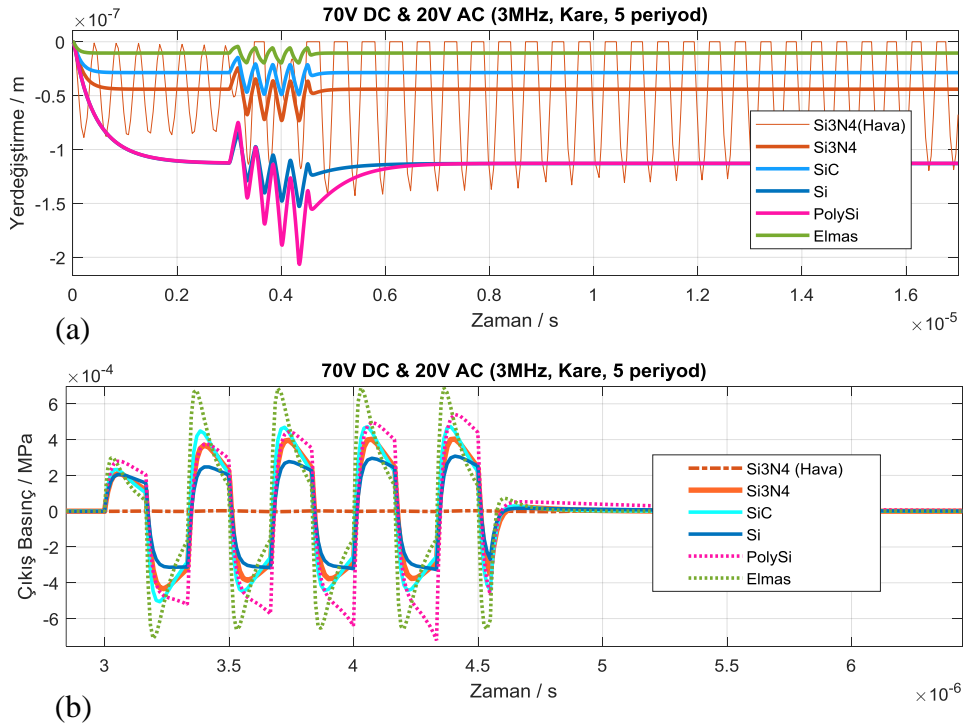
5.4.2 Farklı malzemeler için DC&AC gerilimler altında çıkış analizleri

Bu bölümde kullanılan farklı membran malzemeleri ve daldırma ortamları için uygulanan 70V DC ön gerilimi değerinin membran yer değiştirme ve çıkış basıncı üzerindeki etkisi incelendi. Si ve Poly-Si membranının yer değiştirmesinin daha yüksek değerlere sahip olduğunu Şekil 5.9'daki sonuçlardan görebilmekteyiz. En az yer değiştirme ise elmas malzemesinde gerçekleşmiştir. Hava ortamında stabil olmayan sonuçlar elde edildiği Şekil 5.9'da gözlenmiştir. Bu şekilde membranda gerçekleşen çok hızlı ve sürekli hareketler membranın deforme olmasına ve bir süre sonra kullanılamaz hale gelmesine sebebiyet verebilir.



Şekil 5.9 : Farklı membran malzemeleri için DC gerilim analizleri [126]

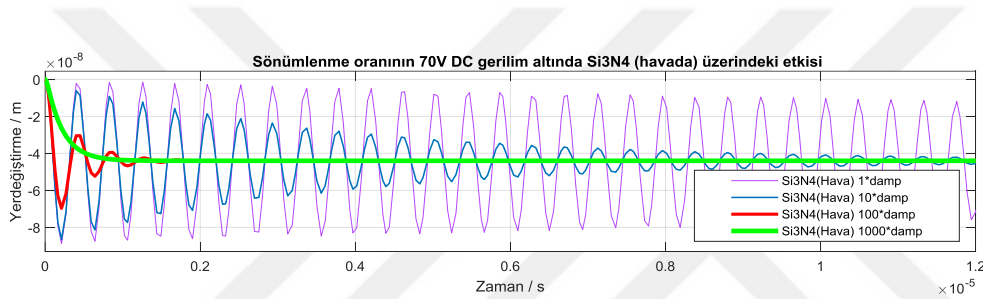
70V DC öngerilim ve 20V AC uyarım sinyali altında yapılan analizde de benzer şekilde Si ve Poly-Si membranının yer değiştirmesinin daha yüksek değerlere sahip olduğu ve Elmas malzemesinin en düşük yerdeğiştirme değerine sahip olduğu gözlemlendi (şekil 5.10). Fakat elmas malzemesinin en küçük yerdeğiştirmeye sahip olmakla birlikte, malzemenin Young modülünün diğer malzemelere göre çok yüksek olması sebebiyle, matematiksel ifadelerle de uyumlu olarak, en yüksek çıkış basıncı değerini sağladığı şekil 5.10 (b)'de gözlenmektedir.



Şekil 5.10 : Farklı membran malzemeleri DC&AC gerilim analizleri
(a) Yerdeğiştirme (b) Çıkış basıncı [126]

5.4.3 Hava ortamında CMUT çıkış performansı analizleri

Bu kısımda, Si_3Ni_4 malzemesi kullanılarak yapılan CMUT membranın hava ortamındaki davranışı daha detaylı olarak incelendi. Sonuçlara göre Si_3Ni_4 malzemesi kullanılarak yapılan CMUT membran için hava ortamında kararlı bir hareket gözlenmedi (Şekil 5.10 (a)). Bu malzeme için hava ve daldırma ortamlarının basınç seviyesinin tamamen farklı olduğu görüldü (Şekil 5.10 (b)). Tasarlanan CMUT dönüştürücüsünün analizinin yapıldığı şartlar altında hava ortamında konvansiyonel modda çalışma işlemi için uygun olmadığı gözlemlendi. Ayrıca hava ortamında membranın çökmesinin daha düşük gerilimlerde gerçekleştiği de Şekil 5.8'de gözlemlendi. Dolayısıyla hava ortamındaki membran hareketi kararsız bir hareketi ifade etmektedir.



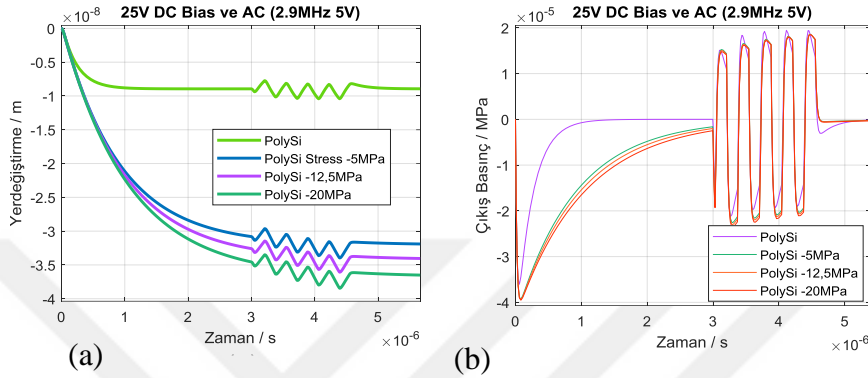
Şekil 5.11 : Si_3Ni_4 için DC gerilim altında sönümlenme oranı analizi [126]

Ayrıca sönüm oranlarının farklı değerleri altında ve hava ortamındaki membran davranışı simüle edildi ve sonuçlar karşılaştırıldı. Şekil 5.11'de de görüldüğü gibi sönüm oranı değeri arttıkça membran hareketine ait kararlılık da artmaktadır. Sonuçlarımız, Si_3Ni_4 membranının yüksek sönüm oranı için sabit bir konuma ulaşabileceğini göstermiştir. Sönümlenme oranı 1000 kat artırıldığında Şekil 5.11'de görüldüğü gibi zarın yer değiştirmesi daldırma ortamı davranışına benzer hale gelir.

5.5 Farklı Membran Malzemeleri İçin Stres Altında Analiz

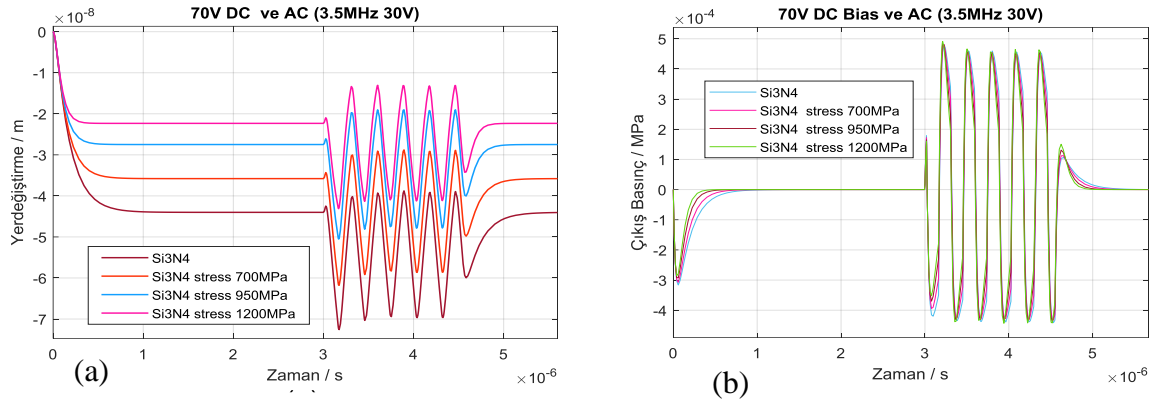
Termal değişimler, faz dönüşümleri veya mekanik işlemler gibi çeşitli sebeplerle elastik limitinin üzerine çıkılması sebebiyle membran üzerinde oluşabilen stres etkileri vardır. Bunların bir kısmı asıl sebep kalktıktan sonra da malzeme üzerinde kalabilmektedir. Bunlar literatürde artık stres olarak ifade edilmektedir [152,153]. Stresler membran performansını değiştirmekte ve çıkış parametreleri üzerinde etkili olmaktadır. Bu bölümde iki farklı membran malzemesi için stres etkisi altında

membran yer değiştirmesi, çıkış basıncı, kalite faktörü (Q) ve bant genişliği (BW) açısından CMUT performansı araştırılacaktır. Bu bۆlümde kullanılacak membran malzemeleri yaygın olarak kullanılan Si_3Ni_4 ve Poly-Si malzemeleridir. Tek kristal yapısı nedeniyle silikon malzeme için stres etkisi kabul edilmemektedir. Bۆylece membran üzerindeki stres etkisi Poly-Si ve Si_3Ni_4 için yapılmıştır.



şekil 5.12 : Poly-Si için stres etkisinin analizi
(a) Yerdeğiştirme (b) ıkış basıncı [125]

Poli-Si için literatürde belirtilen stres değerleri -5 ve -20 MPa arasındadır [22]. şekil 5.12'ye gۆre, Poly-Si membran üzerine 25V DC ۆn gerilim ile 5V AC uyarım sinyali uygulandığında, membranın yer değiştirmesi sırasıyla 8.9 nm (stres olmadan), 31.8 nm (-5 MPa), 33.9 nm (-12,5 MPa), 364 nm (-20 MPa) olduğu gۆrۆlmektedir. Membran üzerinde gerilme (stres) olmadığı durum ile olduğu durum arasında fark gۆzۆkmekte, fakat farklı stres değerleri arasındaki farkın stressiz olduğu duruma gۆre nisbeten daha dۆřük olduğu gۆzlenmektedir. Poly-Si membranlarının çıkış basıncıları şekil 5.12 (b)'de gۆsterildięi gibi stres olduğu ve olmadığı zamanlar yaklaşık 2×10^{-5} MPa (20 Pa) civarındadır. Dolayısıyla bu madde için stresin çıkış basıncı üzerinde çok etkisi olmadığını sۆyleyebiliriz. Bununla birlikte, stres olmadığı zamanlarda membranın daha hızlı stabilize olduğu (sabit duruma ulaştığı) gۆzlenmiřtir. Polisilikon membran için frekans değeri 2963513 Hz (2,9 MHz) olarak hesaplanmış ve bۆylece simۆlasyonda 2.9 MHz frekansı ile uyarılmıştır.



