

T.C.
KASTAMONU ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MALZEME BİLİMİ VE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI



**İN VİTRO ÇALIŞMALARDA FOTOAKUSTİK GÖRÜNTÜLEME
TEKNİĞİ KULLANARAK DİYABETES MELLİTUS'UN ERKEN
TANISI ÜZERİNE SİMÜLASYON ÇALIŞMASI**

Hajer AL-JEBURY

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DR. ÖĞR. ÜYESİ HAYRİYE ALTURAL ÖZKAN

KASIM - 2020

KASTAMONU

TEZ ONAYI

Hajer AL-JEBURY tarafından hazırlanan “İN VİTRO ÇALIŞMALARDA FOTOAKUSTİK GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ KULLANARAK DİYABETES MELLİTUS'UN ERKEN TANISI ÜZERİNE SİMÜLASYON ÇALIŞMASI” adlı tez çalışmasının savunma sınavı **15.10.2020** tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen jüri tarafından oy birliği ile Kastamonu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Ana Bilim Dalı Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Danışman	Dr. Öğr. Üyesi Hayriye ALTURAL ÖZKAN Kastamonu Üniversitesi	
Jüri Üyesi	Doç. Dr. İdris YAZGAN Kastamonu Üniversitesi	
Jüri Üyesi	Dr. Öğr. Üyesi Alpaslan KOÇ Samsun Üniversitesi	

Jüri üyeleri tarafından kabul edilmiş olan bu tez Kastamonu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca onanmıştır.

Enstitü Müdürü	Prof. Dr. İzzet ŞENER	
----------------	-----------------------	-------

TAAHHÜTNAME

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu; ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını, bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini bildirir ve taahhüt ederim.

Hajer AL-JEBURY



ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İN VİTRO ÇALIŞMALARDA FOTOAKUSTİK GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ KULLANARAK DİYABETES MELLİTUS'UN ERKEN TANISI ÜZERİNE SİMÜLASYON ÇALIŞMASI

HAJER AL-JEBURY

KASTAMONU ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MALZEME BİLİMİ VE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI
DANIŞMAN: DR. ÖĞR. ÜYESİ HAYRİYE ALTURAL ÖZKAN

Çalışmamız, COMSOL çoklu fizik platformunda sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak üç boyutlu yüzey akustik dalga (YAD) geciktirme hattı aygıtının benzetimi ve modellenmesini, YAD aygıtının akustoforez kuvvet etkisi kullanılarak ayırma etkisi karakterizasyonlarının incelenmesini ve YAD aygıtında bir lazer kullanarak fotoakustik etkiyi sunmaktadır. Çalışma, YAD aygıtının (akustik, mekanik, elektrik ve optik karakterizasyonları) üç durumda incelenmesini irdelemektedir: mikroakışkansız, mikroakışkanlı, lazer temelli mikroakışkanlı. Burada bu aygıt iki çift alüminyum geçmeli tarak yapılı dönüştürücülü (IDT) bir alüminyum nitrür (AlN) ince film malzemesinden, mikroakışkan çip polidimetilsiloksan'dan (PDMS) yapılmıştır ve lazer 10 W gücünde bir Gauss fonksiyonlu ısı kaynağı olarak uygulanmıştır. PDMS mikroakışkan çip, sıvı ve hücreler (ikinci durumda beyaz kan hücreleri (BKH'ler), kırmızı kan hücreleri (KKH'ler), trombositler içeren kan sıvısı ve üçüncü durumda diyabetik ve normal KKH içeren su sıvısı) kullanılarak benzetim yapılmıştır. İlk durumda YAD aygıtının elektriksel karakterizasyonlarının sonuçları saçılım-admitans parametreleri, hızlı Fourier dönüşümü (FFT) kullanılarak ekleme kaybı, tüm durumlar için giriş-çıkış elektrik voltajları ve elektrik enerjisini içerir. Mekanik karakterizasyonlar ilk durumda FFT kullanarak kalite faktörü, tüm durumlar için yer değiştirmeler, mekanik olarak depolanan enerji ve her iki IDT'deki basınç gerilimini içerir. Akustik karakterizasyonlara gelince, farklı malzeme domenlerinin basınç akustiğini içerir. Akustoforez için ikinci durumda kuvvet etkisi, hücre sayımı, hücrenin hızı, mikroakışkan kanal içinde akustoforetik kuvvet, sürüklenme kuvveti ve toplam kuvvet olarak çalışılmıştır. Üçüncü duruma gelince, sıcaklık ve ısı kaynağı etkileri diyabetik ve normal KKH üzerinde çalışılmıştır.

ANAHTAR KELİMELER: 3B simülasyon, Akustoforez, COMSOL çoklu fizik, Diyabetik KKH, Lazer ısı kaynağı, Mikroakışkan temelli YAD aygıtı, FA olgu.

Kasım 2020, 110 Sayfa

ABSTRACT

MSC THESIS

SIMULATION STUDY ON EARLY DIAGNOSIS OF DIABETES MELLITUS USING PHOTOACOUSTIC IMAGING FOR IN VITRO STUDIES

HAJER AL-JEBURY

**KASTAMONU UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE
DEPARTMENT OF MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING
SUPERVISOR: ASST. PROF. DR. HAYRİYE ALTURAL ÖZKAN**

Our study has presented the simulation and modeling of three dimensional surface acoustic wave (SAW) delay line device using finite elements method in the COMSOL Multiphysics platform, the investigation of separation characterizations using the acoustophoresis force effect of SAW device and the photoacoustic effect using a laser in SAW. The study addresses the investigation of the SAW device (acoustic, mechanical, electrical and optical characterizations) in three cases: without microfluidics, with microfluidics, with laser based microfluidics. Here this device is made of a thin film of aluminum nitride (AlN) material with two pairs of aluminum interdigital transducers (IDTs), microfluidic chip is made of polydimethylsiloxane (PDMS) and the laser is applied as a heat source of Gaussian function with power 10 W. The PDMS microfluidic chip is simulated using fluid and cells (blood fluid with white blood cells (WBCs), red blood cells (RBCs), platelets in the second case, and water fluid with diabetic and normal RBC in the third case). The results of electrical characterizations of the SAW device in the first case include scatter-admittance parameters, insertion loss using fast Fourier transform (FFT), for all cases the input-output electrical voltages and electrical energy. The mechanical characterizations include quality factor using FFT in the first case, for all cases the displacements, mechanically stored energy and pressure stress in both IDTs. As for acoustic characterizations, they include pressure acoustic of different material domains. For acoustophoresis force effect in the second case has been studied as cell counting, velocity of cell, acoustophoretic force, drag force and total force in microfluidic channel. As for third case, temperature and heat source effects are studied on diabetic and normal RBC.

KEYWORDS: 3D simulation, Acoustophoresis, COMSOL Multiphysics, Diabetic RBC, Laser heat source, Microfluidic based SAW device, PA phenomena.

November 2020, 110 Pages

TEŞEKKÜR

Öncelikle Kastamonu Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nde öğretim üyesi olan tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Hayriye ALTURAL ÖZKAN'a teşekkür ediyorum. Tez konusuyla ilgili araştırmalarım ve tez yazımı ile ilgili karşılaştığım sorunlarda kapısı her zaman açıktı. İhtiyacım olduğunu düşündüğü her an beni doğru yönlendirmiştir.

Bilgisayar Mühendisi Salih ÖZKAN'a bilgisayarımda karşılaştığım her sorunda çözüm bulmama yardımcı olduğu için teşekkür etmek istiyorum.

Kastamonu Üniversitesi tarafından Irak hükümetine sağlanan burs, akademik kariyerime devam etme fırsatı vermiştir.

Tez seminerime katılıp dinledikleri ve ileride uygulanacak çalışmamızı geliştirmemiz için değerli öneri ve görüşleri ile katkı sağlayan jüri üyeleri Doç. Dr. İdris YAZGAN'a ve Dr. Öğr. Üyesi Alpaslan KOÇ'a da çok teşekkür ediyorum.

Son olarak, üç yıllık öğrenimim boyunca ve bu tezi araştırma ve yazma sürecinde bana tam destek ve sürekli teşvik sağladıkları için özellikle anneme ve ailemin geri kalanına çok derin şükranlarımı sunuyorum. Onlar olmadan bu başarı mümkün olamazdı. Teşekkür ederim.

HAJER AL-JEBURY

Kastamonu, 2020

İÇİNDEKİLER

Sayfa

TEZ ONAYI	ii
TAAHHÜTNAME	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Literatürde Yapılan Çalışmalar	5
2. YÜZEY AKUSTİK DALGA AYGITLARI	9
2.1 Literatürde Yapılan Çalışmalar	10
2.2 Çalışma Prensibi.....	11
3. MİKROAKIŞKAN TEMELLİ YAD AYGITLAR.....	13
3.1 Literatürde Yapılan Çalışmalar	14
3.2 Çalışma Prensibi.....	16
4. FOTOAKUSTİK OLGU	17
4.1 Literatürde Yapılan Çalışmalar	18
4.2 Çalışma Prensibi.....	19
5. MATERYAL VE METOT	21
5.1 YAD Aygıtının Modellenmesi ve Benzetimi	21
5.1.1 Genel Tanımlar	21
5.1.2 Geometrik Modelleme	23
5.1.3 Madde ve Malzeme Tanımlama	24
5.1.4 Çözüm Modülleri.....	25
5.1.5 Örgü Oluşturma	31
5.1.6 Çözüm Yöntemleri.....	32
5.2 Mikroakışkan Temelli YAD Aygıtların Modellenmesi ve Benzetimi ..	32
5.2.1 Genel Tanımlar	32
5.2.2 Geometrik Modelleme	33
5.2.3 Madde ve Malzeme Tanımlama	34
5.2.4 Çözüm Modülleri.....	37
5.2.5 Örgü Oluşturma	43
5.2.6 Çözüm Yöntemleri.....	43
5.3 Fotoakustik Olgunun Modellenmesi ve Benzetimi	44
5.3.1 Genel Tanımlar	44
5.3.2 Geometrik Modelleme	44
5.3.3 Madde ve Malzeme Tanımlama	46
5.3.4 Çözüm Modülleri.....	47
5.3.5 Örgü Oluşturma	51
5.3.6 Çözüm Yöntemleri.....	52
6. BULGULAR	53

6.1	YAD Aygıtına Ait Benzetim Sonuçları.....	53
6.1.1	Akustik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları.....	53
6.1.2	Mekanik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları	54
6.1.3	Elektriksel Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları	58
6.2	Mikroakışkan Temelli YAD Aygıtına Ait Benzetim Sonuçları	63
6.2.1	Akustik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları.....	63
6.2.2	Mekanik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları	64
6.2.3	Elektriksel Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları	83
6.3	Fotoakustik Olguya Ait Benzetim Sonuçları.....	85
6.3.1	Akustik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları.....	85
6.3.2	Mekanik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları	87
6.3.3	Elektriksel Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları	90
6.3.4	Optik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları	93
7.	TARTIŞMA	94
7.1	YAD Aygıtı	94
7.2	Mikroakışkan Temelli YAD Aygıtı.....	96
7.3	Fotoakustik Olgu	98
8.	SONUÇ VE ÖNERİLER	101
	KAYNAKLAR	102
	ÖZGEÇMİŞ.....	110

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1 DM'nin biyolojik arka planı (URL-1, 2017)	1
Şekil 1.2 Glukoz, kırmızı kan hücrelerine girer ve hemoglobin moleküllerine bağlanarak glikolize hemoglobin (HbA1c) oluşturur (URL-2, 2015)..	2
Şekil 2.1 3B YAD aygıt modeli	12
Şekil 3.1 (a) 3B mikroakışkan temelli YAD yapısı (b) kan hücreleri (trombositler ve BKH ayırma mekanizmaları ile glukoz tarafından bozulmuş KKH'ler) (c) gri renkli basınç düğümü (PN), ortadaki kırmızı renkli pozitif ters-basınç düğümü (APN) mikrokanalın her iki yanında yer alan mavi renkli ters-basınç düğümü ve (d) PN ve APN ise zamana bağlı basınç dalgası konumları	16
Şekil 4.2 (a) Lazer kaynağı ve mikroakışkan bazlı YAD aygıtı (b) Daire mikrokanalında KKH'ye odaklanmış bir lazer kaynağı (c) Isı enerjisinin KKH tarafından soğurulması yoluyla termal genişmeden kaynaklanan FA sinyal üretim sonuçları	19
Şekil 5.1 IDT vericisi için giriş voltajı.....	22
Şekil 5.2 YAD aygıtının tasarım geometrisi	23
Şekil 5.3 3B YAD aygıtının tasarım geometrisi	23
Şekil 5.4 Tüm fizik için mesh (örgü)	32
Şekil 5.6 3B mikroakışkan temelli YAD geometrisi	33
Şekil 5.8 (a) 2B mikroakışkan temelli YAD aygıt geometrisi (b) Normal KKH durumunda 2B mikroakışkan geometri (c) Mikroakışkan geometrinin içinde diyabetik KKH olması durumunda şekillendirilmiş 2B merkez daire mikrokanal	44
Şekil 5.9. 3B mikroakışkan temelli YAD aygıt geometrisi	45
Şekil 5.10 (a) İlk dikdörtgen mikrokanalın içindeki 0 sn'deki KKH hızı (b) ilk dikdörtgen mikrokanalda 0,1 sn süreyle KKH hızı (c) ilk dikdörtgen mikrokanalda 0,3 sn süreyle KKH hızı (d) merkez çember-mikrokanalda 0,81 sn'lik KKH hızı (e) son çemberdeki 1,02 sn zamanındaki KKH hızı (f) ikinci dikdörtgende 1,22 sn zamanındaki KKH hızı (g) ikinci dikdörtgende 1,73 sn zamanındaki KKH hızı (h) ikinci dikdörtgen mikrokanalın sonunda 5 sn içinde KKH hızı	45
Şekil 5.11. İnce eleman boyutuna sahip 3B model ağı	51
Şekil 6.1 (a)YAD aygıtı için akustik basınç alanı. Basınç akustik yayılımı (b) $T=0,0266 \mu s$ 'de, (c) $T=0,996 \mu s$ 'de ve (d) $T=1,26 \mu s$ 'de	53
Şekil 6.2 YAD aygıtının salınımının başlangıcındaki mekanik yer değiştirmeler	54
Şekil 6.3 YAD aygıtının giriş IDT'lerinde basınç stresi.....	54
Şekil 6.4 Giriş IDT'lerinde basınç stresi. (a) $0,002 \mu s$ 'de ve (b) $1,26 \mu s$ 'de	55
Şekil 6.5 YAD aygıtının toplam yer değiştirmesi	55
Şekil 6.6 YAD Aygıtının salınımının başlangıcında depolanan mekanik enerji .	56
Şekil 6.7 YAD aygıtının çıkış IDT'lerinde basınç gerilimi.....	56
Şekil 6.8 Çıkış IDT'lerinde (a) $0,008 \mu s$ 'de ve (b) $1,26 \mu s$ 'de basınç gerilimi....	57

Şekil 6.9 YAD aygıtının salınımının sonundaki mekanik yer değiştirmeler	57
Şekil 6.10 YAD aygıtının salınımının sonunda depolanan mekanik enerji	58
Şekil 6.11 Giriş elektrik potansiyeli	58
Şekil 6.12 Çıkış elektrik potansiyeli	59
Şekil 6.13 Giriş elektrik potansiyeli ve çıkış elektrik potansiyeli: (a) at $T = 0,004 \mu s$ (b) $T = 1,26 \mu s$ 'de (c) $T = 0,0028 \mu s$, (d) $T = 1,26 \mu s$	59
Şekil 6.14 IDT'lerin girişindeki (a) ve IDT'lerin çıkışındaki (b) toplam elektrik enerjisi	60
Şekil 6.15 (a) Y_{11} ve Y_{22} admitans parametreleri (b) Y_{12} ve Y_{21} admitans parametreleri	61
Şekil 6.16 (a) S_{11} ve S_{22} saçılım parametreleri (b) S_{12} ve S_{21} saçılım parametreleri	61
Şekil 6.17 YAD aygıtının ekleme kaybı	62
Şekil 6.18 YAD aygıtının kalite faktörü	62
Şekil 6.19 (a) Mikroakışkan temelli YAD aygıt modelinde basınç akustik yayılımı (b) Mikroakışkan boyunca akustik basıncın yayılımı	63
Şekil 6.20 (a) Mikroakışkan temelli YAD aygıt modelinde piezoelektrik salınımın başlangıcındaki mekanik yer değiştirme bileşenleri (b) Mikroakışkan temelli YAD aygıtında salınımın sonundaki mekanik yer değiştirme bileşenleri	64
Şekil 6.22 (a) Mikroakışkan temelli YAD aygıt modelinde piezoelektrik salınımın başlangıcında mekanik depolanan enerji (b) Mikroakışkan temelli YAD aygıtında salınımın sonundaki mekanik depolanan enerji	66
Şekil 6.23 (a) Sürüklenme kuvveti x bileşenini (b) sürüklenme kuvvetini gösteren y bileşeni (c) ise, BKH'leri mikrokanal içinde sürükleyen sürüklenme kuvveti z bileşeni	67
Şekil 6.24 (a) Sürüklenme kuvvetini x bileşeni (b) Sürüklenme kuvveti y bileşeni (c) ise, mikrokanalın içinde KKH'leri sürükleyen sürüklenme kuvveti z bileşeni	68
Şekil 6.25 (a) Sürüklenme kuvveti x bileşeni (b) sürüklenme kuvveti y bileşeni (c) trombositleri mikrokanalın içine sürükleyen sürüklenme kuvveti z bileşeni	69
Şekil 6.26 (a) X bileşenindeki akustoforetik kuvveti (b) Akustoforetik kuvvet y bileşeni (c) Mikrokanaldaki BKH'leri etkileyen akustoforetik kuvvet z bileşeni	71
Şekil 6.27 (a) X bileşenindeki akustoforetik kuvveti (b) Akustoforetik kuvvet y bileşeni (c) Mikrokanaldaki KKH'leri etkileyen akustoforetik kuvvet z bileşeni	72
Şekil 6.28 (a) X bileşenindeki akustoforetik kuvveti (b) akustoforetik kuvvet y bileşeni (c) Mikrokanaldaki trombositleri etkileyen akustoforetik kuvvet z bileşeni	73
Şekil 6.29 (a) X bileşenindeki toplam kuvveti (b) Toplam y bileşeni (c) mikrokanaldaki BKH'leri etkileyen toplam kuvvet z bileşeni	74
Şekil 6.30 (a) X bileşenindeki toplam kuvvet (b) Toplam kuvvet y bileşeni (c) Mikrokanaldaki KKH'leri etkileyen toplam kuvvet z bileşeni	75
Şekil 6.31 (a) X bileşenindeki toplam kuvveti (b) Toplam kuvvet y bileşeni (c) Mikrokanaldaki trombositleri etkileyen toplam kuvvet z bileşeni	76

Şekil 6.32 (a) BKH'lerin x yönündeki konumu (b) BKH'lerin y yönündeki konumu (c) BKH'lerin mikrokanal içinde z yönündeki konumu	77
Şekil 6.33 (a) KKH'lerin x yönündeki konumu (b) KKH'lerin y yönündeki konumu (c) KKH'lerin mikrokanal içinde z yönündeki konumu	78
Şekil 6.34 (a) Trombositlerin x-yönündeki konumu (b) Trombositlerin y-yönündeki konumunu (c) Trombositlerin mikrokanal içinde z-yönündeki konumu	79
Şekil 6.35 (a) BKH'lerin hızı, (b) KKH'lerin hızı, (c) mikrokanal içindeki trombositlerin hızı	80
Şekil 6.36 (a) BKH'lerin toplam sayısı (b) KKH'lerin toplam sayısı (c) Her iki çıkış seçimi için geçerli toplam trombosit sayısı.....	81
Şekil 6.37 BKH'lerin, diyabetik KKH'lerin, trombositlerin ayrılmasının (a) 0,2 sn'de (b) 0,4 sn'de (c) 0,8 sn'de (d) 1,45 sn'de (e) 2,5 sn'de (f) 4,55 sn'de (g) 5 sn'de gösterimi	82
Şekil 6.38 (a) IDT vericisindeki uyarma giriş voltajı (b) Mikroakışkan temelli YAD aygıtındaki IDT alıcısındaki çıkış voltajı.....	83
Şekil 6.39 (a) IDT vericisindeki giriş toplam elektrik enerjisi (b) Mikroakışkan temelli YAD aygıtındaki IDT alıcısındaki çıkış elektrik enerjisi.....	84
Şekil 6.40 Yeşil grafikteki diyabetik KKH'nin akustik basıncı ve mavi grafikteki normal KKH'nin akustik basıncı.....	85
Şekil 6.41 Her iki durumda da diyabetik KKH'nin yeşil grafikte ve normal KKH'de mavi grafikte su akustik basınç yayılımları.....	85
Şekil 6.42 PDMS'nin akustik basınçları. Her iki durumda da yeşil grafikte diyabetik KKH ve mavi grafikte normal KKH yayılımları.....	86
Şekil 6.43 Diyabetik KKH için yeşil grafikte ve normal KKH için mavi grafikte AlN ince film piezoelektrik akustik basınç yayılımları.....	86
Şekil 6.44 Mikrokanal içindeki normal KKH'nin mavi grafik hızı ve yeşil grafik, mikrokanal içindeki diyabetik hız.....	87
Şekil 6.45 Mavi grafikteki mikrokanal içindeki normal KKH'nin toplam kuvvet y bileşeni ve kırmızı grafik, mikrokanal içindeki diyabetik toplam kuvveti	87
Şekil 6.46 Mavi grafikte normal KKH'nin yer değiştirmesi, yeşil grafikte diyabetik KKH'nin yer değiştirmesi	88
Şekil 6.47 Yeşil grafikte diyabetik KKH'nin basınç stresi, mavi grafikte normal KKH'nin basınç stresi	88
Şekil 6.48 Yeşil grafikte diyabetik KKH'nin depolanan mekanik enerjisi ve mavi grafikte normal KKH'nin depolanan mekanik enerjisi.....	89
Şekil 6.49 Mavi grafikte normal KKH'deki ilk IDT'lerdeki çıkış voltajı yeşil grafikte diyabetik KKH'de çıkış voltajı.....	90
Şekil 6.50 Normal KKH mavi grafiği ve diyabetik KKH yeşil grafiğindeki ikinci IDT'lerdeki çıkış voltajı.....	90
Şekil 6.51 Normal KKH durumunda mavi grafiğin toplam elektrik enerjisi ve diyabetik KKH durumunda yeşil grafiğin toplam elektrik enerjisi	91
Şekil 6.52 Mavi grafiğin ilk IDT voltajı ve yeşil grafiğin ikinci IDT voltajı olduğu normal KKH durumunda her iki IDT'nin elektrik potansiyel voltaj çıkışları	91
Şekil 6.53 Mavi grafiğin ilk IDT voltajı ve yeşil grafiğin ikinci IDT voltajı olduğu diyabetik KKH durumunda her iki IDT'nin elektrik potansiyel voltaj çıkışları	92