Şekil 5.13 : Si₃N₄ için stres etkisinin analizi
(a) Yerdeğiştirme (b) Çıkış basıncı [125]

Benzer şekilde, Şekil 5.13'e göre, Si₃Ni₄ membran üzerinde 70 V DC ön gerilim ile 30 V AC uyarma sinyali olduğunda, yer değıştirme değeri 44 nm (stressiz), 35.8 nm (700 MPa), 27.5 nm (950 MPa), 22.3 nm (1200 MPa) olarak gözlenmektedir. Literatürde Si₃Ni₄ için belirtilen gerilim değeri 700 MPa ve 1200 MPa aralığındadır [114]. Çıkış basıncı değeri, Şekil 5.13 b'de gösterildiği gibi membran üzerindeki stres olduğu ve olmadığı zamanlar yaklaşık 400 Pa değeri yakın değeri gözlenmiştir. Yani çıkış basıncı üzerinde stresin etkisi yok gibi birşeydir. Si₃Ni₄ membran için hesaplanan 3477512 Hz (3.5 MHz) teorik uyarım frekansı değeri bağı olarak simülasyonlar yapılmıştır.

Çizelge 5.4 : Poly-Si ve Si₃N₄ malzemeleri için çöküş gerilimi (V_{coll}) hesabı

V_{coll}	Poly-Si	Si ₃ N ₄
V_{coll} stressiz	71.63V	99.58V
V_{coll} stres	40.63V (-5MPa stres)	108.46V (700MPa stres)
	39.49V (-12,5MPa stres)	121.59V (950MPa stres)
	38.32V (-20MPa stres)	133.44V (1200Pa stres)

Çizelge 5.5 : Poly-Si ve Si₃N₄ malzemeleri için stres altında kalite faktörü (Q) ve bantgenişliği (BW) değeri

	Si ₃ N ₄		Poly-Si	
	Q	BW(kHz)	Q	BW(kHz)
Stres olmadan	319.1125	10.89	230.8575	12.8
700MPa	347.5881	10	-5MPa	130.9106
950MPa	389.6707	8.92	-12.5MPa	127.2499
1200MPa	427.6364	8.13	-20MPa	123.4963

Çizelge 5.4'e göre, Poly-Si için artan gerilim seviyesi ile birlikte çökme gerilimi (V_{coll}) azalmaktadır. Poly-Si'nin V_{coll} değeri 71.6 V'dir ve -5 MPa gerilim seviyesinde 40.6 V'a ve -20 MPa seviyesinde 38.3 V'a düşer. Si_3Ni_4 için sonuç tam tersidir, yani stres arttığında çökme gerilimi artmaktadır. Si_3Ni_4 'ün çökme gerilimi (V_{coll}) stressiz 99.5 V'dur, ancak 700 MPa gerilim seviyesi durumunda 108.4 V'a, 1200 MPa gerilim seviyesi durumunda 133.4 V'a yükselir. Bu sonuçlar, farklı malzemeler üzerindeki stres değerlerinin farklı bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Farklı membran malzemeleri için stresin yer değiştirme, çıkış basıncı ve çökme gerilimi üzerindeki etkilerine ek olarak, kalite faktörü (Q) ve bant genişliği (BW) değerlerinin de incelenmiş olması önemlidir. Çizelge 5.5'de bununla ilgili karşılaştırmalar vardır. Si_3Ni_4 membranı için stres olmadığında kalite faktörü (Q), 319.1 olarak elde edilir ve stresle artar. Sırasıyla 700 MPa, 950 MPa ve 1200 MPa stres değerleri için Q değerleri 347.5, 389.6 ve 427.6 olarak elde edildi. Bantgenişliği (BW), stres artışı ile 10.8'den 8.1 kHz'e düştüğü gözlemlendi (Çizelge.5.5). Stres seviyesindeki değişimin Poly-Si membranı üzerinde olumsuz etki göstermiş olduğu gözlemlendi. Stres seviyesi -5'ten -20 MPa'ya değiştiğinde Q değerlerinin 230.8'den 123.4'e düştüğü gözlemlendi. Bu nedenle, kalite faktörü ile ters orantılı olan bantgenişliği (BW) değerleri de 12.8'den 23.9 kHz'e yükselecektir.

5.6 Farklı Elektrot Büyüklükleri Altında Analiz

Bu kısımda farklı üst elektrot kapsama alanlarına sahip CMUT'ların çıkış karakteristikleri farklı uyarma sinyalleri kullanılarak araştırılmıştır. Membran yer değiştirmeleri, membran alanının dörtte biri, yarısı ve tamamı olmak üzere üç elektrot kapsama alanı için incelendi. Simülasyonda membranının yarıçapı ve kalınlığı 60 μm ve 2.6 μm olan CMUT kullanılmıştır. İlk olarak çökme gerilimleri sayısal hesaplamalar kullanılarak bulunmuştur. Daha sonra bu değerler Simulink modeli kullanılarak analiz edilmiştir. Elektrot büyüklüğünün CMUT'un çökme voltajını etkilediği hesaplamalar ve simülasyonların sonuçlarından anlaşılmıştır. Bundan sonra, farklı tipte (testere, sinüs ve kare) AC uyarım sinyalleri ve farklı genliklerdeki DC öngerilimleri ve AC uyarma sinyalleri için analizler yapılmıştır.

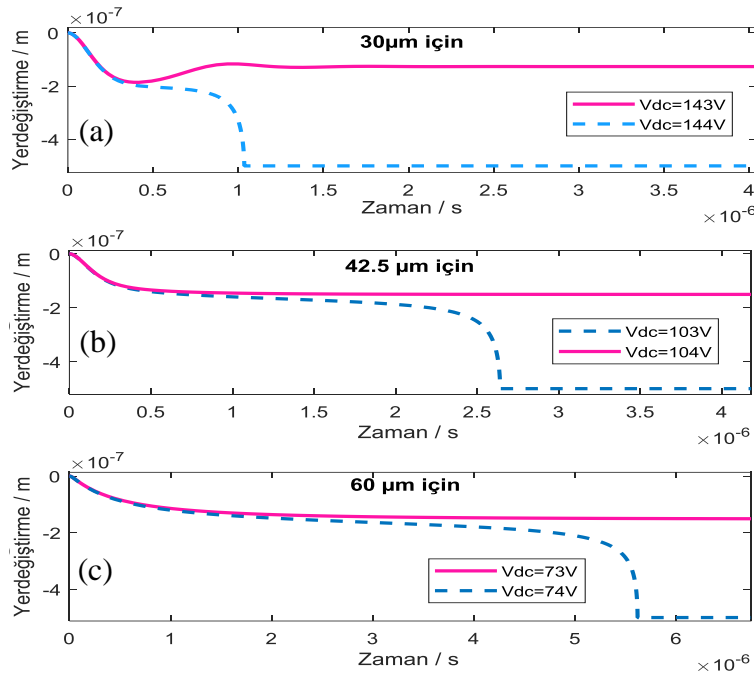
5.6.1 Farklı elektrot kapsamları için membran çöküş gerilimi analizleri

Farklı elektrot büyüklüğü de çıkış performansını etkileyebilecek diğer bir parametredir. Farklı elektrot büyüklüğüne sahip CMUT elementleri için çökme gerilimleri Denk.12 kullanılarak hesaplanmış ve sonuçlar Çizelge 5.6'da gösterilmiştir. Çizelgede gösterildiği gibi, çökme gerilimi üst elektrot boyutuyla ters orantılıdır. Teorik hesaplamalara göre elektrot boyutu arttığında çökme geriliminin azaldığı görülmüştür. Hesaplanan değerlerin doğruluğu, CMUT'un Simulink modelinde analiz edilerek kontrol edilmiştir. Farklı bir elektrot kapsama alanına sahip CMUT'un simulink sonuçları, Şekil 5.14'te gösterildiği gibi sırasıyla, 30µm için $V_{coll} \geq 144V$, 42.5µm için $V_{coll} > 103V$ ve 60µm için $V_{coll} \geq 73 V$ olarak elde edilmiştir.

Çizelge 5.6 : Farklı elektrot kapsamları için hesaplanan çökme gerilimleri

<i>Elektrot Yarıçapı</i>	<i>Elektrot Kapsam Alanı</i>	<i>Hesaplanan Çöküş Gerilimi (V)</i>
30µm	A/4	146.45 V
42.5 µm	A/2	103.38 V
60 µm	A	73.22 V

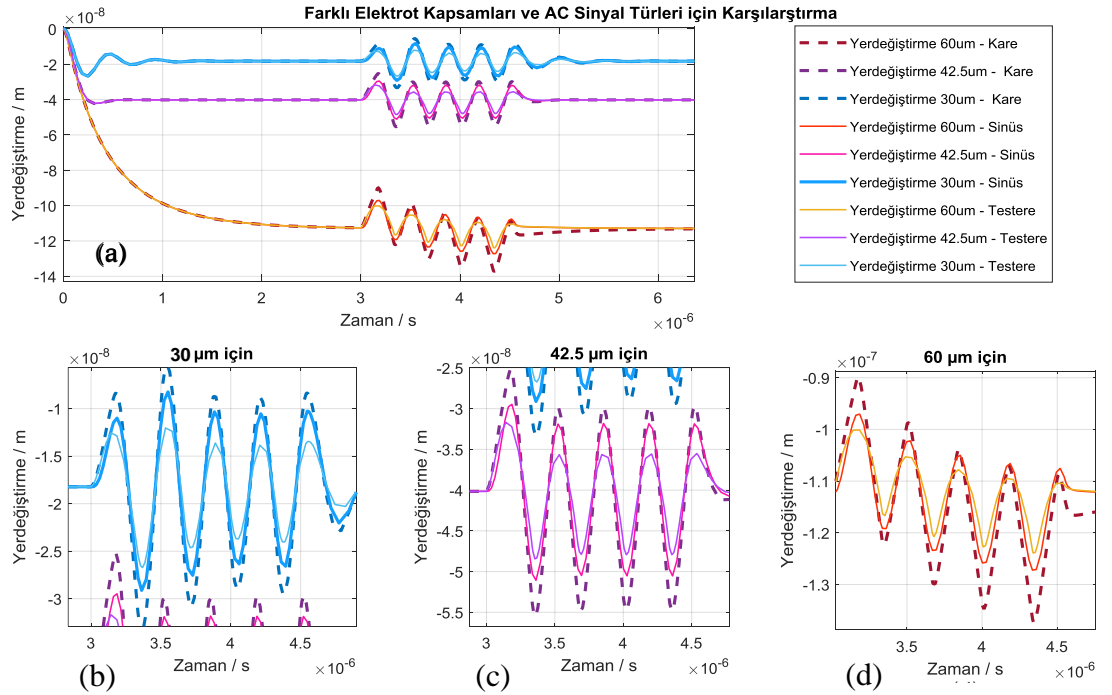
Ayrıca Şekil 5.14'teki sonuçlar, çökme olmadan maksimum yer değiştirmenin boşluk yüksekliğinin 1/3'ü civarında olduğunu doğrulamıştır.



Şekil 5.14 : Farklı elektrot yarıçap büyüklükleri için çöküş gerilimi analizleri (a) 30µm (A/4), (b) 42.5 µm (A/2), (c) 60 µm (A) [127]

5.6.2 Farklı elektrot kapsamları AC sinyal türü çıkış performansı analizleri

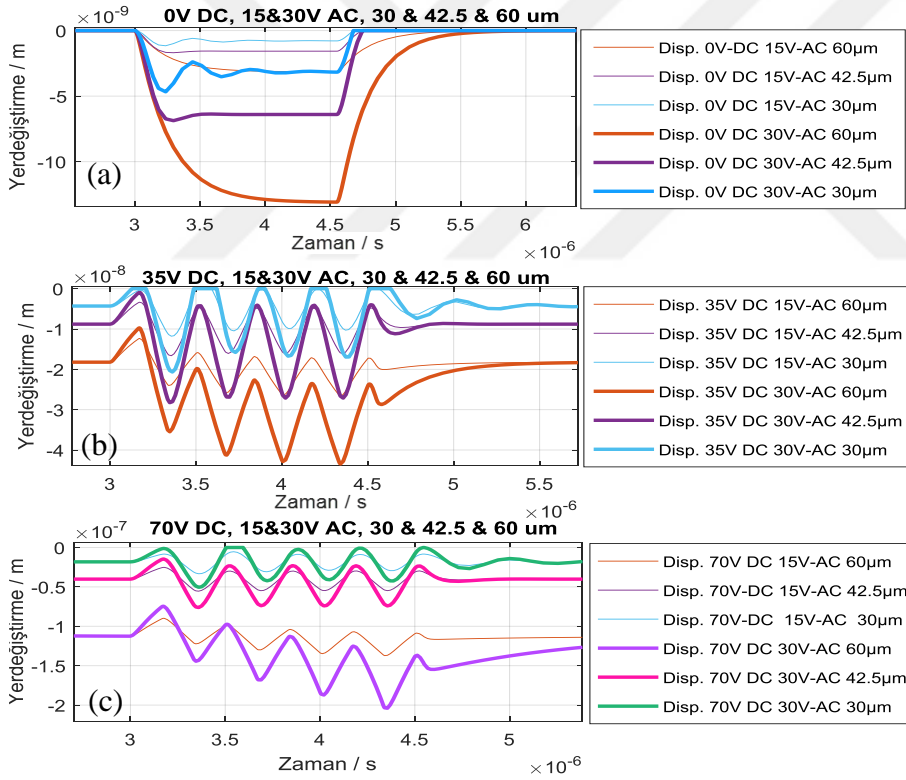
Bu bölümde, üç farklı AC uyarım sinyali türünün (testere, sinüs ve kare) membran yer değiştirmesi üzerindeki etkisi üç farklı üst elektrot yarıçapı (30 μm , 42.5 μm , 60 μm) için karşılaştırılmıştır. Bu kısımda CMUT hücresi üzerine 70V DC öngerilimi ve 15V, 3 MHz, 5 periyod AC uyarım sinyali uygulandı. 70V DC voltaj, elektrodun %100 kapsamda olduğu 60 μm yarıçapa sahip olan CMUT'un çökme voltajına çok yakın bir değerdir. Bu nedenle, elde edilen -13 μm yer değiştirme değeri, Şekil 5.15 (a, b)' de gösterildiği gibi elektrodun %50 ve %25 kapsamda olduğu durumda elde edilen yer değiştirme değerinden çok daha büyük bir değerdir. 42.5 μm ve 30 μm yarıçaplı elektrotların yer değiştirmeleri, sırasıyla Şekil 5.15 (c), (d)' de gösterildiği gibi -4 μm ve -2 μm 'dir. Şekil 5.15'te görülebileceği gibi, kare sinyal şekli diğer AC sinyal şekillerinden daha fazla yer değiştirmeye neden olmuştur. En az yer değiştirme testere sinyalinde gözlenir. Örneğin, Şekil 5.15 (c) ' de gösterildiği gibi, üst elektrotun 42.5 μm yarıçapı için testere, sinüs ve kare sinyaller için tepe-tepe aralığı değeri sırasıyla 1.6 μm , 2.1 μm ve 3 μm 'dir. Bu nedenle, sonraki analizler sırasında kare AC uyarım sinyali seçilerek kullanılacaktır.



Şekil 5.15 : Farklı elektrot büyüklükleri için AC sinyal türü analizleri
(a) Hepsisi, (b) 30 μm (A/4), (c) 42.5 μm (A/2), (d) 60 μm (A) [127]

5.6.3 Farklı elektrot kapsamları için DC&AC çıkış performansı analizleri

AC ve DC sinyallerinin genliğindeki değişiklik membran yer değiştirmesini etkilemektedir. Bu bölümde, DC ve AC sinyallerinin genliğinin yer değiştirmeyi nasıl etkilediği araştırılmıştır. AC sinyali (15 V ve 30V) için iki değer ve DC gerilimleri (0V, 35V ve 70V) için üç değer seçildi. Seçilen bu değerler üç farklı elektrot alanı (membran alanının %25, %50 ve %100'ü) için karşılaştırılmıştır (Şekil 5.16). Doğal olarak, 60µm üst elektrot yarıçapında (%100 elektrot kapsamı) 70V DC öngerilim gerilimi ve 30V AC uyarım sinyali kullanıldığında -2×10^{-7} m olan en büyük yer değiştirme değeri elde edilmiştir (Şekil 5.16(c)). Şekil 5(c)' de gösterildiği gibi, 70V DC ön gerilim için -4×10^{-8} olan en küçük yer değiştirme değeri 15V AC uyarım sinyali ve 30µm yarıçapta (%25 elektrot kapsamı) elde edilmiştir.



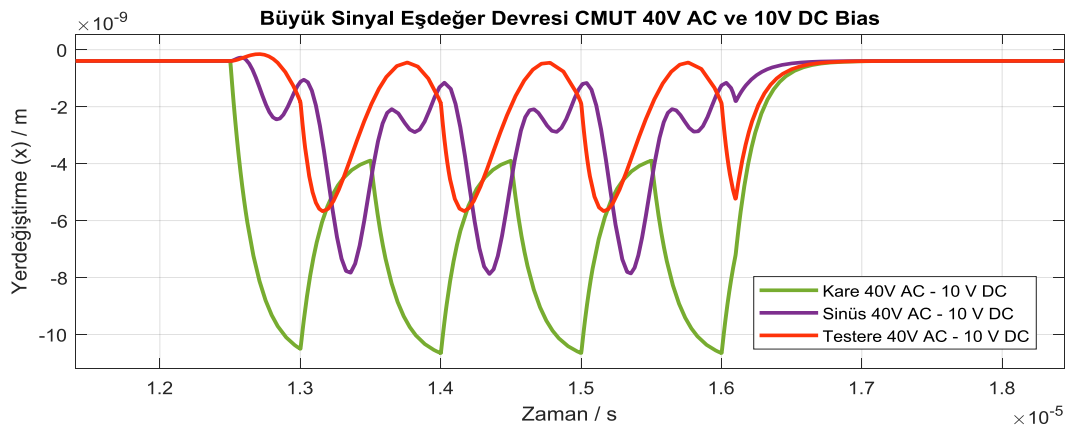
Şekil 5.16 : Farklı elektrot büyüklükleri için DC&AC analizleri
(a) 30µm (A/4), (b) 42.5 µm (A/2), (c) 60 µm (A) [127]

DC gerilimi uygulanmadığında, yer değiştirme 10^{-9} m seviyelerinde diğerlerine göre çok küçük değerler olarak elde edilmiştir. Burada, en küçük değer 15V AC uyarım sinyali ve 30µm yarıçapında (%25 elektrot kapsamı) için -1.15×10^{-9} m olarak elde

edilmiştir. 0V DC sapmasının en yüksek değeri ise 30V AC uyarım sinyali ve 60 μ m yarıçapında elektrot (%100 elektrot kapsamı) için -1.3×10^{-8} m'dir (Şekil 5.16 (a)). 0V DC ve 70V DC karşılaştırıldığında DC voltajı olmadığı elde edilen maksimum değerin düştüğü görülmüştür ve DC öngerilim olmadığı durumdaki yerdeğiştirme miktarı, DC gerilimi uygulandığında elde edilen en küçük değere ulaşamamıştır [29,96,130,131]. (Şekil 5.16 (a,c)). 35V DC voltaj durumunda ise, en büyük ve en küçük yer değıştirme sırasıyla 30V AC, 60 μ m (%100) için 4.35×10^{-8} m ve 15V AC, 30 μ m (%25) için 0.99×10^{-8} m olarak elde edilmiştir (Şekil 5.16 (b)). Teorik sonuçlar ve simülasyon sonuçları, daha düşük çökme gerilimi nedeniyle %100 elektrot boyutunun seçilmesinin daha uygun olduğunu göstermiştir. Başka bir deyişle, CMUT'un %100 elektrot kapsamındaki durumunda %50 ve %25 elektrot alan kapsamına kıyasla daha düşük DC öngerilim ile sürülebileceği görülmektedir.

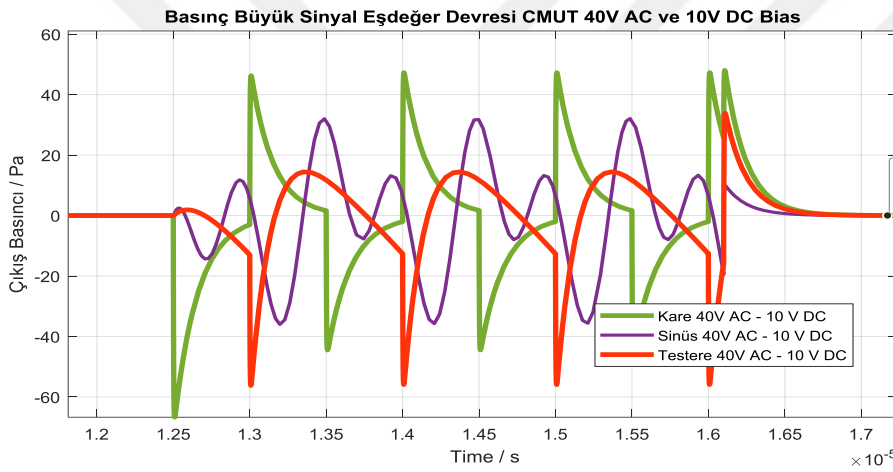
5.7 Büyük Sinyal Modeli Kullanılarak Yapılan Analizler

Bu kısımda büyük sinyal eşdeğer devresine göre tasarlanan CMUT parametreleri kullanılarak farklı koşullar altında yapılan simülasyon analizlerine ait bazı sonuçlar paylaşılmıştır. Membran yer değıştirmeleri, çıkış basıncı değerleri incelenmiştir. Kullanılan CMUT membranının yarıçapı ve kalınlığı 20 μ m ve 1 μ m, boşluk kalınlığı 0.25 μ m idi olarak seçilmiştir. Büyük sinyal eşdeğer modeli kullanılarak yapılan benzetimde 10V DC öngerilim altında uygulanan 40V, 1MHz değerinde üç farklı (testere, sinüs ve kare) AC gerilim sinyal çeşidinin çıkış performansı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Benzetim sonuçları Şekil 5.17 ve 5.18'de gösterilmektedir.



Şekil 5.17 : Büyük sinyal e.d. farklı şekil AC sinyallarının yerdeğiştirmeleri

Sonuçlara göre testere ve sinüs sinyalinin çıkış basıncının tepe ve dip noktaları arasında yaklaşık 60 Pa fark vardır. Testere ve sinüs şekli kullanılan AC sinyal türüne ait çıkış basıncının tepe değerleri sırasıyla 13 ve 32 Pa'dır. Kare sinyalin çıkış basıncına ait tepe noktası 47 Pa olarak, tepe ve dip noktaları arasındaki fark 110 Pa civarındadır. 40 V ve 1MHz olarak aynı büyüklük ve frekans değerlerine sahip testere, sinüs ve kare dalgalar için yerdeğiştirme miktarı sırasıyla 5.6 nm, 7.8 nm ve 10 nm olarak simülasyon sonuçlarından elde edildi. Kare tip AC sinyalinin, Şekil 5.17 ve 5.18'de gösterildiği gibi sinüs ve testere sinyal dalga formuna kıyasla daha yüksek çıkış basıncı ve yer değiştirme ürettiği gözlenmiştir. Dolayısıyla daha yüksek performans gerektiren uygulamalarda kare sinyal tipinin kullanılmasının daha verimli sonuçlar elde edilmesine yardımcı olabileceği anlaşılmıştır.