Şekil 6.54 Mavi grafiğin iki durumda (diyabetik ve normal) KKH numunesi için sıcaklık artışını temsil ettiğini ve yeşil grafik, lazer ısı kaynağının ısı kaynağı.....93



TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 1.1 DM'nin erken teşhisine yönelik yapılmış benzetim çalışmalarına ait literatür taraması sonuçları	5
Tablo 2.1 COMSOL çoklu fizik programı kullanılarak gerçekleştirilen YAD aygıtı benzetim çalışmalarına ait literatür taraması	10
Tablo 3.1 Parçacık ayrımı ve manipülasyonu için akustoforez olgunun benzetim çalışmaları	14
Tablo 4.1 Fotoakustik etki benzetim çalışmaları	18
Tablo 5.1 Model parametrelerinin listesi	21
Tablo 5.2 2B YAD tasarım geometrisinin boyutları	24
Tablo 5.3 AlN alttaş için geçerli olan temel değişkenler	24
Tablo 5.4 Al malzemenin özellikleri	25
Tablo 5.5 Model parametrelerinin listesi	34
Tablo 5.6 Kan akışı ve PDMS malzeme özellikleri	35
Tablo 5.7 Model parametrelerinin listesi	46
Tablo 5.8 Lazer kaynağının değişkenleri	47
Tablo 5.9 KKH'nin materyal özellikleri	47
Tablo 5.10 Suyun özellikleri	47

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

α	:Termal genleşme katsayısı
β_p	:Parçacığın sıkıştırılabilirliği
β_m	:Ortamın sıkıştırılabilirliği
ΔL	:Deformasyon boyutunu
$\nabla \vec{u}$	:Yer değiştirmenin gradyanı
$\Delta $	:Laplace operatörü
$[\epsilon]$	:Piezoelektrik malzemenin dielektrik sabiti
ϵ	:Toplam gerinim
ϵ_{el}	:Elastik gerinim
ϵ_{rs}	:Piezoelektrik bağıl geçirgenlik
ϵ_0	:Vakumda bağıl geçirgenlik
ϵ_{inel}	:Elastik olmayan gerinim
ϵ_{th}	:Termal gerinim
I	:Birim matris vektör
λ	:Ses dalgasının dalga boyu
μ_{kan}	:Kanın dinamik viskozitesi
μ_{su}	:Suyun dinamik viskozitesi
ν_{AlN}	:Alüminyum nitrürün poisson oranı
ν_{Al}	:Alüminyum poisson oranı
ν_{PDMS}	:PDMS poisson oranı
σ	:Elektiriksel iletkenlik
σ_x	:X eksenindeki lazer kaynağının odak noktası
σ_y	:Y eksenindeki lazer kaynağının odak noktası
ρ_{p1}	:İlk (Parçacık) beyaz kan hücreleri yoğunluğu
ρ_{p2}	:İkinci (Parçacık) kırmızı kan hücreleri yoğunluğu
ρ_{p3}	:Üçüncü (Parçacık) trombositleri yoğunluğu
ρ_{AlN}	:Alüminyum nitrür yoğunluğu
ρ_{Al}	:Alüminyum yoğunluğu
ρ_f	:Sıvı (kan) yoğunluğu
ρ_{KKH}	:Kırmızı kan hücrelerinin yoğunluğu
ρ_p	:Parçacığın yoğunluğu
ρ_m	:Ortam yoğunluğu
ρ_{su}	:Suyun yoğunluğu
ρ_v	:Hacimsel yük yoğunluğu
ρ_{PDMS}	:PDMS yoğunluğu
Φ	:Akustik kontrast faktörü
$\emptyset$	:Faz açısı
ω	:Açısal frekans
ω_b	:Kan perfüzyon oranı

a_0	:İvme bileşeni
A	:Malzemenin kesit alanı
A_c	:Absorpsiyon katsayısı
A_{KKH}	:KKH'nin alanı
c_{Al}	:Al'de ses hızı
c_{AlN}	:AlN'de ses hızı
$\vec{C}$	:4. dereceden bir elastik tensör
C_E	:Piezoelektrik malzemenin esneklik sertlik matrisi
c	:Akustik hızı
c_{kan}	:Kandaki ses hızı
c_{KKH}	:KKH'de ses hızı
$C_{P,KKH}$	:Isı kapasitesi
c_{PDMS}	:PDMS'deki ses hızı
c_{su}	:Sudaki ses hızı
d	:İki IDT çifti arasındaki gecikme hattı
dp_1	:Beyaz kan hücrelerinin çapı
dp_2	:Kırmızı kan hücreleri çapı
dp_3	:Trombositler çapı
$\vec{D}$	:Elektrik yer değiştirme vektörü
$\vec{D}_r$	:Kalan elektrik yer değiştirme vektörü
e	:Kuplaj matrisi
e^T	:Kuplaj matrisi transpoze
e_k	:Dalga yönü vektörü
E_{Al}	:Alüminyumun young modülü
E_{AlN}	:Alüminyum nitrürün young modülü
E_{PDMS}	:PDMS young modülü
$\vec{E}$	:Elektrik alan şiddeti
$\vec{F}$	:Harici kuvveti
$\vec{F}_A$	:Alan kuvveti
$\vec{F}_t$	:Toplam kuvveti
$\vec{F}_v$	:Hacim kuvveti
$\vec{F}_{aco}$	:Akustoforetik kuvveti
$\vec{F}_D$	:Sürüklenme kuvveti
f_0	:Merkez frekans
h	:Isı transfer katsayısı
I_g	:Giriş elektrik akımı
$I_{\check{c}}$	:Çıkış elektrik akımı
IL	:Ekleme kaybı
k	:Dalga sayısı
k_T	:Termal iletkenlik
Kp_1	:BKH'nin sıkıştırılabilirliği
Kp_2	:KKH'nin sıkıştırılabilirliği
Kp_3	:Trombositlerin sıkıştırılabilirliği

L	:Malzemenin başlangıç boyutu
L	:AlN ince film uzunluğu
L_p	:Merkezden duvara en yakın parçacık mesafesini
L_A	:Akustik açıklık uzunluğu
L_f	:Parmak elektrot uzunluğu
L_m	:Mikroakışkan kanal uzunluğu
L_t	:IDT uzunluğu
m_p	:Parçacığın kütlesi
$\vec{n}$	:Normal bileşen
N	:Parmak elektrot sayısı
N_p	:Parçacık numarası
p_t	:Toplam basınç
p	:Basınç akustik frekans domen fiziği için değişken bağımlı basınç
p_2	:Basınç akustik geçici fiziği için değişken bağımlı basınç
p_2	:Laminer akış fiziği için değişken bağımlı basınç
p_b	:Temel basınç alanı
p_i	:Gelen basınç alanı
p_n	:Parçacık sırası
$p(n)$	:Normal bileşen duvar üzerindeki izdüşüm operatörünü
p_0	:Basınç genliği
P_{laser}	:Lazer gücü
$\vec{q}$	:KKH'de ısınım ısı akısı
$\vec{q}_d$	:Dipol basınç kaynağı
Q	:Kalite faktörü
Q_h	:Lazer ısı kaynağı
Q_d	:Enerji kaybı
Q_m	:Basınç kaynağı
Q_{met}	:Metabolik ısı kaynağı
r_p	:Parçacığın yarıçapı
r_{PDMS}	:PDMS'in yarıçapı
R_c	:Yansıma katsayısı
S	:Stres
S_d	:Gerilme
S_{11}	:Giriş IDT'lerin voltaj yansıma katsayısı
S_{22}	:Çıkış IDT'lerin voltaj yansıma katsayısı
S_{12}	:Ters gerilim kazancı
S_{21}	:İleri gerilim kazancı
S_{ad}	:Ek stres
T_0	:Periyot
T	:20 döngü için periyot
T_b	:Kan sıcaklığı
T_p	:Parçacık sıcaklığı
T_{ref}	:Referans sıcaklık
T_h	:Harici sıcaklığı

$\vec{u}$	: Kan sıvısının hızı
u_{av}	: Mikrokanaldaki kanın ortalama hızı
$\vec{u}_2$	: Kanın son hızı
$\vec{u}_{src}$	: Kaynağın mekanik yer değıştirmesi
$\vec{u}_{dst}$	: Hedefin mekanik yeri değıştirme
v	: Parçacık hızı vektörü
V	: Elektrik potansiyeli
V_g	: Giriş elektrik voltaj
$V_ç$	: Çıkış elektrik voltaj
W	: AlN ince film genişliği
W_f	: Parmak elektrot genişliği
W_h	: Depolanmış enerji
W_g	: Mikroakışkan kanalın giriş genişliği
$W_ç$	: Mikroakışkan kanalın çıkış genişliği
$\vec{x}$	: Domendeki konum
x_0	: X eksenindeki konum
y_0	: Y eksenindeki konum
Y	: Young Modülü (elastik sertlik)
Y_{11}	: Devrenin giriş admitansı
Y_{22}	: Devrenin çıkış admitansı
Y_{12}	: Ters geçiş admitansı
Y_{21}	: İleri geçiş admitansı
Z_r	: IDT'lerin Referans (Karakteristik) impedansı