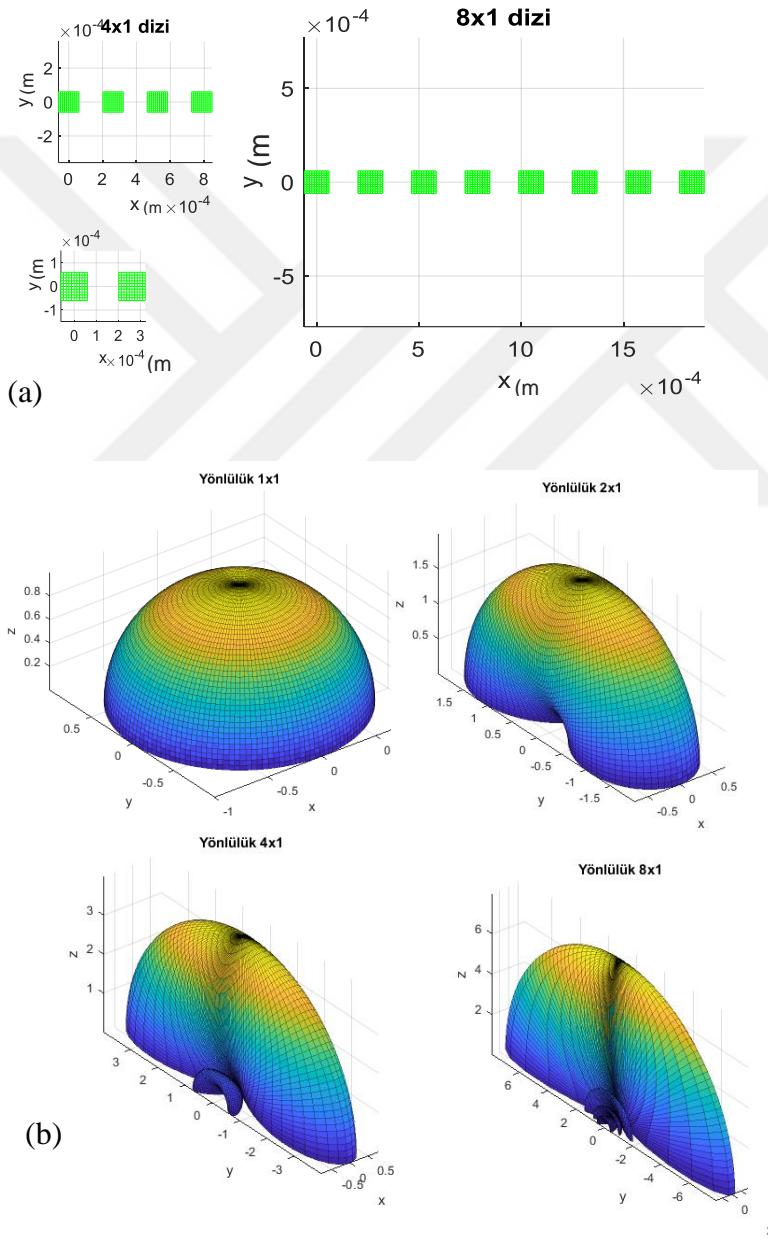


Şekil 5.18 : Büyük sinyal e.d. için farklı şekil AC sinyallerinin çıkış basınçları

5.8 IVUS Kateterler İçin Farklı Geometrilere Sahip CMUT Dizileri İncelenmesi

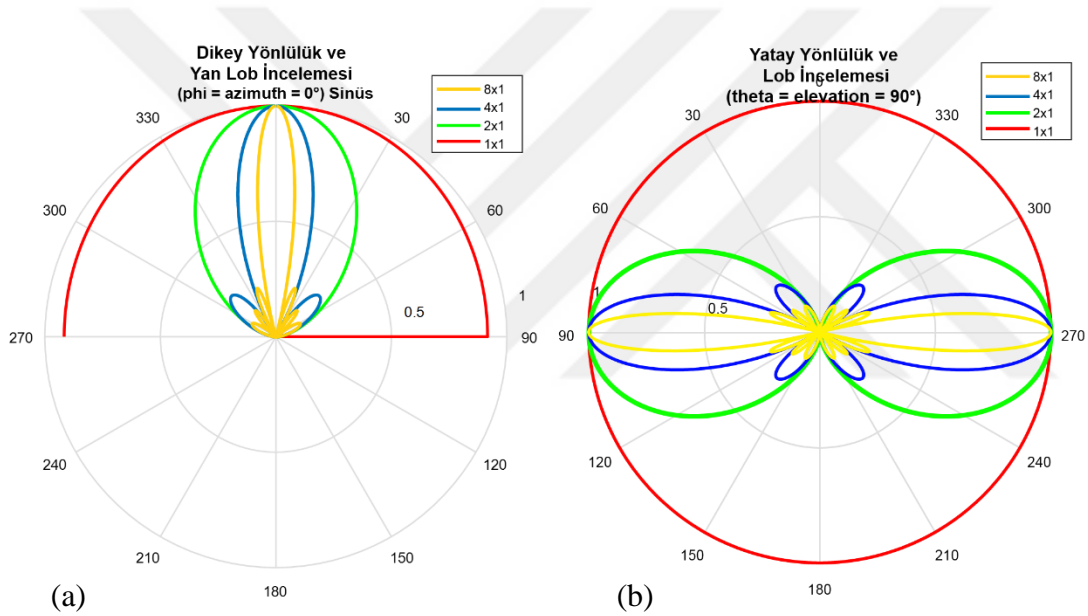
Bu kısımda IVUS kateterlerin ucuna entegre edilebilecek birkaç farklı CMUT dizisinin yönlülük ve yan lob özelliklerinin karşılaştırmasına ait simülasyon sonuçlarını paylaşmıştır. IVUS kateterler damar içi uygulamalarda kullanıldığından dolayı damar içine girebilecek şekilde büyüklükleri seçilmelidir. Literatürde, uygulamaya göre değişik çap büyüklüklerine sahip olan kateterler mevcuttur. 4 Fr [146] ve 9-10 Fr [148] çapa sahip kateterler kullanılarak yapılan çalışmalar bunlardan ikisidir. 4 Fr ve 9 Fr'nin mm cinsinden karşılıkları sırasıyla 1.33 ve 3 mm'dir. Bu kısımda 9-Fr (3mm) çapa sahip olan kateteri kullanılacaktır. Dolayısıyla kullanılabilinecek alan kısıtlıdır. Burada kullanılan iletim modunda çalışan CMUT

elemanın bir kenarı 120µm büyüklüğündedir. Komşu hücrelerin merkezleri arası mesafeyi belirlenirken genel olarak dalga boyunun yarısı seçilmiştir. Dalga boyu belirlenirken de kan içinde ses dalgasının hızı ve frekans özellikleri kullanılmıştır. Kullanılan frekans 3MHz, dolayısıyla, dalga boyu $\lambda = 1575 / 3000000 = 525\mu\text{m}$ 'dir. Yani iki CMUT elemanının merkezi arasındaki mesafe $525 / 2 = 262.5\mu\text{m}$ olmalıdır [140,151]. Komşu hücrelerin merkezleri arası 262.5µm olduğunda, 9 Fr'lik kateterin çapı boyunca en fazla 11 tane eleman yerleştirilebilmektedir.



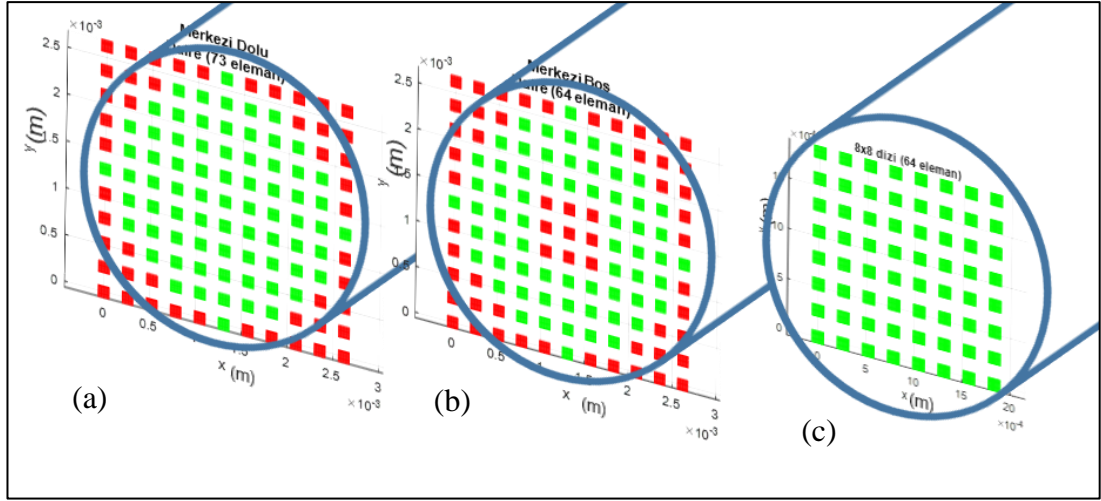
Şekil 5.19 : Farklı dizilere ait (a) Dizilimler, (b) Yönlülük grafikleri

Öncelikle, tek bir eleman, 2x1, 4x1 ve 8x1 dizilerin yönlülük ve yan lob davranışı açısından incelemesi yapılacaktır. Şekil 5.19 (a)'da 2x1, 4x1 ve 8x1 dizilerin yerleşimi verilmiştir. Şekil 5.19 (b)'de de 1x1, 2x1, 4x1 ve 8x1 dizilerin yönlülük grafikleri verilmiştir. Eleman sayısı arttıkça genlik de artmaktadır. 2x1, 4x1 ve 8x1 dizileri doğrusal 1 boyutlu dizi olduğu için de yatay (x-y) düzleminde aynı anda odaklanma olmamakta, sadece tek bir ekseninde (x ekseninde) odaklanma olmaktadır. Dizideki eleman sayısı arttıkça yan lob sayısı da artmaktadır. Tek hücre ve 2x1 dizinin yan lobu yoktur. 4x1 dizinin 1 tane, 8x1 dizinin 3 tane yan lobu oluşmaktadır. Şekil 5.19(b) ve şekil 5.20'de yan lob durumu gösterilmektedir. Ayrıca Şekil 5.20'de dikey ve yatay olarak yönlülükleri normalize edilerek gösterilmiştir.



Şekil 5.20: 1x1, 2x1, 4x1 ve 8x1 dizilerinin (a) Dikey ve (b) Yatay yönlülükleri

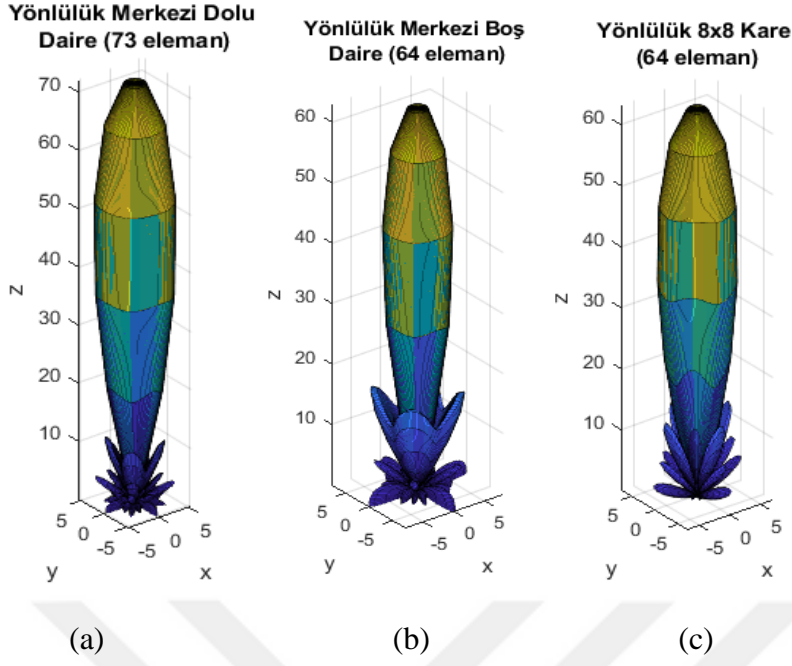
Sonrasında, 9 Fr (3mm) çapa sahip olan kateterin ucuna yerleştirmek için yapılan birkaç tasarım incelenmiştir. Şekil 5.21'de bu tasarımlar görülebilir. Burada yapılan tasarımlar; dairesel içi dolu ve klavuzlama için dairesel içi boş olan tasarım ve mevcut alana girebilen 8x8 kare dizi şeklinde tasarımlardır. 8x8 kare dizi ve dairesel içi boş tasarımda kullanılan eleman sayısı 64 tanedir. Dairesel içi dolu ve boş tasarımların ve 8x8 kare dizi tasarımların yönlülük ve yan lob davranışı açısından karşılaştırması yapılmıştır.



Şekil 5.21: 9-Fr kateter ucu CMUT dizi tasarımları

(a) Dairesel içi dolu (73 tane) (b) Dairesel içi boş (64 tane) (c) 8x8 Kare (64 tane)

Şekil 5.22’de bu üç dizi tasarımı (Şekil 5.21) için yönlülük sonuçları görülebilir. Öncelikle, dairesel içi dolu olan tasarımın diğer tasarımlara göre daha büyük genlik değerine sahip olduğu şekilden rahatlıkla görülebilmektedir. Bunun en önemli sebebi kullanılan eleman sayısının diğer iki tasarıma göre daha fazla olmasıdır. Dolayısıyla iletim modunda çalışan CMUT dizisi daha yüksek bir çıkış performansı sergilemesi normaldir. Dairesel merkezi klavuzlama için boş bırakılan diziyeye göre hem daha yüksek genliğe sahiptir, hem de yan lob karakteristiği açısından daha iyi bir performans sergilemekte olduğu görülmüştür. Yan lobların durumu görüntünün çözünürlüğü açısından önemlidir. Çünkü yan loblar görüntünün çözünürlüğünü azaltmakta ve parazit artmasına sebebiyet verdiğinden dolayı istenmemektedir. Dairesel içi boş (64 eleman) ve 8x8 Kare dizilerinin yönlülük grafiğinin genlikleri birbirine yakın değerlere sahiptir. Fakat 8x8 Kare dizisi daha kuvvetli ve belirgin bir yönlülüğe sahiptir. Ayrıca 8x8 Kare dizinin yan lob karakteristiği dairesel içi boş diziyeye göre daha iyidir ve dairesel içi boş (64 eleman) diziyeye göre 8x8 Kare dizinin yan lobları çok daha küçük genlik değerlerine sahiptir. Yan lobların daha küçük olması görüntünün daha net ve daha yüksek çözünürlüklü olmasını sağlayacaktır. Dolayısıyla kare dizinin, dairesel içi boş diziyeye göre daha iyi bir çıkış performansı sergilemekte olduğu görülmektedir. Bunun sebebi dairesel içi boş dizinin merkezinde iletim yapan CMUT elemanı olmamasıdır. Şekil 5.22’de de dairesel içi boş dizinin yan loblarının diğer dizilerden daha büyük olduğu görülebilir.