Kısaltmalar

2B	: İki boyutlu
3B	: Üç boyutlu
AC	: Alternatif akım
Al	: Alüminyum
AlN	: Alüminyum nitür
BT	: Bilgisayarlı tomografi
BKH	: Beyaz kan hücreleri
CCD	: Yük bağlaşımlı aygıt
D-YAD	: Duran yüzey akustik dalgası
DM	: Diyabetes mellitus
EM	: Elektromanyetik
FA	: Fotoakustik
IDT	: Interdigital Transdüser
PDE	: Kısmi diferansiyel denklemler
KKH	: Kırmızı kan hücreleri
FFT	: Hızlı Fourier Dönüşümü
LiNbO₃	: Lityum niyobat
MEMS	: Mikroelektromekanik sistemler
μPAD	: Mikroakışkan kağıt temelli analitik cihazlar

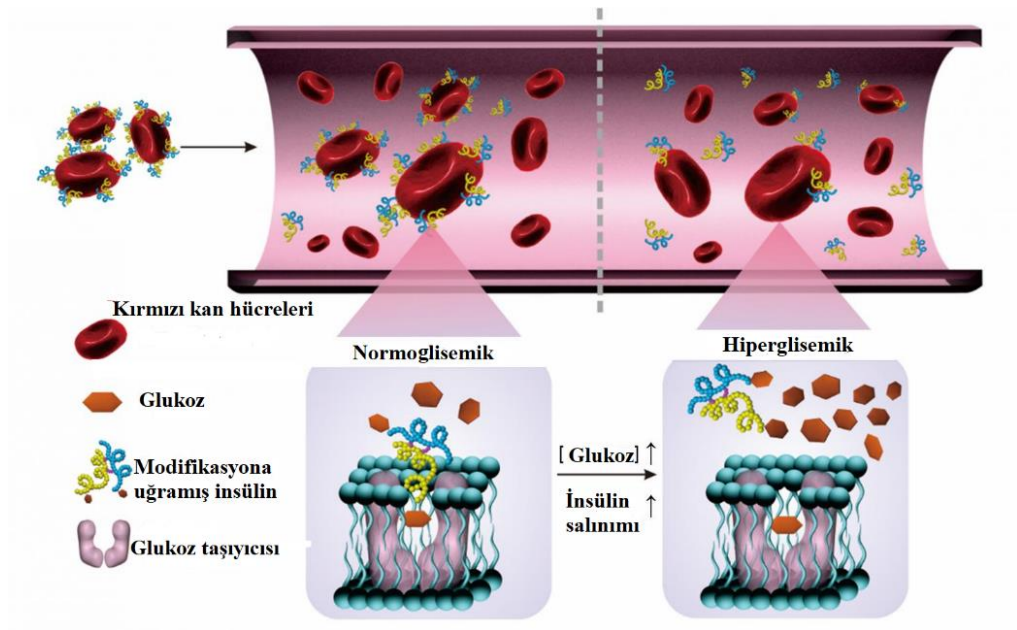
PDMS	: Polidimetilsiloksan
RF	: Radyo frekansı
FEM	: Sonlu elemanlar yöntemi
YAD	: Yüzey akustik alga
YAD-FA	: Yüzey akustik dalga –fotoakustik
ZIF	: Zeolitik imidazolat çerçevesi
ZnO	: Çinko oksit



1. GİRİŞ

Doktorlar tarafından diyabetes mellitus (DM) olarak bilinen diyabetes, kişinin normal aralığın (90 – 120 mg/dL) ötesine geçen yüksek kan şekeri yaşadığı metabolik hastalıklardan biri olarak açıklanmaktadır (Renard, 2005). Bu, ya vücuttaki azalmış insülin üretim miktarından ya da insüline yanıt vermeyen vücut hücrelerinin işlevsizliğinden kaynaklanır, yüksek kan şekeriye sahip hastalarda poliüri (sık idrara çıkma), polidipsi (artan susama) ve polifaji (aşırı yeme) gibi semptomlar görülür (Lal, 2016).

Glukoz, biyolojik hücreler için ana enerji kaynağıdır (Renard, 2005). Hâlâ, insülin olmadan glukoz vücut hücrelerine giremez çünkü insülin hücrelerimize glukoz için olası bir giriş sağlar. İnsülin, pankreas tarafından üretilen bir hormondur. Yemek yedikten sonra pankreas, insülin hormonunu üretmeye başlar ve kan dolaşımında bulunan glukozu doğru hareket eder, daha sonra insülin etkisi ile vücut hücreleri tarafından emilir, glukoz vücut hücrelerine girer girmez kandaki glukoz seviyesi normal aralığa. Fazla kan şekeri idrarda vücuttan atılabilir. Sonuç olarak, vücut hücrelerinin yeterli enerji ihtiyacı olmayacaktır (Lal, 2016). Şekil 1.1'de gösterilmiştir (URL-1, 2017).



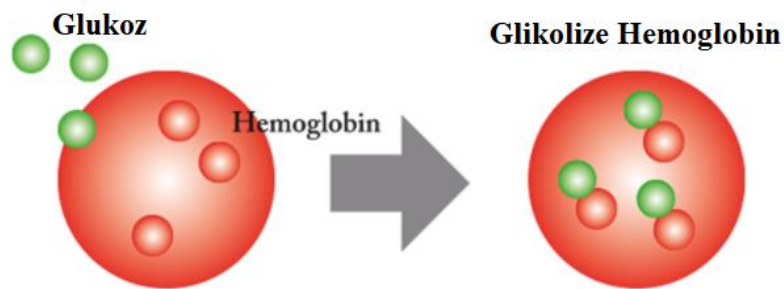
Şekil 1.1 DM'nin biyolojik arka planı (URL-1, 2017)

Üç tip diyabetes vardır: Tip 1, Tip2 ve Gebelik diyabetesi. En çok karşılaşılan ve tehlikeli tipi, tip 2 diyabetesestir. DM, kan hücrelerinin işlevlerini ve aşağıdaki gibi yapıları etkiler: beyaz kan hücreleri (BKH'ler), kırmızı kan hücreleri (KKH'ler) ve trombositler. Tip 1 ve tip 2 diyabetes hastalarının, BKH'nin savunma hücrelerinden biri olan nötrofil hücreleri nedeniyle enfeksiyon risklerini artırabildikleri, vücuda giren bakteri ve diğer yabancı cisimlere karşı işlevlerinin düzgün çalışmadığı tespit edilmiştir (Hillson, 2015).

Diyabetes ayrıca trombosit işlevini, genellikle diyabetesi olmayan insanlara kıyasla daha fazla yapışkanlık, aktivasyon ve agregasyon ile hiperreaktiviteye neden olarak etkiler. Trombosit anormallikleri, artan pıhtılaşma, bozulmuş pıhtı yıkımı, endotel disfonksiyonu ve trombosit hiperreaktivitesi ile ilişkilidir. Bu sorun, diyabetik olmayan bireylere kıyasla diyabetesli kişilerde aterotrombotik olma riskini artırabilir (Hillson, 2015).

KKH'ler oldukça deforme olabilir ve kesme kuvvetine (shear force) dayanabilen güçlü bir membrana sahiptir. Diyabetik hastalarda, KKH'lerin mikroskopik ince yapısı değişir ve oluşan fibrin liflerinin etrafında uzama ve bükülme meydana gelir. Ayrıca KKH'lerin zar morfolojisindeki bu değişiklikler, onların işlevlerini önemli derecede etkileyebilir (Buys vd. 2013).

KKH'nin içinde hemoglobin vardır, glukoz kan dolaşımına ve RBC'nin içine girer (yüksek konsantrasyondan düşük konsantrasyona). Glukoz doğal olarak hemoglobine bağlanır. Bu bağlanma, Şekil 1.2'de gösterildiği gibi glukozlu hemoglobin (HbA1c) (URL-2, 2015) oluşturur.



Şekil 1.2 Glukoz, kırmızı kan hücrelerine girer ve hemoglobin moleküllerine bağlanarak glikolize hemoglobin (HbA1c) oluşturur (URL-2, 2015)

Dünya Sağlık Örgütü'ne (DSÖ) göre, 2016 yılında dünya çapında yaklaşık 1,6 milyon insan diyabetes hastalığı nedeniyle ölmüştür. Tüm dünyada 425 milyon insanın diyabetesle yaşadığı tahmin edilmektedir. 2045 yılına gelindiğinde, bu sayının dünya genelinde 629 milyon diyabetes hastasına yükseleceği tahmin edilmektedir (URL-3, 2019). Türkiye'de ise DSÖ'ye göre istatistiksel veriler 1980–2016 yılları arasında kayıt altına alınmıştır. Özellikle 70 yaş üstü kişilerde diyabetes hastalığının giderek arttığını ve bunun hem erkeklerde hem de kadınlarda ortalama %13,2 civarında olduğunu bulmuşlardır (Yadav vd. 2015).

DM için glukoz ölçümünün erken teşhisi, transdüksiyon mekanizmasına bağlı olarak invaziv, minimal invaziv ve invaziv olmayan üzere üç kategoriye ayrılır. İnvaziv yöntem, kan örneği kullanan bir parmak çubuğu (Buckingham vd. 2005) içerir. Deri altına implante edilmiş biyosensörden oluşan minimal invaziv yöntem ise, (İyontoforez, mikrodializ, sonoforez) interstisyel sıvı numunesi kullanımını içerir (Leboulanger vd. 2004). Diğer metotlarla karşılaştırıldığında tercih edilen invaziv olmayan yöntem, Raman spektroskopisi, optik koherens tomografi, polarimetri, fotoakustik spektroskopi, orta kızılötesi spektroskopi, yakın kızılötesi spektroskopi, impedans spektroskopisini (elektrokimyasal impedans spektroskopisi) kapsamakta ve numune olarak interstisyel sıvı akışını kullanmaktadır (Yadav vd. 2015).

KKH'lerde deformasyonu tespit etmek için kullanılan erken tespit teknikleri şunlardır: KKH'nin elastik özelliklerini ölçen mikropipet aspirasyon tekniği, KKH'nin topografik görüntülerini göstermek için atomik kuvvet mikroskobu, KKH'yi yakalamak için yüksek enerjili bir lazer olarak optik cımbız kullanılır. Manyetik büküm sitometrisi, manyetik alanlar uygulanarak KKH membranının sertlik ve kayıp modülünü ölçmek için kullanılan bir tekniktir.

Dinamik membran dalgalanmalarını, eğilme modülünü ve KKH'lerin gerilim faktörünü ölçmek için kantitatif faz görüntüleme tekniği kullanılır (Kim vd. 2012). Yük bağlaşımlı aygıt (CCD: charge coupled device) kamerası tarafından yakalanan interferogramlara modüle edilmiş KKH numunesinin elektrik alan bilgisine müdahale eden bir lazer kaynağı uygulayarak, dinamik saçılma ışığı da KKH deformitesinin tespitinde kullanılmıştır (Kim vd. 2012).

Fotoakustik (FA) etki veya optoakustik etki, hedef numune emildikten sonra basınç akustik dalgalarının üretilmesidir. Bu etkiyi elde etmek için ışık yoğunluğu, periyodik olarak (modüle edilmiş ışık) veya tek bir flaş (darbeli ışık) arasında değişmelidir (Rosencwaig, 1980). FA etki, biçimlendirilmiş mekanik ses basıncının mikrofönlar veya piezoelektrik sensörler gibi uygun ultrason detektörleriyle ölçülmesiyle ifade edilir.

Yüzey Akustik Dalga (YAD) aygıtları, FA olgudan kaynaklanan basınç akustik algılama için bir piezoelektrik sensör olarak kullanılır. Bir YAD–FA sensörü, hedef örneğin optomekanik özelliklerini tespit etmek için kullanılmış ve hedef numunenin incelenmek üzere yüklenmesine izin vermek için sisteme bir mikroakışkan kanal yerleştirilmiştir (Kishor, 2016). Benzetimimizde, numune enjeksiyonu için giriş mikro kanalı ve çıkış mikro kanalı arasında ortalanmış daire kanalı şekilli mikroakışkan çip kullanılmıştır. Çünkü numunenin hızı sıfıra ulaşan yaklaşımla yavaşlayacak ve böylece lazer, mikroakışkan kanallar boyunca hareket ederken bu numuneyi hedefleyebilecek ve bir FA etki üretilbilecektir.

Mikroakışkan in vitro teşhis (IVD) sistemleri, taşınabilirlik, düşük maliyet, otomasyon ve numuneden cevaplama (sample-to-answer) yeteneği gibi birçok avantaj sunmaktadır. Ayrıca, minimum miktarlarda numune tüketerek birçok hedefin hızlı, hassas ve kantitatif analizini sağlamaktadırlar (Whitesides, 2006; Sackmann vd. 2014).

Biyomedikal uygulamaların çoğunda FA aygıtında uyarı kaynağı olarak kullanılan lazer kaynağı, Q-anahtarlı neodimyum katkılı itriyum alüminyum granat (Nd: YAG) tipinden oluşur. Yayılan dalga boyu, 9 mm ışın çapı, 6 ns darbe genişliği, 10 Hz darbe tekrarlama oranı ve darbe başına 25 mJ/cm² enerji akışı ile 1064 nm'dir (Hysi, 2012). Lazer kaynağı genellikle doku veya hedef hasarından kaçınmak için düşük enerjiyle ve dokuya derin penetrasyon için uzun dalga boyuyla kullanılır ve bu da mekanik ses dalgasıyla sonuçlanan termal genişlemeler üretmek için biyomedikal hedef numunenin yeterli emilimine yol açar (Erfanzadeh ve Zhu, 2019).

Çalışmamızda, FA olgunun COMSOL çoklu-fizik sayısal benzetim programı kullanarak teorik olarak modellenmesi amaçlanmaktadır. Sayısal olarak benzetilen ve

özölen bu FA modeli gelecekte gerçek deneysel sonuçlarla karşılaştırmak için kullanılacaktır.

DM'nin erken teşhisi, diyabetes hastalığının gibi körlük, amputasyon ve böbrek hastalığı (böbrek yetmezliği), yavaş iyileşme süreci gibi kronik komplikasyonlarının tespiti ve önlenmesidir (Umeno vd. 2018).

1.1 Literatürde Yapılan alışmalar

Tablo 1.1 DM'nin erken teşhisine yönelik yapılmış benzetim çalışmalarına ait literatür taraması sonuçları

Kaynak: Yazar(lar) ve Yıl	Ele Alınan Problem	Kullanılan Yöntem veya Aygıt	alışma Frekans	Kullanılan Benzetim Programı
Buchwald (2009)	Glukoz seviyelerinin tespiti için oksijen konsantrasyonları ve adacık içi bölgeler üzerinde alışma	Kısmi diferansiyel denklemler (PDE) ve Navier-Stokes sıkıştırılmaz akışkanlar dinamiğı	-	COMSOL oklu-fizik
Sadeghi vd. (2009)	Hassas katman, giriş ve ıkış IDT'leri ile bu katman boyutlarının değışimi ve YAD filtresinin özelliklerini nasıl etkileyebileceğı incelenmiştir	YAD filtre bandı geçiş filtresi	100 MHz	COMSOL oklu-fizik
Bawiskar ve Manza (2013)	Basıncın tespiti ile kanın içerdiği glukoz örneğinin yer değıştirme tepkisinin incelenmesi	Piezoelektrik Baryum titanat sensörü	-	COMSOL oklu-fizik
Perold vd. (2013)	YAD gaz sensörünün algılama alanının eklenmesi ve duyarlılığının incelenmesi	128YX LiNbO ₃ ve ZnO nano sütunları algılama katmanı kullanan YAD gaz sensörü	46,9 MHz	COMSOL oklu-fizik

Tablo 1.1'in devamı

Kaynak: Yazar(lar) ve Yıl	Ele Alınan Problem	Kullanılan Yöntem veya Aygıt	Çalışma Frekansı	Kullanılan Benzetim Programı
Johnson ve Shanmuganantham (2014)	Uçucu organik gazların tespiti için algılama tabakasındaki kütle yüklemesinin incelenmesi	Piezoelektrik alttaş olarak YZ kesimli Lityum Niobattan (LiNbO ₃) yapılmış YAD aygıtı, Algılayıcı tabaka için ince poliizobütilen (PIB) filmi	1,121 GHz	COMSOL çoklu-fizik
Leeladurga vd. (2015)	Mikroiğneli (MN) işlem görmüş cildin histolojik Bölümleri için insülin geçirgenliğinin benzetiminin (pasif difüzyon katsayısı) incelenmesi.	Mikroiğne dizilerinin benzetimi	-	MATLAB ve COMSOL
Persad vd. (2015)	Kan glukoz düzeylerini ölçülmesinde invaziv olmayan yöntemlerin deri topolojisindeki etki varyasyonları	Alternatif inter dijital elektrot yapıları	-	COMSOL çoklu-fizik
Sateesh vd. (2015)	Glukoz konsantrasyonu algılama oranının kantilever yanıt biyosensörü ile incelenmesi	Kantileverin kuvvet reaksiyonuna dayalı biyosensör benzetimi	-	COMSOL çoklu-fizik
Samyuktha vd. (2015)	Basınç değişikliklerinin ölçülmesi yoluyla glukoz konsantrasyonun belirlenmesi	Kapasitif basınç sensörünün benzetimi	-	COMSOL çoklu-fizik
Asaduzzaman vd. (2016)	İnvaziv (girişimsel) olmayan kan şekerinin takibi ve izlenmesi	Multisensör invaziv olmayan kan şekeri izleme sistemi, kızılötesi (IR) sensörü ve Ultrasonik mikro-elektromekanik (MEMS) teknolojisi	2 MHz	COMSOL çoklu-fizik ve MATLAB

Tablo 1.1'in devamı

Kaynak: Yazar(lar) ve Yıl	Ele Alınan Problem	Kullanılan Yöntem veya Aygıt	Çalışma Frekansı	Kullanılan Benzetim Programı
Brookes vd. (2016)	Kan ve tükürük gibi numuneler kullanılarak, hastalıklı biyobelirteçlerin biyolojik olarak algılanabilmesi için YAD aygıtının kuvars alt tabakasının yüzeyine eklenen altın kılavuz tabakasının incelenmesi	3B Shear yatay yüzey akustik dalgaları (SH-YAD)		COMSOL çoklu-fizik
Ashour vd. (2017)	Hidrojelın glukoz varlığında şişme tepkisinin incelenmesi	Hidrojel Poli Vinil Alkol-Poli Akrilik Asit (PVA-PAA) ile birleştirilmiş piezoelektrik alttaş olarak YAD temelli LiNbO ₃	92,14 MHz	COMSOL çoklu-fizik
Tripathy vd. (2017)	Piezoelektrik malzemenin alıcı Bölüm yapısının basınç ve gerilim ile yüzeyi ve radyal yer değiştirmesinin kan ortamında incelenmesi	Kan şekeri için ZnO temelli ultrasonik piezoelektrik mikroelektronik mekanik sistemler (MEMS) alıcısının benzetimi	350 MHz	COMSOL çoklu-fizik
Morshidi vd. (2018)	İnterdijital kapasitörün bağıl geçirgenlik gibi elektriksel özelliklerinde kan şekerinin varlığından kaynaklanan değişim	YAD aygıt	4,08 GHz	COMSOL çoklu-fizik
Razali vd. (2018)	IDT'lerin parmak sayısının, kalite faktörünün ve aygıtın hız değişiminin incelenmesi	ST-kesimli kuvars YAD nefes gazı Sensörü	943 MHz	COMSOL çoklu-fizik
Shameem vd. (2018)	Elektrot üzerinde biriken elektron sayısına bağlı olarak glukoz moleküllerinin tespit edilmesi ve glukoz seviyesinin ölçülmesi	MEMS sensörü	-	COMSOL çoklu-fizik

Tablo 1.1'in devamı

Kaynak: Yazar(lar) ve Yıl	Ele Alınan Problem	Kullanılan Yöntem veya Aygıt	Çalışma Frekansı	Kullanılan Benzetim Programı
Morshidi vd. (2018)	İnterdijital kapasitörün bağıl geçirgenlik gibi elektriksel özelliklerinde kan şekerinin varlığından kaynaklanan değişim	YAD aygıt	4,08 GHz	COMSOL çoklu-fizik
Yunos vd. (2018)	Kandaki glukoz seviyesinin invaziv olmayan şekilde tespit ve takibi	Radyo Frekansı (RF) Yamalı (Parçalı) Anten Sensörü	1,98 GHz	COMSOL çoklu-fizik
Xing vd. (2018)	Diyabetese bağlı aseton ve amonyak tespiti	Silikon temelli plazmonik kızılötesi yayıcı gaz sensörleri	-	COMSOL çoklu-fizik
Sabani vd. (2019)	Nefes analizi yoluyla diyabetik hastalarda nefes belirteci olarak aseton gazının tespit edilmesi	İnce film (ZnO) dökme akustik dalga rezonatör (FBAR) sensörü	472,65 MHz	COMSOL çoklu-fizik
Torres vd. (2019)	Hastaların ayaklarından, diyabetesin erken teşhisi	Ayak dokularının katmanlarına invaziv olmayan geniş bant ultrasonik darbe uygulanması	-	COMSOL çoklu-fizik

2. YÜZEY AKUSTİK DALGA AYGITLARI

Yüzey akustik dalga (YAD) aygıtı, 1885 yılında Lord Rayleigh tarafından icat edilmiştir (Rayleigh, 1885). Bu icadın ardından White ve Voltmer tarafından YAD teknolojisinde başlıca faktör olan Geçmeli Tarak Yapılı Dönüştürücüler (Interdigital Transducers - IDTs) icat edilmiştir (White ve Voltmer, 1965).