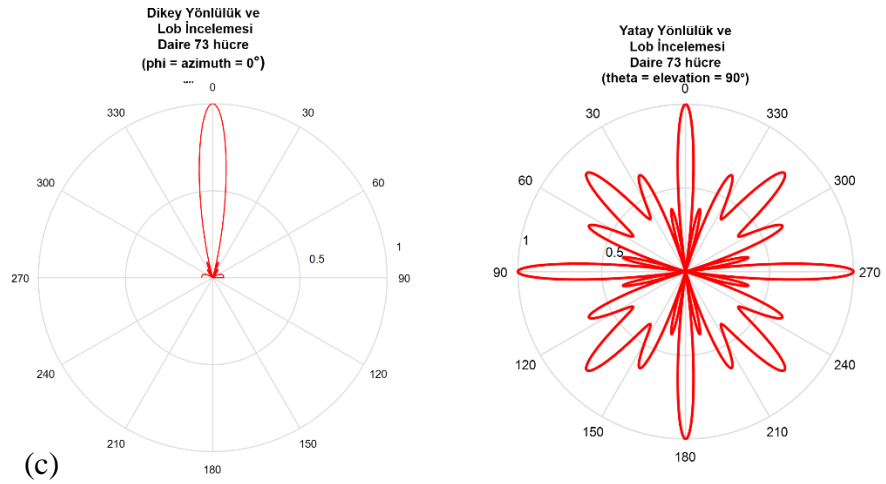
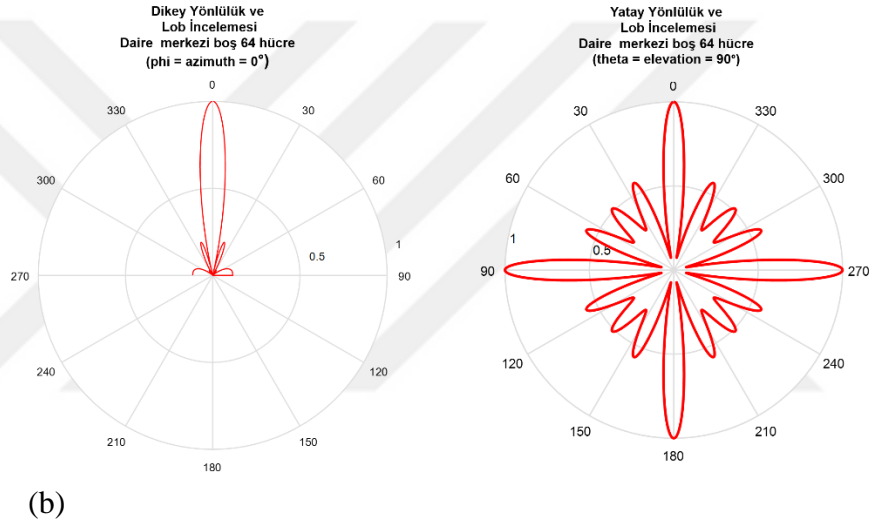
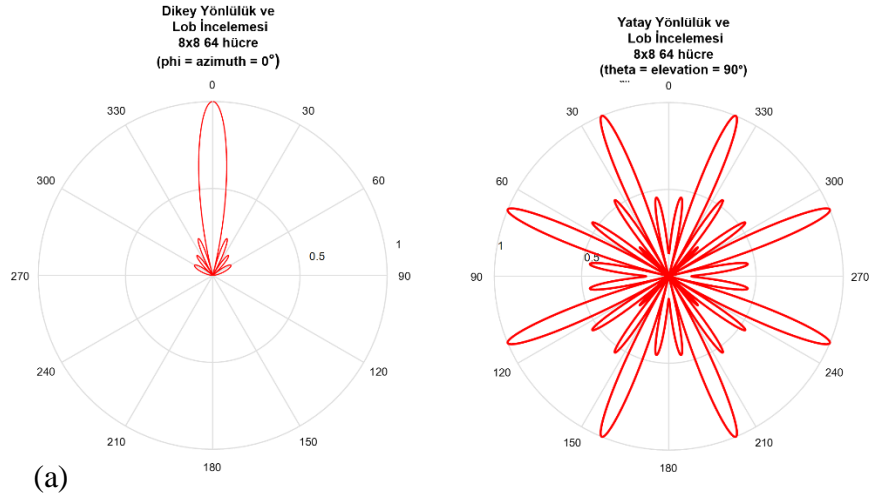


Şekil 5.22: 9-Fr kateter CMUT dizileri yönlülük (directivity p.) analizi

(a) Dairesel içi dolu (73 tane) (b) Dairesel içi boş (64 tane) (c) 8x8 Kare (64 tane)

3 farklı diziyeye ait dikey ve yatay yönlülüklerin normalize edilmiş olduğu Şekil 5.23'teki grafikleri Şekil 5.22 ile birlikte incelenecek olursa; Dairesel içi boş (64 eleman) ve 8x8 Kare dizilerinin genliklerinin birbirine yakın değerlere sahip olduğu, fakat 8x8 Kare dizinin biraz daha kuvvetli olduğu ve dairesele içi boş (64 eleman) dizinin yan loblarının biraz daha büyük ve kuvvetli olduğu söylenebilir. Dolayısıyla, 8x8 Kare dizi dairesele merkezi boş olan diziden biraz daha iyi sonuç vermekte olduğu görülmüştür. Dairesel merkezi dolu olan dizinin yan lobları ise diğer dizilere göre çok daha küçüktür. Dolayısıyla bu durum, dairesele merkezi dolu olan dizinin çıkış performansını olumlu yönde etkileyecektir.

Sonuç olarak, klavuz tel ihtiyacı gibi ihtiyaçlardan dolayı boşluk bırakıldığında çıkış performansında farkedilebilir bir düşüş izlenmektedir. Boşluk bırakılan dizinin aynı eleman sayısına sahip, dizilişinde boşluk barındırmayan diğer bir dizi kullanıldığında ise (8x8 Kare dizi) çıkış performansında az da olsa bir iyileşme olduğu gözlenmektedir. Farklı uygulamalar için ihtiyaçlar değişmektedir. Kullanılacak alan kısıtlı olduğundan dolayı, uygulamanın ihtiyacına göre en optimal olan dizi seçilmelidir. Bu analizler Matlab/TAC (Transducer Array Calculator) kullanılarak simüle edilmiştir.



Şekil 5.23: 9Fr kateter dizilerinin dikey, yatay yönlülükleri (normalize)

(a) 8x8 Kare (64 tane) (b) Dairesel içi boş (64 tane) (c) Dairesel içi dolu (73 tane)

6. SONUÇLAR, ÖNERİLER VE GELECEK ÇALIŞMALAR

Bu çalışmada, iletim modundaki CMUT hücresinin ve çıkış performansının analizi, CMUT elemanının matematiksel ve Simulink modeli kullanılarak incelenmiştir. Hızlı ve kolay modelleme sağladığından dolayı modelleme için Simulink tercih edilmiştir. CMUT modellenirken Mason'un küçük sinyal elektriksel eşdeğer devre modeli kullanılmıştır. Ayrıca büyük sinyal eşdeğer devre modeli kullanılarak da bazı analizler yapılmıştır. Simülasyon sonuçları farklı çalışma koşulları dikkate alınarak elde edilmiştir. Genel olarak, bu çalışmanın alt başlıkları ve sonuçları aşağıda sıralanan şekilde ifade edilebilir:

- DC gerilimin etkisinin araştırıldığı küçük sinyal analizi,
- AC sinyalin etkisinin araştırıldığı büyük sinyal analizi,
- Farklı membran malzemelerinin etkisinin analizi,
- Stres altındaki membran durumu için analiz,
- Farklı elektrot büyüklükleri için yapılan analizler,
- Büyük sinyal elektriksel eşdeğer devre modeli analizi,
- 9-Fr Kateter dizileri yönlülük ve yan lob analizi

Küçük sinyal analizinin sonuçlarına bakılacak olursa; DC gerilimi çökme gerilimini aştığında CMUT membranın beklendiği gibi çökmeye maruz kaldığı görülmüştür. Bununla birlikte, DC gerilim ve AC uyarma sinyallerinin toplamı teorik çökme voltajını aştığında membran bir süre daha çökmemekte olduğu gözlemlenmiştir. Benzer şekilde, zar sadece AC sinyali altında iken, çökme voltajı büyüklüğünde AC sinyal uygulandığında beklenen çökme olmadığı görülmüştür. Dolayısıyla, AC sinyalleri için beklenen çökme geriliminden daha yüksek bir değerde membran çökmesinin meydana geldiği gözlenmiştir. Çalışmanın diğer parçası ise, farklı AC sinyali tiplerinin etkisinin gözlenmesidir. Kare sinyal kullanıldığında, sinüs ve testere sinyaline göre daha yüksek yer değiştirme ve basınç değeri elde edilmiştir. Bu sebeple

yüksek performanslı çıkış gerektiren uygulamalarda kare AC sinyal tipinin kullanılması önerilebilir. Sönümlenme mekanizmasına ek olarak periyot sayısı, genlik ve uyarma sinyalinin frekansı da dikkate alınmış ve araştırılmıştır. Farklı periyotlara ve frekanslara sahip AC sinyalinin çıktı sonuçlarındaki farklılıklar değerlendirilmiştir.

Ayrıca, farklı membran malzemelerinin çeşitli AC ve DC gerilimler altında yer değiştirme ve çıkış basıncına etkisi analiz edilmiştir. Aynı DC voltajı altında silikon membran en yüksek yer değiştirmeye ve elmas membran en düşük yer değiştirmeye sahip olduğu, bununla birlikte, elmas membranın düşük yer değiştirmeye rağmen yüksek çıkış basıncına sahip olduğu gözlemlendi. Ayrıca, Si_3Ni_4 membran performansı da farklı sönüm oranı dikkate alınarak araştırılmıştır.

Termal değişimler, faz dönüşümleri ve mekanik işlemler gibi çeşitli sebeplerle membran üzerinde stresler oluşabilmektedir. Sonraki kısımda ise, stres altındaki iki farklı membran malzemesinin analizi yapılmıştır. Membran üzerinde bulunan stresin çıkış performansına etkisi araştırılmıştır. Poly-Si membran için yer değiştirmenin stresle orantılı olduğu ve farklı stres seviyesi altında birbirine yakın çıktı basınç değerlerinin elde edildiği görülmüştür. Si_3Ni_4 'ten yapılmış membran için, yer değiştirme stres ile ters orantılıdır. Benzer şekilde, farklı basınç seviyesi altında Si_3Ni_4 için çıkış basınçlarının yakın değerleri elde edilmiştir. Q değeri, Poly-Si membran için stres ile azalır ve Si_3Ni_4 membran için stres ile artmaktadır. Q ve BW ters orantılı olduğundan, BW değeri Poly-Si membran için stres ile artmakta ve Si_3Ni_4 membran için stres ile azaldığı görülmüştür.