IDT'ler, kuartz veya lityum niyobat gibi piezoelektrik malzemeler ya da çinko oksit (ZnO), alüminyum nitrür (AlN) gibi ince film hassas tabakalar üzerine yerleştirilen iki adet metal kaplamalı malzemeden (örn; alüminyum (Al)) oluşan, tarağa benzer şekilli ve birbirine geçmeli dönüştürücülerdir. Bunlar, uygulanan radyo frekanslı (RF) elektrik darbelerini mekanik enerjiye dönüştürürler ve bu dönüşümün tersi de mümkündür. Bu dönüştürücüler, gecikme hatları, bant geçiren filtreler, rezonatörler ve sensörler gibi farklı YAD aygıtları için önemli birer tasarım elemanlarıdır.

YAD'lerin en önemli özelliklerinden biri hızlarının yaklaşık 10 MHz ilâ 12 GHz aralığında değişen çalışma frekanslarına sahip elektromanyetik (EM) dalgalardan yaklaşık 10^5 kat daha az olmasıdır (Banupriya vd. 2014).

YAD aygıtlarının uygulamaları en çok telekomünikasyon endüstrisine ve cep telefonlarına yöneliktir. YAD sensörleri, tork, basınç gibi farklı büyüklüklerin ölçülmesinde kullanılmakla birlikte, medikal ve tıbbi uygulamalar için geliştirilen basınç biyosensörlerinde, gaz sensörlerinde, buhar, nem, sıcaklık ve kütle sensörleri gibi endüstriyel ve ticari uygulamalarda kullanılmaktadır. YAD aygıtları, gecikme hatları, filtreler, rezonatörler ve sensörler gibi birçok uygulamada kullanılmaktadır.

YAD gecikme hattı, iki adet basit IDT yapısından oluşmaktadır ve bu özelliği ile YAD aygıtlarının ilk ve en basit türlerinden biridir. IDT çiftlerinden biri, giriş elektrik sinyalini piezoelektrik malzemenin veya ince filmin üzerinde yayılan akustik enerjiye dönüştüren verici IDT olarak kullanılır. Bu, diğer çıkış IDT dönüştürücüsüne ulaşana kadar akustik enerjiyi tekrar çıkış elektrik sinyaline dönüştürür ve böylece YAD'lerin iki IDT arasında yayılması esnasında bir gecikme meydana gelmektedir. Bu gecikme, YAD'lerin iki IDT arasında yayılması için geçen süreye eşittir (Banupriya vd. 2014).

YAD filtreleri, elektromekanik dalgaları üretmek için kullanılan aygıtlardır ve genellikle radyo frekansı uygulamalarında kullanılmaktadırlar. YAD filtreleri, yapı geometri tasarımlarında gecikme çizgilerine benzer şekilde görünmektedir. Çıkış elektrik sinyali, YAD filtresinin IDT'lerinden gelmektedir, bunun ardından IDT'ler daha sonra başka bir aygıtta yeniden bağlanabilmekte ve yeniden kullanılabilir. Böylece YAD filtre dürtü yanıtı için doğrudan bir analog giriş sinyali uygulanması üretmektedir (Banupriya vd. 2014).

YAD rezonatörü, her iki tarafında yansıtıcı ızgaralar bulunan tek girişli IDT'lerden oluşmaktadır. Bu tip bir rezonatör, bilinen kristal, seramik rezonatörlerin kullanımının uygun olmadığı yüksek frekanslı devre uygulamalarında tercih edilir. Öyle ki, 200 MHz'den yaklaşık 1 GHz'e kadar uzanan merkez frekansı aralığı söz konusudur ve bundan dolayı rezonans, IDT'ler tarafından üretilen bir YAD yayılmasının gerçekleştiği yöne yerleştirilen bir ızgara ile üretilebilmektedir (Banupriya vd. 2014).

2.1 Literatürde Yapılan Çalışmalar

Tablo 2.1 COMSOL çoklu fizik programı kullanılarak gerçekleştirilen YAD aygıtı benzetim çalışmalarına ait literatür taraması

Kaynak: Yazar(lar) ve Yıl	Ele Alınan Problem	Kullanılan Yöntem veya Aygıt	Çalışma Frekansı
Krishnan vd. (2006)	Bir port IDT'sinin YAD rezonatörünün elektriksel karakterizasyonunun (giriş, ekleme kaybı, saçılma parametreleri) incelenmesi.	YZ lityum niyobat piezoelektrik alttaş kullanılan YAD rezonatörleri	871–888 MHz
Ramli ve Nordin (2011)	Düşük ekleme kaybı ile piezoelektriğin en yüksek mekanik yer değiştirmesini elde etmek için IDT ile reflektör arasındaki optimum aralığın ve IDT'lerin optimum aralığı ve reflektör sayılarının incelenmesi	Lityum niyobat alttaşının kullanıldığı YAD rezonatörü	224,5MHz

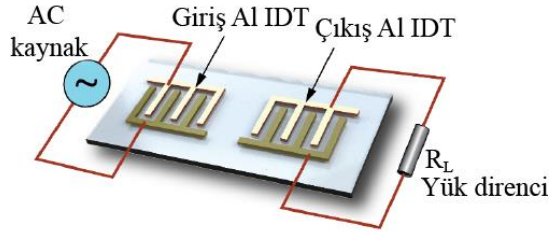
Tablo 2.1'in devamı

Kaynak: Yazar(lar) ve Yıl	Ele Alınan Problem	Kullanılan Yöntem veya Aygıt	Çalışma Frekansı
Krishnan vd. (2012)	YAD gecikme hattı modelinde serbestlik derecesi sayısını azaltmak için verici inter dijital dönüştürücüye (IDT) verilen periyodik sınır (yer değiştirmeler) yanıtlarının incelenmesi	YZ lityum niobat piezoelektrik altaş kullanılan 2B-gecikme hatlı YAD aygıtı	100 MHz
Khan vd. (2013)	Yer değiştirme ile elektrik potansiyeli olan toplam elektrik enerjisinin zamana bağlı bir çalışma kapsamına incelenmesi	Alüminyum nitrid (AlN) kullanılan YAD gecikme hattı yapısı	1,44 GHz.
Elsherbini vd. (2015)	YAD gecikme hattı aygıtında, galyum arsenit piezoelektrik altaşın yer değiştirmesi ve elektrik potansiyelinin incelenmesi	Piezoelektrik altaş olarak galyum arsenidin 3B YAD gecikme hattı üzerindeki kısa süreli güç değişimi	1,5 GHz
Trivedi ve Nemade (2015)	Poli (metil metakrilat) (PMMA) 'nın YAD aygıtının duyarlılığı üzerindeki etkisinin incelenmesi	36 °-YX lityum tantalat dayalı L dalgası temelli YAD gecikme hattının 3B FEM benzetimi	325 MHz

2.2 Çalışma Prensibi

YAD aygıtının temel çalışma prensibi, elektriksel uyarıma bağlı piezoelektrik salımın etkisi ile açıklanmaktadır. Burada, elektrik enerjisinin mekanik enerjiye dönüştürülmesi ve bunun tam tersi olarak mekanik enerjinin elektrik enerjisine dönüştürülmesi IDT'ler aracılığı ile gerçekleştirilmektedir. Giriş radyo frekansı (RF) sinyali uygulanarak piezoelektrik malzemenin mekanik olarak sıkıştırılması ve açılması sonucu yer değiştirme gerçekleşir ve piezoelektrik malzeme yüzeyi boyunca akustik dalga üretilir. Basınç dalgası yayıldıkça, mekanik enerji, malzemenin sönümlemesinden dolayı enerji dağılımına maruz kalır ve bu enerji kaybı, çıkış elektrik sinyallerine orantılı bir şekilde ölçülebilmektedir. Bu, IDT'ler tarafından alınan ve dağılan mekanik dalga enerjisinin tekrar elektrik enerjisine dönüştürülmesiyle elde edilir ve ölçülebilir. Ayrıca, iki IDT arasındaki farkı göstermek için giriş elektrik enerjisi ile de karşılaştırılabilmektedir (Devkota vd. 2017).

YAD aygıtı temel olarak, düşük akustik kayıp ile iyi piezoelektrik özelliklere sahip olan, GHz frekanslarında çalışmak üzere yüksek kapasiteye ve yüksek akustik hıza sahip olan çevre ile uyumlu AlN ince filmden oluşmaktadır (Ahmad ve Plana, 2009). AlN ince film üzerine yerleştirilmiş tarak benzeri yapıda, iki çift IDT elektrik enerjisini akustik bir dalgaya dönüştürmekte ve bu işlemin tam tersini de gerçekleştirmektedir. IDT'ler için alüminyum (Al) malzeme tercih edilmektedir ki bunun nedeni alüminyumun yüksek iletkenliğe sahip olması, üretiminin kolay ve maliyetinin düşük olmasıdır. YAD aygıtının çok uygulamasında çalışma frekansları 10 MHz – 10 GHz aralığındadır. Üç boyutlu (3B) YAD aygıt modeli üzerinde aygıt parçaları Şekil 5.1'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 3B YAD aygıt modeli

YAD aygıtı, voltaj giriş sinyali, iki adet Al IDT ve yükleme direncinden oluşmaktadır. Birinci çift IDT'ler, YAD aygıtı boyunca hareket eden ve mekanik dalgaları tekrar çıkış elektriği potansiyeline dönüştüren ikinci çift Al IDT'lere ulaşan mekanik dalgaların üretimini başlatmak için AlN ince film malzemenin elektriksel uyarımını sağlayan alternatif voltaj sinyaline bağlanır ve elde edilen yük, yük direncinde ölçülür.

3. MİKROAKIŞKAN TEMELLİ YAD AYGITLAR

DM Tip 2 (Şeker Hastalığı), biyolojik hücrelerin glukozu absorbe edilmesinde önemli olan pankreasın adacık hücrelerinde insülin hormonunun yetersiz üretilmesinden veya biyolojik hücrelerin dokuda salgılanan insüline karşı oluşan direnç ile kandaki glukoz konsantrasyonunun yükselmesine yol açan metabolik bir bozukluktur (Schmitz, 1997). Diyabetesin erken teşhisi, kardiyomiyopati, nefropati (böbrek sistemini etkiler), nöropati, retinopati, ensefalopati (beyin hasarı) gibi diyabetesin neden olduğu bazı ciddi komplikasyonların önlenmesi için önemlidir (Monti vd. 2007).

Glukoz seviyesini ölçmek için invaziv olmayan yöntemler optik olarak kullanılır ve ses sensörleri, optik sensörler için yakın kızılötesi spektroskopisi, orta kızılötesi spektroskopisi, floresans, Raman spektroskopisi ve termal kızılötesi (Oliver vd. 2009) gibi farklı türler kullanılır. Ayrıca Yüzey Plazmon Rezonansı sensörü, glukoz tespiti için metal yüzeyde (altın) yer alan serbest elektronlar ile ışık etkileşimine dayanan yine invaziv olmayan yöntemlerden biridir (Gupta vd. 2009). İnvaziv olmayan glukoz tespiti için kolorimetrik ve elektrokimyasal μ PAD'ler gibi iki teknikli Mikroakışkan Kağıt Temelli Analitik Aygıtlar (μ PAD'ler) kullanılır (Cai vd. 2014; Yang vd. 2014). Elektronik koku algısı, aseton, etanol ve amonyak gibi farklı diyabetes hastalığı belirtilerini tespit etmek için ZIF-8 ve ZIF-67 nanokristallere duyarlı YAD sensörünü kullanan invaziv olmayan bir yöntem kullanılmıştır (Fabio vd. 2019).

Akustik dalgalar, katı ve sıvılarda yüksek yayılma özelliklerine sahiptir ve bu, invaziv olmayan uygulamalarda ve uzun çalışma mesafelerinden kaynaklı biyo-uyumlu manipülasyonlarda kullanılabilir. Mikroakışkanlarda akışkan ve parçacık manipülasyonu için akustik dalgaların kullanılması, akustik akışkan aygıtların icat edilmesine yol açmıştır (Destgeer vd. 2015). Bunlar, parçacık modelleme (Antfolk vd. 2015), sıvı nebulizasyonu (Collins vd. 2015) (ilaç verme aygıtına benzer) (Heron vd. 2010), damlacık karıştırma ve manipülasyonunda kullanılan farklı akustik akışkan aygıt türleridir (Shilton vd. 2014). Toplu akustik dalga temelli mikroakışkan, mikroakışkan temelli yüzey akustik dalgasına (YAD) oranla daha az kullanılır.

Bunun nedeni ise, YAD aygıtının, tasarım esnekliği ve yüksek frekanslarda çalışabilme kabiliyeti nedeniyle mikroakışkan sistemlerle entegre olmasının daha çok tercih edilmesidir. YAD temelli mikroakışkan aygıtlar; kan bileşenlerinin ayrılması, tümör hücrelerinin ayrılması, bakteri ayrılması, nano ölçekli biyo parçacıkların ayrılması gibi biyomedikal uygulamalar için COMSOL veya MATLAB programı kullanılarak benzetim yapılmıştır (Mengxi vd. 2019).

Mikroakışkan temelli YAD aygıtının temel yapısı, düşük akustik kayıplı iyi bir piezoelektrik özelliğe sahip, GHz frekanslarında çalışma kabiliyeti yüksek, yüksek akustik hızı ve çevreye dost olması nedeniyle seçilen AlN piezoelektrik ince filminden oluşmaktadır (Ahmad ve Plana, 2009).

Yüksek iletkenlik gösterdiği, üretimi kolay ve gelecekteki deneysel çalışmalar için ucuz olduğu için AlN ince film üzerine gömülü iki çift tarak benzeri yapı ile Al malzemesi olarak seçilmiştir. PDMS ise, malzemesi iyi fiziksel özelliklere sahip, ucuz ve üretilmesi kolay olduğu için seçilmiştir.

Bu çalışmada, COMSOL çoklu fizik benzetim programında mikroakışkan temelli YAD aygıtı kullanılarak kan örneğindeki diyabetik eritrositlerin BKH'ler ve trombositler gibi diğer kan hücrelerinden ayrılmasına odaklanılacaktır. Benzetimimiz diyabetes teşhisi için gerçekleştirilen invaziv olmayan tekniklerden biridir. Diyabetesin kronik komplikasyonlarını tespit etmek ve kan hücrelerinin zarar görmesini önlemek için invazif olmayan yöntemlerden birini açıklar.

3.1 Literatürde Yapılan Çalışmalar

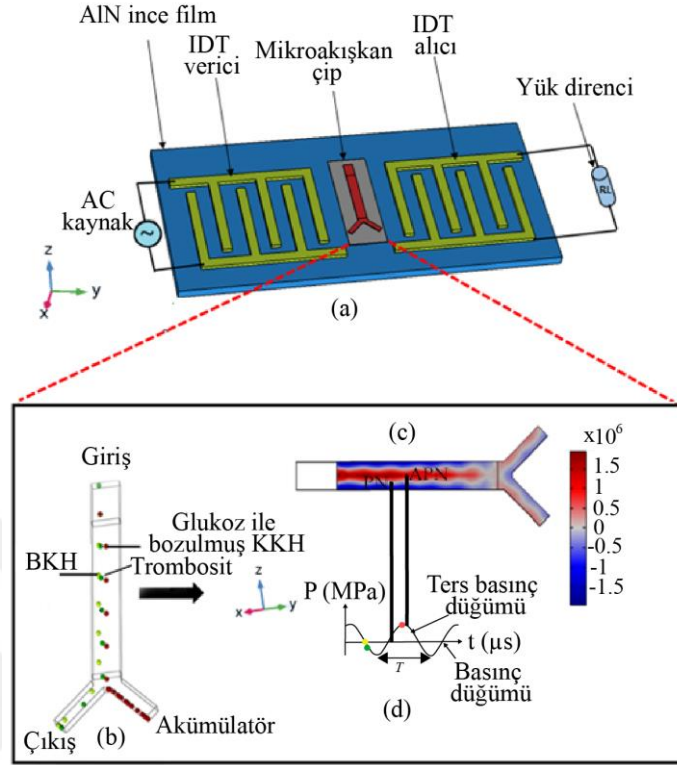
Tablo 3.1 Parçacık ayırımı ve manipülasyonu için akustoforez olgunun benzetim çalışmaları

Kaynak: Yazar(lar) ve Yıl	Ele Alınan Problem	Kullanılan Yöntem veya Aygıt	Çalışma Frekansı	Kullanılan Benzetim Program
Ai vd. (2013)	Çalışma, E. coli bakterileri de dahil olmak üzere biyolojik parçacıkların periferik kan mononükleer hücrelerinden (PBMC) ayrılmasını içermektedir.	Yüzey akustik dalga (YAD) temelli mikroakışkan cihaz	13 MHz	COMSOL çoklu-fizik

Tablo 3.1'in devamı

Kaynak: Yazar(lar) ve Yıl	Ele Alınan Problem	Kullanılan Yöntem veya Aygıt	Çalışma Frekansı	Kullanılan Benzetim Program
Feng vd. (2015)	Mikro parçacık ve hücrelerin üç eksen koordinatı boyunca yakalanması ve manipülasyonu için 3B yakalama basıncı akustik düğümleri oluşturan benzetim modeli	3B YAD aygıtı	13 MHz	COMSOL çoklu-fizik
Haddadi ve Fathipour (2016)	Farklı yoğunluklardaki parçacıkların ayrılması için tasarlanmış bir mikroakışkan aygıtın nasıl inceleneceğine dair 3B model	YAD temelli mikroakışkan aygıt	9,9 MHz	COMSOL çoklu-fizik
Ahmed vd. (2017)	Akustoforez yöntemi ile gerçekleştirilen (BKH'ler, KKH'ler ve trombosit) benzetimi	Akustoforez yöntemi ile gerçekleştirilen (BKH'ler, KKH'ler ve trombosit) benzetim	-	MATLAB
Rahul vd. (2017)	İki farklı boyuttaki polistiren parçacıkların ayrılması benzetimi	Yüzey akustik dalga (YAD) temelli mikroakışkan aygıttan ayrılması benzetimi	46 MHz	COMSOL çoklu-fizik
Chen vd. (2019)	Mikro parçacık manipülasyonunda akustoforezi inceleyen sayısal benzetim	YAD temelli mikroakışkan aygıt	10,2 MHz ve 11 MHz	COMSOL çoklu-fizik
Shamloo ve Parast (2019)	Akustoforez yöntemi ile gerçekleştirilen (BKH'ler, KKH'ler ve trombosit) benzetimi	Trapezoidal Mikroakışkan Aygıt ile duran yüzey akustik dalgaları	7,3 MHz	COMSOL çoklu-fizik

3.2 Çalışma Prensibi

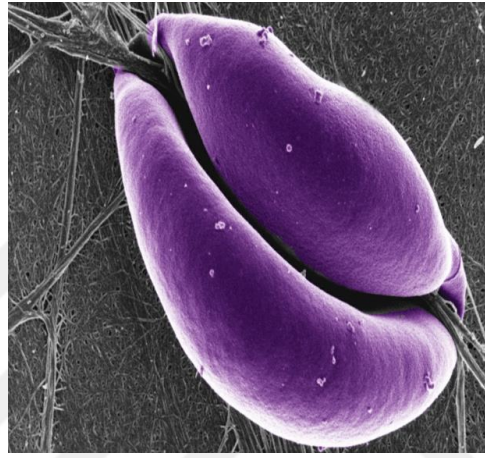


Şekil 3.1 (a) 3B mikroakışkan temelli YAD yapısı (b) kan hücreleri (trombositler ve BKH ayırma mekanizmaları ile glukoz tarafından bozulmuş KKH'ler) (c) gri renkli basınç düğümü (PN), ortadaki kırmızı renkli pozitif ters-basınç düğümü (APN) mikrokanalın her iki yanında yer alan mavi renkli ters-basınç düğümü ve (d) PN ve APN ise zamana bağlı basınç dalgası konumları

Elektrik sinyalinin alternatif akımının (AC) giriş IDT'lerine uygulanması YAD'ları oluşturur ve mikro kanala doğru ilerler. YAD'lar, mikroakışkan bir kanalda kan sıvısını geçmeye geldiğinde, kan hücreleri üzerinde Y eksenini boyunca yanal akustik radyasyon kuvvetlerine neden olan basınç dalgaları değişikliği oluşturur, bunları basınç düğümlerine (minimum basınç genliği) veya ters-basınç düğümlerine (maksimum basınç genliği) sürmek, Şekil 3.1'de gösterildiği gibi kan sıvısına karşılık gelen her hücre için yoğunluklarına ve sıkıştırılabilirliklerine bağlı olarak. Akustik kuvvet radyasyonu birincil ve ikincil akustik radyasyona Bölünmüştür, birincil radyasyon parçacıkları, durağan akustik dalga alanındaki düğüm (nod) basınçları ve ters düğüm basınçlarına doğru sürüklemek amacıyla kullanılır (Glynne-Jones vd. 2012). İkincil akustik dalga radyasyonu ise aralarındaki parçacık-parçacık etkileşim kuvveti ile ilgilidir (Rayleigh, 1902). Bu benzetimde, kan hücrelerinin ayrılması için birincil akustik kuvvet radyasyonuna odaklanılmıştır.