Sonrasında, farklı üst elektrot boyutlarına sahip CMUT elemanının iletim performansı, farklı uyarma sinyalleri altındaki yer değiştirmeler açısından incelenmiştir. CMUT membranının üstündeki elektrot alanının değiştirilmesi, analitik denklemler nedeniyle beklendiği gibi çökme gerilimini ve empedansını doğrudan etkilemektedir. Üst elektrot alan büyüklüğü, membran alanının dörtte biri, yarısı ve tamamı olarak seçilmiştir. Farklı elektrot kapsamı altındaki membranın çökme gerilimi ile ilgili olarak, elektrot boyutu küçüldüğünde arttığını söylenebilir. Elektrot kapsamı azaldığında membran yer değiştirmesinin ve basıncının düştüğü ölçülmüştür. Bu nedenle, yalıtım katmanı boyutunu göz önünde bulundurarak CMUT çıktı performansını arttırmak için elektrotun membranı tam kapsadığı alanının daha verimli bir yol olduğunu ve 60µm yarıçapındaki (%100 elektrot kapsamı) elektrodun daha iyi sonuçlar verdiği tespit edilmiştir. İletim modundaki CMUT membranının yer

değiştirmesini ölçmek için sinüs, testere ve kare dalga uyarma sinyali uygulanmıştır. Kare şeklindeki sinyal uyarımın, sinüs ve testere şeklindeki sinyallerden daha yüksek yer değiştirmeye yol açtığı tespit edilmiştir. Büyük sinyal elektriksel eşdeğer devresine göre yapılan modellemede diğer özellikleri aynı olarak kare, sinüs ve testere olmak üzere AC ve DC gerilimler altında çıkış basıncı ve yer değiştirme analizleri yapılmıştır.

Son bölümde ise 9-Fr çapındaki kateterin ucundaki alan için kullanılabilir 3 farklı CMUT dizisinin yönlülük analizi ve yan lob incelemesi yapılmış ve incelenmiştir. Kılavuzlama ihtiyacı için ortası boş olarak bırakılan dizinin yan loblarının daha büyük olduğu, dolayısıyla diğer dizilerin daha iyi çözünürlük ve netliğe sahip olduğu ve diğer dizilerin daha etkili ve verimli olduğu gösterilmiş ve uygulamanın ihtiyacı doğrultusunda dizi seçimi yapılması tavsiye edilmiştir.

Sonuç olarak, bu çalışmadan elde edilen sonuçların gelecekte yapılacak CMUT tasarım, üretim, teorik ve pratik çalışmalarına katkı sağlaması beklenmektedir.

Büyük sinyal eşdeğer devre modeli için harmonik denge analizlerinin yapılması, Piezoelektrik dönüştürücünün de modellenerek CMUT ile karşılaştırılması, CMUT dizileri kullanılarak yapılan kateter çalışmalarının geliştirilmesi, CMUT dizileri kullanılarak giyilebilir cihazlar, sensörler vb. cihazların üretilmesi gibi konuların bu çalışmanın devamı olarak yapılması düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] **Bayer, O., Karabulut, Y.**, (2003) *Ultrasesin Fiziği ve Teknolojideki Uygulamaları*, İzmir.
- [2] **Özden, N., Sener, S., İkizer, B.**, (1979), *Ultrasonik Muayene*, Ankara
- [3] **Blitz, J.**, (1971) *Ultrasonic Methods and Application*, Butterworths, London.
- [4] <https://www.medikalakademi.com.tr/ultrason-usg-nedir-nasil-cekilir-ayrintili-ve-renkli-ultrasonografi/>, Alındığı tarih:11.03.2020
- [5] **Eroğul, O., Karagöz, İ.**, (1998) *Tıbbi Görüntüleme Sistemleri*, Ankara
- [6] **Goyal, R., Mohan, D.Y.**, (2018) Design and simulation of a mems-based capacitive micro-machined ultrasonic transducer for viscosity sensing applications. IOP Publishing COMSOL. <https://www.comsol.com/paper/design-and-simulation-of-a-mems-based-ultrasonic-transducer-for-viscosity-sensin-62853>. Alındığı tarih: 5.11.2019
- [7] **Maity, R., Maity, N.P., Guha, K., Baishya, S.**, (2018) Analysis of spring softening effect on the collapse voltage of capacitive MEMS ultrasonic transducers. *Microsyst Technol.* <https://doi.org/10.1007/s00542-018-4040-x>
- [8] **Satir, S.**, (2014) “Capacitive micromachined ultrasonic transducers for non-destructive testing applications.” Dissertation, (Doktora Tezi) Georgia Institute of Technology, Adres: <https://smartech.gatech.edu/handle/1853/54303>
- [9] **Brenner, K., Ergun, A.S., Firouzi, K., Rasmussen, M.F., Stedman, Q., Khuri-Yakub, B.P.**, (2019) “Advances in Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers. *Micromachines*” (Basel);10(2):152. doi:10.3390/mi10020152
- [10] **Mason, W.P.**, (1942) “*Electromechanical Transducers and Wave Filters*”, New York: Van Nostrand.
- [11] **Ladabaum, I., Jin, X., Soh, H., Atalar, A., Khuri-Yakub, B.T.**, (1998) Surface micromachined capacitive ultrasonic transducers. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.* 1998;45:678–690. doi: 10.1109/58.677612.
- [12] **Khuri-Yakub, B.T., Cheng, C.H., Degertekin, F.L., Ergun, S., Hansen, S., Jin, X., Oralkan, O.**, (2000) Silicon Micromachined Ultrasonic Transducers. *Jpn. J. Appl. Phys.* 2000;39:2883–2887. doi: 10.1143/JJAP.39.2883.

- [13] **Oralkan, Ö., Ergun, A.S., Johnson, J.A. et al** (2002) Capacitive micromachined ultrasonic transducers: next-generation arrays for acoustic imaging? *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 49:1596–1610. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2002.1049742>
- [14] **Olcum, S., Senlik, M.N., Atalar, A.,** (2005) Optimization of the gain-bandwidth product of capacitive micromachined ultrasonic transducers. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 52:2211–2219
- [15] **Wygant, I.O., Yeh, D.T., Zhuang, X., et al** (2005) Integrated ultrasound imaging systems based on capacitive micromachined ultrasonic transducer arrays. *Proc IEEE Sens* 2005:704–707. <https://doi.org/10.1109/ICSENS.2005.1597796>
- [16] **Wang, H., Wang, X., He, C.,** (2014) Design and performance analysis of capacitive micromachined ultrasonic transducer linear array. *Micromachines* 5:420–431. <https://doi.org/10.3390/mi5030420>
- [17] **Fouan, D., Bouakaz, A.,** (2016) Investigation of classical pulse sequences for contrast-enhanced ultrasound imaging with a cMUT probe. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 63:1496–1504. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2016.2567641>
- [18] **Greenlay, B.A., Zemp, R.J.,** (2017) Fabrication of linear array and top-orthogonal-to-bottom electrode CMUT arrays with a sacrificial release process. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 64:93–107. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2016.2620425>
- [19] **Haller, M.I., and Khuri-Yakub, B.T.,** (1994) “A surface micromachined electrostatic ultrasonic air transducer,” 1994 IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1241–1244, 1994.
- [20] **Yamaner, F.Y., Olçum, S., Oğuz, H.K., et al** (2012) f. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 59:1276–1284. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2012.2318>
- [21] **Henderson, T.,** (2017) "The Doppler Effect – Lesson 3, Waves" Physics tutorial. The Physics Classroom. Alındığı tarih: 5 Ocak 2020
- [22] **Chen, J., Cheng, X., Chen, C.C., et al,** (2008) “A capacitive micromachined ultrasonic transducer array for minimally invasive medical diagnosis.” *Journal of Microelectromech Syst* 17:599–610. <https://doi.org/10.1109/JMEMS.2009.922076>
- [23] **Olcum, S., Yamaner, F.Y., Bozkurt, A., Atalar, A.,** (2011) “Deep-collapse operation of capacitive micromachined ultrasonic transducers.” *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 58:2475–2483. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2011.2104>
- [24] **Lee, B.C., Nikoozadeh, A., Park, K.K., Khuri-Yakub, B.T.,** (2018) “High-efficiency output pressure performance using capacitive micromachined

- ultrasonic transducers with substrate-embedded springs.” *Sensors* (Switzerland) 18:1–12. <https://doi.org/10.3390/s18082520>
- [25] **Yildiz, F.**, (2018) “Capacitive micromachined ultrasonic transducer (CMUT) analytical evaluation of membranes performance under fabrication related stress.” *KSU J Eng Sci* 21:280–285. <https://doi.org/10.17780/ksujes.409395>
- [26] **Molgaard, M.J.G., Hansen, J.M.F., Jakobsen, M.H., Thomsen, E.V.**, (2018) Sensitivity optimization of wafer bonded gravimetric CMUT sensors. *Journal of Microelectromech Syst.* <https://doi.org/10.1109/JMEMS.2018.2868864>
- [27] **Lai, L., Wong, P.**, (2014) “Capacitive micromachined ultrasonic transducers for non-destructive testing applications.” Dissertation, University of Waterloo
- [28] **Zure, T., Chowdhury, S.**, (2012) Fabrication and measurements of dynamic response of an SOI based non-planar CMUT array. *Microsyst Technol* 18:629–638. <https://doi.org/10.1007/s00542-012-1500-6>
- [29] **Wang, H., Tong, Y., Wang, X., et al** (2018) Experimental investigation of the influence of excitation signal on radiation characteristics of capacitive micromachined ultrasonic transducer. *Microsyst Technol* 24:5055–5063. <https://doi.org/10.1007/s00542-018-4131-8>
- [30] **Ozdemir, M.**, (2018) “Ultrasonografi eğitimi için balistik jelatin esaslı fantom geliştirilmesi ve özelliklerinin araştırılması”, Master Tezi, TOBB ETÜ, Adres: <http://etu.edu.tr/>
- [31] **Nasifoglu, H.**, (2017) “Radyografi Görüntülerinin Görüntü İşleme Algoritmaları Kullanılarak Adaptif Olarak Sıkıştırılması”, Master Tezi, TOBB ETÜ, Adres: <http://etu.edu.tr/>
- [32] **Evans, R.G.**, (1991) Medical diagnostic ultrasound instrumentation and clinical interpretation. *JAMA*, 265, 1155-1159.
- [33] **Pumphrey, R.J.**, (1950) Upper limit of frequency for human hearing. *Nature*, 166(4222), 571.
- [34] **Kremkau, F.W., Forsberg, F.**, (2015) *Sonography principles and instruments.* Elsevier Health Sciences. <https://www.elsevier.com/books/sonography-principles-and-instruments/kremkau/978-0-323-32271-3>
- [35] **Rumack, C.M., Wilson, S., Charboneau, J.W., & Levine, D.**, (2010) *Diagnostic Ultrasound: 2-Volume Set.* Missouri: Elsevier Mosby.
- [36] **Chivers, R.C., Parry, R.J.**, (1978). “Ultrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues.” *The Journal of the Acoustical Society of America*, 63(3), 940-953.
- [37] **Goss, S.A., Johnston, R.L., Dunn, F.**, (1978) Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 64(2), 423-457.

- [38] **Hecht, E.**, (1987) Optics 2nd edition, MA: *Addison-Wesley Publishing Company*. ISBN 0-201-11609-X.
- [39] **Haar, G.T.**, (1999) Therapeutic ultrasound. *European Journal of Ultrasound* 1999; 9: 3–9.
- [40] **Bradley, W.G.**, (2008) “History of Medical Imaging”, *Proceedings of the American Philosophical Society*, Vol. 152, No. 3, pp. 349–361.
- [41] **Jain, L., and Singh, P.**, (2014) “A Historical and Qualitative Analysis of Different Medical Imaging Techniques”, *International Journal of Computer Applications*, Vol.107, No. 15.
- [42] **Carovac, A., Smajlovic, F., and Junuzovic, D.**, (2011) “Application of ultrasound in medicine”, *Acta Inform Med.*, Vol. 19 Issue: 3, pp.168–171.
- [43] **Schellpfefer, M.A.**, (2013) “Ultrasound Imaging in Research and Clinical Medicine”, *Birth Defects Res C Embryo Today.*, Vol. 99, Issue 2, pp. 83-92.
- [44] **Cox, B.**, (2013) “Acoustics for Ultrasound Imaging”, *Lecture Notes*, University College London.
- [45] **Erikson, K.N., Fry, F.J., and Jones, J.P.**, (1974) “Ultrasound in Medicine-A review”, *IEEE Transaction on Sonics and Ultrasonic*, Vol.21, No.3, pp.144-170
- Sofferman, R.A.**, (2012) “Physics and Principles of Ultrasound”, DOI 10.1007/978-1-4614-0974-8_2
- [46] **Iniewski, K.**, (2009) “Medical Imaging: Principles, Detectors and Electronics”, Wiley.
- [48] **Wilhjelm, J.E., Illum, A., Kristensson, M., and Andersen, O.T.**, (2013) “Medical diagnostic ultrasound physical principles and imaging”, DTU Elektro Technical University of Denmark, Ver. 3.1
- [49] **Chan, V., and Perlas, A.**, (2011) “Basic of Ultrasound Imaging, Atlas of Ultrasound Guided Procedures in Interventional Pain Management”, DOI 10.1007/978-1-4419-1681-5_2.
- [50] **Aldrich, J.E.**, (2007) “Basic Physic of Ultrasound Imaging”, *Crit Care Med*, Vol.35, No.5.
- [51] **Öztürk, C., Akşit, R.**, (2004) “Tedavide sıcak ve soğuk” Oğuz H (Editör). İçinde: *Tıbbi Rehabilitasyon*. Ed: Oğuz H, Nobel Kitapevleri, İstanbul, s:333-53.
- [52] **Steiss, J.E., McCauley, L.**, (2004) *Canine rehabilitation & physical therapy*. St. Louis: Saunders. Cap.19, p.324-336.
- [53] **Hayes, J.P.**, (2000) Assumptions and practical considerations in the design and interpretation of echolocation-monitoring studies *Acta Chiropterologica* 2(2):225-236

- [54] **Alpkalyon, A.**, (2001) Ultrason. In: Tuna N, editör. Elektroterapi. 2. Baskı İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi 2001:129-40.
- [55] **Hizmetli, S., Koçoğlu, S., Mimaroglu, C.**, (1993) Refleks sempatik distrofi sendromunun fizik tedavi ve rehabilitasyonunda kesikli ultrason ve lokal anestezi ile yapılan stellar ganglion blokajının karşılaştırılması. Fizik Tedavi Rehabilitasyon Dergisi 17: 150-5.
- [56] **Şigan Y.T., Demir, H., Kırnap, M., Kalkan, A., Özügül, Y., Eser, C.**, (1998) Refleks sempatik distrofi hastalarının fizik tedavisinde ultrasonla sempatik ganglion blokajının önemi. Romatol Tıp Rehabil 9: 38-4.
- [57] **Muglia, V., Cooperberg, P.L., McGahan J.P., Goldberg, B.B.**, (1998) editors. Artifacts. Diagnostic Ultrasound, A logical approach. 1998. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers; p. 21–37.
- [58] **Alpöz, E., (Yürütücü), Çankaya, H., Özveri Koyuncu, B., Günbay, S.**, (2017) Baş boyun bölgesi şişliklerin tanı ve tedavi planlamasında ultrasonografinin önemi, YÖK Destekli Proje, (2014-2017)
- [59] **Curry, T.S., Dowdey, J.E., Murry, R.C.**, (1990) Christensen's physics of diagnostic radiology, ed 4, Philadelphia, Lea & Febiger.
- [60] **Buddemeyer, E.U.**, (1975) The physics of diagnostic ultrasound. Radiol Clin North Am;13:391-402.
- [61] Manual of the diagnostic ultrasound, (2013) World Health Organization (WHO), https://www.who.int/medical_devices/publications/manual_ultrasound_pack1-2/en/, Alındığı tarih: 9.2.2020
- [62] **Kino, G.**, (1987) Acoustic waves: devices, imaging, and analog signal processing. Prentice Hall PTR.
- [63] **Szabo, T.**, (2004) Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out. Elsevier Academic Press.
- [64] **Tranquart, F., Grenier, N., Eder, V., and Pourcelot, L.**, (1999) "Clinical use of ultrasound tissue harmonic imaging," Ultrasound in medicine & biology, vol. 25, no. 6, pp. 889–894
- [65] **Haider, B., and Chiao, R.Y.**, (1999) "Higher order nonlinear ultrasonic imaging," in Ultrasonics Symposium, 1999. Proceedings. 1999 IEEE, vol. 2, pp. 1527–1531
- [66] **Shen, C.C., and Li, P.C.**, (2003) "Pulse-inversion-based fundamental imaging for contrast detection" Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 50, no. 9, pp. 1124–1133.
- [67] **Eckersley, R.J., Chin, C.T., and Burns, P.N.**, (2005) "Optimising phase and amplitude modulation schemes for imaging microbubble contrast agents at low acoustic power" Ultrasound in medicine & biology, vol. 31, no. 2, pp. 213–219.

- [68] **Spencer, K., Bednarz, J., Rafter, P., Korcarz, C., and Lang, R.,** (1998) “Use of harmonic imaging without echocardiographic contrast to improve two-dimensional image quality” *The American journal of cardiology*, vol. 82, no. 6, pp. 794–799.
- [69] **Simpson, D.H., Chien Ting, C., and Burns, P.N.,** (1999) “Pulse inversion doppler: a new method for detecting nonlinear echoes from microbubble contrast agents,” *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 46, no. 2, pp. 372–382.
- [70] **Chapman, C.S. and Lazenby, J.C.,** (1997) “Ultrasound imaging system employing phase inversion subtraction to enhance the image,” US Patent 5,632,277.
- [71] **Brock-Fisher, G.A., Poland, M.D., and Rafter, P.G.,** (1996) “Means for increasing sensitivity in non-linear ultrasound imaging systems,” US Patent 5,577,505.
- [72] **Phillips, P.,** (2001) “Contrast pulse sequences (cps): imaging nonlinear microbubbles,” in *Ultrasonics Symposium, 2001 IEEE*, vol. 2, pp. 1739–1745, IEEE.
- [73] **Frinking, P.J., Bouakaz, A., Kirkhorn, J., Ten Cate, F.J., and De Jong, N.,** (2000) “Ultrasound contrast imaging: current and new potential methods,” *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 26, no. 6, pp. 965–975.
- [74] **Morgan, K., Averkiou, M., and Ferrara, K.,** (1998) “The effect of the phase of transmission on contrast agent echoes,” *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 45, no. 4, pp. 872–875
- [75] **de Jong, N., Frinking, P.J., Bouakaz, A., and Ten Cate, F.J.,** (2000) “Detection procedures of ultrasound contrast agents,” *Ultrasonics*, vol. 38, no. 1, pp. 87–92.
- [76] **Shankar, P., Krishna, P.D., and Newhouse, V.,** (1998) “Advantages of subharmonic over second harmonic backscatter for contrast-to-tissue echo enhancement,” *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 24, no. 3, pp. 395–399.
- [77] **Hunt, F.,** (1954) *Electroacoustics: the analysis of transduction, and its historical background*. Harvard University Press.
- [78] **Desser, T.S. and Jeffrey, R.B.,** (2001) “Tissue harmonic imaging techniques: physical principles and clinical applications,” in *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, vol.22, pp.1–10, Elsevier.
- [79] **Quaia, E.,** (2007) “Microbubble ultrasound contrast agents: an update,” *European radiology*, vol. 17, no. 8, pp. 1995–2008.
- [80] **Forsberg, F., Shi, W., and Goldberg, B.,** (2000) “Subharmonic imaging of contrast agents,” *Ultrasonics*, vol. 38, no. 1, pp. 93–98.

- [81] **Pasovic, M., Danilouchkine, M., Faez, T., Van Neer, P.L., Cachard, C., van der Steen, A.F., Basset, O., and de Jong, N.,** (2011) “Second harmonic inversion for ultrasound contrast harmonic imaging,” *Physics in medicine and biology*, vol. 56, no. 11, p. 3163.
- [82] **Brown, J.A., D’emor’e, C.E., and Lockwood, G.R.,** (2004) “Design and fabrication of annular arrays for high-frequency ultrasound,” *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, IEEE Transactions on, vol. 51, no. 8, pp. 1010–1017.
- [83] **Light, E.D., Lieu, V., and Smith, S.W.,** (2009) “New fabrication techniques for ring-array transducers for real-time 3d intravascular ultrasound,” *Ultrasonic imaging*, vol.31, no.4, pp.247–256.
- [84] **Degertekin, F.L., Guldiken, R.O., and Karaman, M.,** (2006) “Annular-ring cmut arrays for forward-looking ivus: transducer characterization and imaging,” *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, IEEE Transactions on, vol. 53, no. 2, pp. 474–482.
- [85] **Hunt, J.W., Arditi, M., and Foster, F.S.,** (1983) “Ultrasound transducers for pulse-echo medical imaging,” *Biomedical Engineering*, IEEE Transactions on, no. 8, pp. 453–481.
- [86] **Haller, M.I., and Khuri-Yakub, B.T.,** (1996) “A surface micromachined electrostatic ultrasonic air transducer,” *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, IEEE Transactions on, vol. 43, no. 1, pp. 1–6.
- [87] **Machida, S.,** (2010) “Mems technology using back-end of line processes in cmos lsi,” in *Interconnect Technology Conference (IITC)*, pp. 1–3.
- [88] **Zahorian, J., Hochman, M., Xu, T., Satir, S., Gurun, G., Karaman, M., and Degertekin, F.L.,** (2011) “Monolithic cmut-on-cmos integration for intravascular ultrasound applications,” *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, IEEE Transactions on, vol.58, no.12, pp.2659–2667.
- [89] **Yongli, H., Ergun, A.S., Haeggstrom, E., Badi, M.H., and Khuri-Yakub, B.T.,** (2003) “Fabricating capacitive micromachined ultrasonic transducers with wafer-bonding technology,” *Microelectromechanical Systems, Journal of*, vol. 12, no. 2, pp. 128–137.
- [90] **Cetin, A.M., and Bayram, B.,** (2013) “Diamond-based capacitive micromachined ultrasonic transducers in immersion,” *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, IEEE Transactions on, vol. 60, no. 2, pp. 414–420.
- [91] **Yildiz, F., Matsunaga, T., Haga, Y.,** (2016) “Capacitive micromachined ultrasonic transducer arrays incorporating anodically bondable low temperature co-fired ceramic for small diameter ultrasonic endoscope.” *IET Micro Nano Lett* 11:627–631. <https://doi.org/10.1049/mnl.2016.0281>

- [92] **Yildiz, F., Matsunaga, T., Haga, Y.,** (2018) "Fabrication and packaging of CMUT using low temperature co-fired ceramic. *Micromachines.*" <https://doi.org/10.3390/mi9110553>
- [93] **Huang, Y., Hæggström, E., Bayram, B., Zhuang, X., Ergun, A.S., Cheng, C.H., and Khuri-Yakub B.T.,** (2006). "Comparison of conventional and collapsed region operation of capacitive micromachined ultrasonic transducers." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 53: 1918–1932. doi:10.1109/TUFFC.2006.125.
- [94] **Olcum, S.,** (2010). "Deep Collapse Mode Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers." Ph.D. Thesis (Doktora Tezi), Bilkent University <http://repository.bilkent.edu.tr/handle/11693/15138>
- [95] **Olcum, S., Yamaner, F.Y., Bozkurt, A., Köymen, H., and Atalar, A.,** (2011) "CMUT array element in deep-collapse mode," 2011 IEEE International Ultrasonics Symposium, Orlando, FL, pp. 108-111, doi:10.1109/ULTSYM.2011.0027.
- [96] **Khan, M., Khan, T.M., Taşdelen, A.S., Yilmaz, M., Atalar, A., and Köymen, H.,** (2018) Optimization of a Collapsed Mode CMUT Receiver for Maximum Off-Resonance Sensitivity. *Journal of Microelectromechanical Systems* 27: 921–930. doi:10.1109/JMEMS.2018.2857444.
- [97] **Bayram, B., Haeggstrom, E., Yaralioglu, G.G., and Khuri-Yakub, B.T.,** (2003) "A new regime for operating capacitive micromachined ultrasonic transducers", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 50, no. 9, pp. 1184-1190
- [98] **Oralkan, Ö., et al.,** (2006) "Experimental characterization of collapse-mode CMUT operation", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 53, no. 8, pp. 1513-1523.
- [99] **Olcum, S., Yamaner, F.Y., Bozkurt, A., Köymen, H. and Atalar, A.,** (2011) "Deep-collapse operation of capacitive micromachined ultrasonic transducers", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 58, no. 11, pp. 2475-2483.
- [100] **Park, K.K., Oralkan, Ö. and Khuri-Yakub, B.T.,** (2013) "A comparison between conventional and collapse-mode capacitive micromachined ultrasonic transducers in 10-MHz 1-D arrays", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 60, no. 6, pp. 1245-1255.
- [101] **Huang, Y., et al.,** (2003) "Collapsed regime operation of capacitive micromachined ultrasonic transducers based on wafer-bonding technique," in *Proc. IEEE Symp. Ultrason.*, vol. 2, Oct. 2003, pp. 1161–1164.
- [102] **Oguz, H.K.,** (2013) "Circuit theory based modeling and analysis of CMUT arrays", Ph.D. Thesis, Bilkent University.

- [103] **Khuri-Yakub B.T., Cheng C.H., Degertekin F.L., Ergun, A.S., Hansen, S., Jin. X., Oralkan, O.,** (2000) Silicon Micromachined Ultrasonic Transducers. *Jpn. J. Appl. Phys.*, 39, 2883–2887.
- [104] **Zienkiewicz, O.C., Taylor, R.L., Zhu, J.Z.,** (2013). *The finite element method: Its basis and fundamentals* (İngilizce). Butterworth-Heinemann. ISBN 978-0-08-095135-5.
- [105] **Jin, Jian-Ming.,** (2014). *The Finite element method in electromagnetics* (İngilizce). Wiley-IEEE Press. ISBN 978-1-118-57136-1.
- [106] **Nikoozadeh, A., Bayram, B., Yaralioglu, G., Khuri-Yakub, B.T.,** (2004) “Analytical calculation of collapse voltage of CMUT membrane.” In *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, Montreal, QC, Canada, 23–27 Volume 1*, pp. 256–259.
- [107] **Raskin, J.P., Brown, A.R., Khuri-Yakub B.T., Rebeiz, G.M.,** (2000) Novel parametric-effect MEMS amplifier. *Journal of Microelectromechanical Systems* <https://doi.org/10.1109/84.896775>
- [108] **Olcum, S., Atalar, A., Köymen, H., and Senlik, M.N.,** (2006) Calculation of transformer ratio in mason’s equivalent circuit for cMUTs. *Proceedings - IEEE Ultrasonics Symposium 1: 1947–1950*. doi:10.1109/ULTSYM.2006.492.
- [109] <https://onscale.com/blog/which-transducer-type-is-best-for-ultrasonic-fingerprint-sensing-cmut-pmut-or-pzt/> alındığı tarih:15.05.2020
- [110] **Kinsler, L.E., Frey, A.R., Coppens, A.B., Sanders, J.V.,** (2000) *Fundamentals of acoustics* 4th edition
- [111] **Senlik, M.N., Olcum, S., Koymen, H., Atalar, A.,** (2010) Radiation impedance of an array of circular capacitive micromachined ultrasonic transducers. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2010.1501>
- [112] **Park, K.K., Kupnik, M., Lee, H.J., Khuri-Yakub, B.T., and Wygant, I.O.,** (2010) Modeling and measuring the effects of mutual impedance on multi-cell CMUT configurations. In *Proceedings - IEEE Ultrasonics Symposium*. doi:10.1109/ULTSYM.2010.5936010.
- [113] **Zhang, W., Zhang. H., Jin, S., & Zeng, Z.,** (2016) “A two-dimensional CMUT linear array for underwater applications: Directivity analysis and design optimization.” *Journal of Sensors*, 2016. <https://doi.org/10.1155/2016/5298197>
- [114] **Laconte, J., Flandre, D., Raskin, J.P.,** (2006) “Micromachined thin-film sensors for SOI-CMOS co-integration.” Springer, Berlin
- [115] **Cha, B.S., Lee, S.M., Kanashima, T., Okuyama, M., and Tanaka, T.,** (2011) “Influences of perforation ratio in characteristics of capacitive micromachined ultrasonic transducers in air”, *Sensors and Actuators A* Vol.171 ,pp. 191-198.

- [116] **Bozkurt A, Ladabaum I, Atalar, A., and Khuri-Yakub, B.T.,** (1999) “Theory and Analysis of Electrode Size Optimization for Capacitive Microfabricated, Ultrasonic Transducers”, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 46, No. 6, pp.1364-1374.
- [117] <https://www.medicalpark.com.tr/ultrason/hg-2156>, Alındığı tarih:15.03.2020
- [118] **Cell, C., Wygant, I.O., Clara, S., Kupnik, M., & Khuri-Yakub, B.T.,** (2008) "Analytically Calculating Membrane Displacement and the Equivalent Circuit Model of a Circular." Ultrasonics, (6), 2111–2114.
- [119] **Cheng, X.,** (2008) “Minimally Invasive Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers Array for Biomedical Applications”, Ph.D. Thesis, University of New Mexico
- [120] **Hochman. M.,** (2011) “Investigation of Acoustic Crosstalk effects in CMUT Arrays”, Master tezi, Georgia Institute of Technology
- [121] **Satir, S., Zahorian, J., & Degertekin, F.L.,** (2013) A large-signal model for CMUT arrays with arbitrary membrane geometry operating in non-collapsed mode. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 60(11), 2426–2439. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2013.6644745>
- [122] **Olcum, S.,** (2005) “Optimization of the Gain-Bandwidth Product of Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers”, Master Tezi, Bilkent University
- [123] <https://www.ceramtec.com/applications/piezo-applications/sensor-technology/>, Alındığı tarih: 19.05.2020
- [124] **Nikolov, S.I.,** (2001) “Synthetic aperture tissue and flow ultrasound imaging”, Ph.D. Thesis, Technical University of Denmark
- [125] **Yasar, A.İ., Yildiz, F., and Eroglu, O.,** (2019) Evaluation of CMUT performance under different excitation signals and electrode coverage. In: 2019 11th international conference on electrical and electronics engineering (ELECO) (pp 441–444). IEEE. <https://doi.org/10.23919/eleco47770.2019.8990518>
- [126] **Yaşar, A.İ., Yildiz, F. and Eroglu, O.** (2020) Capacitive micromachined ultrasonic transducer: transmission performance evaluation under different driving parameters and membrane stress for underwater imaging applications. Microsyst Technol. <https://doi.org/10.1007/s00542-020-04827-4>
- [127] **Yasar, A.İ., Yildiz, F.,** (2019) Investigation of different membrane materials effects in CMUT membrane behaviour. In: 2019 3rd international symposium on multidisciplinary studies and innovative technologies (ISMSIT) (pp 1–4). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ismsit.2019.8932848>

- [128] **Giordano, N.**, (2009) *College Physics: Reasoning and Relationships*. Cengage Learning. pp. 421–424. ISBN 978-0534424718.
- [129] **Possel, M.**, (2017) "Waves, motion and frequency: the Doppler effect" *Einstein Online*, Vol. 5. Max Planck Institute for Gravitational Physics, Potsdam, Germany.
- [130] **Pirouz, A. and Degertekin, F.L.**, (2019) "An analysis method for capacitive micromachined ultrasound transducer (CMUT) energy conversion during large signal operation", *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 4.
- [131] **Ünlügedik, A., Tasdelen, A., Atalar, A. and Koymen, H.**, (2014) "Designing transmitting CMUT cells for airborne applications", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 61, no. 11, pp. 1899-1910.
- [132] **Teston, F., Certon, D., Patat, F., and Felix, N.**, (2005) "Implementation of master curves for CMUT arrays design", *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*
- [133] **Wong, S.H., Kupnik, M., Zhuang, X., Lin D.S., Butts-Pauly, K., and Khuri-Yakub, B.T.**, (2008) "Evaluation of wafer bonded CMUTs with rectangular membranes featuring high fill factor", *IEEE Transactions on Ultrasonic, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 55, No. 9, pp. 2053-2065.
- [134] **Mendoza-López, J., Sánchez-López, C.**, (2012) "Electromechanical Performance Comparison for Different CMUT Element Geometries", *Synthesis, Modeling, Analysis and Simulation Methods and Applications to Circuit Design (SMACD)*.
- [135] **Choe, J.W.**, (2013) "Real-Time Volumetric Ultrasound Imaging with Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer (Cmut) Probes", *Ph.D. Thesis, Stanford University*.
- [136] **Smith, S.W., Pavy, H.G., and von Ramm, O.T.**, (1991) "High-Speed ultrasound volumetric imaging system—Part I: Transducer design and beam steering", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 38, pp. 100-108, Mar.
- [137] **Burke, M.C., Roberts, M.J.D., Knight, B.P.**, (2006) "Integration of cardiac imaging and electrophysiology during catheter ablation procedures for atrial fibrillation". *J. Electrocardiol.*; vol. 39(no 4):S188–S192.
- [138] **Oralkan, Ö., Ergun, A.S., Cheng, C.H., Johnson, J.A., Karaman, M., Lee, T.H., & Khuri-Yakub, B.T.**, (2003). Volumetric ultrasound imaging using 2-D CMUT arrays. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 50(11), 1581–1594. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2003.1251142>

- [139] **Kottkamp, H., Hugl, B., Krauss, B., Wetzel, U., Fleck, A., Schuler, G., Hindricks, G.,** (2000) “Electromagnetic versus fluoroscopic mapping of the inferior isthmus for ablation of typical atrial flutter: A prospective randomized study.” *Circulation*; vol. 102(no 17):2082–2086.
- [140] **Azhari, H.,** (2010) "Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers", Appendix A: Typical Acoustic Properties of Tissues, Wiley Online Books, pp. 313-314, <https://doi.org/10.1002/9780470561478.app1>
- [141] **Koymen, H., Atman, E.D., ve ark.** (2018). “Meme Kanseri Taramasında Mikrokalsifikasyonların Tespiti İçin Yüksek Çözünürlüklü Ultrason Görüntüleme” Program Kodu: 1003 Proje No: 213E031, Tübitak
- [142] **Yilmaz, A.,** (2014) “Airborne CMUT Cell Design”. Ph.D. Thesis, Bilkent University <http://repository.bilkent.edu.tr/handle/11693/15976>
- [143] **Köymen, H., Atalar, A., Aydoğdu, E., Kocabaş, C., Oğuz, H.K., Olçum, S., Ünlügedik, A.,** (2012). An improved lumped element nonlinear circuit model for a circular CMUT cell. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 59(8), 1791–1799. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2012.2383>
- [144] **Yamaner, F.Y., Olçum, S., Oğuz, H.K., Bozkurt, A., Köymen, H., & Atalar, A.,** (2012). High-power CMUTs: Design and experimental verification. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 59(6), 1276–1284. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2012.2318>
- [145] **Maadi, M., & Zemp, R.J.,** (2019). A Nonlinear Lumped Equivalent Circuit Model for a Single Uncollapsed Square CMUT Cell. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 66(8), 1340–1351. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2019.2914608>
- [146] **Nakano, Y., & Sadamatsu, K.,** (2016). Successful Intravascular Ultrasound-Guided Transradial Coronary Intervention with a 4Fr Guiding Catheter. *Case Reports in Cardiology*, (Figure 3), 3–5. <https://doi.org/10.1155/2016/6369812>
- [147] **Zhang, R., Xue, C., He, C., Zhang, Y., Song, J., & Zhang, W.** (2016). Design and performance analysis of capacitive micromachined ultrasonic transducer (CMUT) array for underwater imaging. *Microsystem Technologies*, 22(12), 2939–2947. <https://doi.org/10.1007/s00542-015-2716-z>
- [148] **Nikoozadeh A., Wygant IO, Lin DS, Oralkan Ö, Ergun AS, Stephens DN, ... Khuri-Yakub BT** (2008). Forward-looking intracardiac ultrasound imaging using a 1-D CMUT array integrated with custom front-end electronics. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 55(12), 2651–2660. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2008.980>

- [149] **Sisman, A., Zahorian, J., Gurun, G., Karaman, M., Balantekin, M., Degertekin, F.L., and Hasler, P.,** (2009) “Evaluation of CMUT Annular Arrays for Side looking IVUS”, IEEE International Ultrasonic Symposium Proceeding, pp .988-991, Rome, Italy
- [150] **Logan, A., & Yeow, J.T.W.,** (2009) “Fabricating capacitive micromachined ultrasonic transducers with a novel silicon-nitride-Based wafer bonding process.” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 56(5), 1074–1084. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2009.1141>
- [151] **Wang, H., Wang, X., & He, C.,** (2014) “Design and performance analysis of capacitive micromachined ultrasonic transducer linear array.” Micromachines, 5(3), 420–431. <https://doi.org/10.3390/mi5030420>
- [152] <https://www.twi-global.com/technical-knowledge/faqs/residual-stress> Alındığı tarih: 5.11.2020
- [153] **Shi M. X., Liu B., Zhang Z. Q., Zhang Y. W. and Gao H. J.** (2012) “Direct influence of residual stress on the bending stiffness of cantilever beams” Proc. R. Soc. A.4682595–2613. <http://doi.org/10.1098/rspa.2011.0662>