4. FOTOAKUSTİK OLGU

KKH'ler, yüksek derecede bozunabilir olup, kayma kuvvetine dayanabilen güçlü bir zara sahiptirler. Diyabetik hastalarda, KKH'lerin ultrastrüktürü değişir ve oluşan fibrin liflerinin etrafında uzama ve bükülme gösterir. KKH'lerin zar morfolojisindeki bu değişiklikler, fonksiyonlarını etkileyebilmektedir (Buys vd. 2013). Şekil 4.1'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1 Fibrin lifli KKH (Buys vd. 2013)

KKH'lerdeki deformasyonu tespit etmek için kullanılan ölçüm teknikleri: KKH'nin elastik özelliklerini ölçen mikro-pipet aspirasyon tekniği, KKH'nin topografik görüntülerini göstermek için Atomik kuvvet mikroskopu (AFM), KKH'nin yakalanması için yüksek enerjili bir lazer olarak optik cımbız, manyetik alanlar uygulanarak KKH zarının sertliğinin ve kayıp modülünün ölçülmesi için kullanılan bir teknik olarak manyetik bükme sitometrisi (MTC), KKH'lerin dinamik zar dalgalanmalarını, bükülme modüllerini ve gerilim faktörünü ölçmek amacıyla kullanılan nicel faz görüntüleme tekniği. Bit map görüntülerin oluşturulması için kullanılan ısıya duyarlı hücrelere sahip bir aygıt (CCD) kamerası ile yakalanan interferogramlara modüle edilen KKH numunesinin elektriksel alan bilgilerine müdahale eden lazer kaynağı uygulanarak, KKH'lerin bozukluğunu tespit etmede dinamik dağılımlı ışık da kullanılmıştır (Kim vd. 2012).

Fotoakustik (FA) etki veya optoakustik etki, soğurulan hedef numuneden sonra basınç ses dalgalarının üretilmesidir. Bu etkiyi elde etmek için, ışık yoğunluğu, gerek

periyodik olarak (modüle edilmiş ışık) gerekse tek bir parlama (atımlı ışık) olarak değişiklik göstermelidir (Rosencwaig, 1980). Fotoakustik etki, mikrofonlar veya piezoelektrik sensörleri gibi uygun detektörler ile oluşan mekanik ses basıncının ölçülmesi yoluyla belirlenir.

Biyomedikal uygulamada, FA aygıtından eksitasyon kaynağı olarak kullanılan lazer kaynağı Q değişimli neodim katkılı itriyum alüminyum garneti (Nd: YAG) tipinden oluşur. 9 mm ışık çapı, 6 ns darbe genişliği, 10 Hz darbe tekrar hızı ve darbe başına 25 mJ/cm² enerji akışı ile birlikte yayılan dalga boyu 1064 nm'dedir (Hysi, 2012). Lazer kaynağı, genellikle doku veya hedef hasarını önlemek amacıyla düşük enerji ve mekanik ses dalgası ile sonuçlanan termal genleşmeler üretmek amacıyla biyo-medikal hedef numunenin yeterli soğurumuna yol açacak şekilde dokuya derin penetrasyon için uzun dalga boyu ile birlikte kullanılır.

FA olgudan kaynaklanan basınç akustiğini algılamak için piezoelektrik sensörü olarak YAD aygıtı kullanılır. Hedef numunenin opto-mekanik özelliklerini tespit etmek için YAD-FA sensörü kullanılır. Araştırma için hedef numunenin yüklenmesini sağlamak amacıyla sisteme bir mikroakışkan kanal yerleştirilmiştir (Kishor, 2016). Benzetimimizde, numunenin hızı mikroakışkan kanalları içinden hareket ederken lazerin bu numuneyi hedefleyebileceği ve FA etkinin üretilebileceği şekilde sıfıra yaklaşıp yavaşlayacağından numune enjeksiyonu için giriş mikrokanaalı ile çıkış mikrokanaalı ortasında daire şeklinde mikroakışkan kanal kullanılmıştır.

4.1 Literatürde Yapılan Çalışmalar

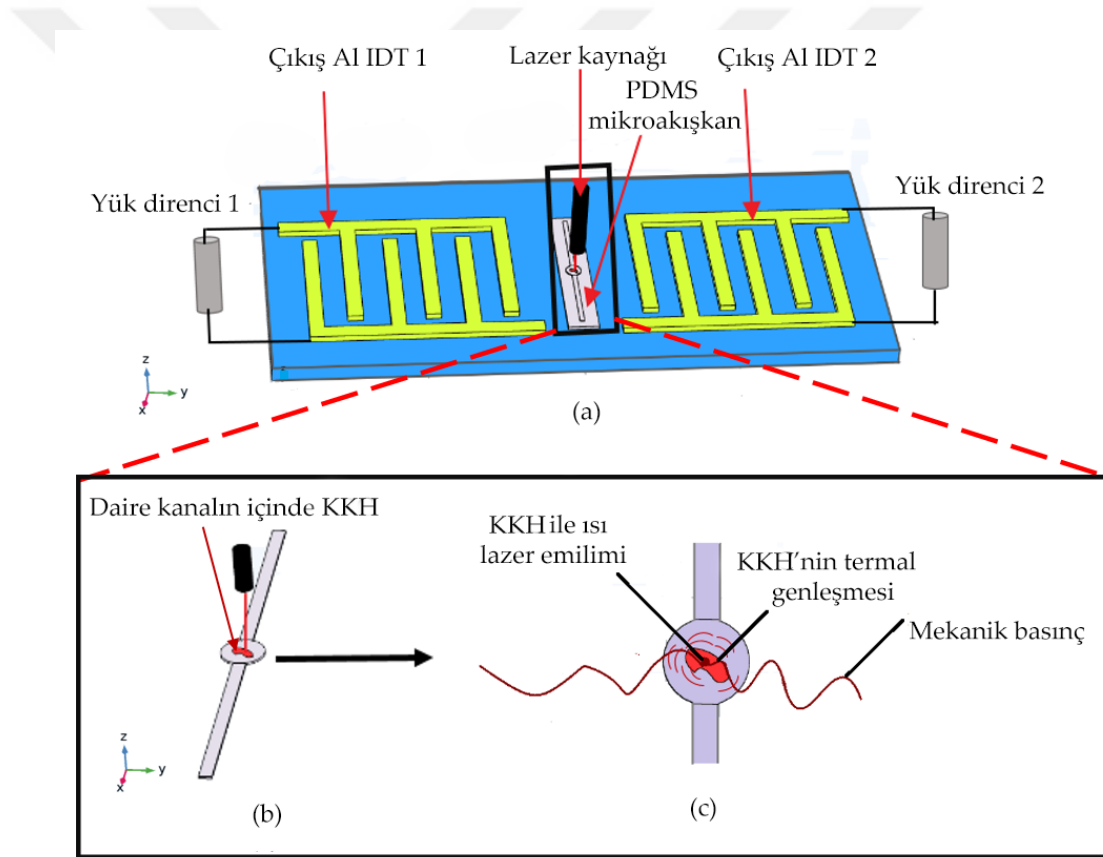
Tablo 4.1 Fotoakustik etki benzetim çalışmaları

Kaynak: Yazar(lar) ve Yıl	Ele Alınan Problem	Kullanılan Yöntem veya Aygıt	Kullanılan Benzetim Program
Strohm vd. (2012)	Fotoakustik olgular kullanılarak tek bir KKH'nin şekil ve anormal boyutunun araştırılması	2B sayısal benzetim Fotoakustik mikroskop	COMSOL çoklu-fizik
Samant vd. (2016)	Floresan etiketleme olmadan tanı amaçları doğrultusunda biyolojik hücrelerin görüntülenmesini araştırır	Sonlu eleman yöntemi (FEM) kullanılarak nano-ölçekli fotoakustik tomografi (nPAT) etkisinin benzetimi	COMSOL çoklu-fizik

Tablo 4.1'in devamı

Kaynak: Yazar(lar) ve Yıl	Ele Alınan Problem	Kullanılan Yöntem veya Aygıt	Kullanılan Benzetim Program
Kishor vd. (2016)	Lazer eksitasyon kaynağının yol açtığı YAD temelli mikroakışkan sensörün mekanik tepkisinin araştırılması	Fotoakustik olguların 2B sayısal FEM benzetimi	COMSOL çoklu-fizik
Mäkinen vd. (2018)	Fotoakustik olgulardan kaynaklanan yer değişiminin incelenmesi	Çelik küresel yapılı kılavuz yüzeyli akustik dalga aygıtı	COMSOL çoklu-fizik

4.2 Çalışma Prensibi



Şekil 4.2 (a) Lazer kaynağı ve mikroakışkan bazlı YAD aygıtı (b) Daire mikrokanalında KKH'ye odaklanmış bir lazer kaynağı (c) Isı enerjisinin KKH tarafından soğurulması yoluyla termal genişlemeden kaynaklanan FA sinyal üretim sonuçları

FA olgu, diyabetik KKH tek hücrelerinin ısı kaynağı tarafından 10 W gücünde mikroakışkan daire kanalına uyarılmasıyla üretilir. Diyabetik KKH, lazer kaynağının ısı enerjisini emmeye başlar, böylece diyabetik KKH, Şekil 4.2'de gösterildiği gibi KKH'nin diyabetik KKH'nin termal genişlemesini gösterdiği 38°C'ye ulaşana kadar

36°C'nin üzerine çıkmaya başlar. Sonuç olarak, diyabetik KKH'deki ısı arttığında kinetik enerji artar ve bu da periyodik kompresyon ve dekompresyon yer değiştirmesine neden olur. AlN piezoelektrik YAD aygıt boyunca basınç dalgaları yayılımı olarak ifade edilen ve her iki IDT'ye ulaşıldığında. Çalışmamızın temel amacı, diyabetik KKH'nin ultra yapısal morfolojisinin, uyarma lazer ısı kaynağı ile etkileşimden kaynaklanan FA sinyali (akustik basınç dalgası) davranışını nasıl etileyebileceğini göstermektir (Rosencwaig, 1980).



5. MATERYAL VE METOT

5.1 YAD Aygıtının Modellenmesi ve Benzetimi

5.1.1 Genel Tanımlar

3B YAD aygıt modeli, COMSOL çoklu fizik version 5.4 platformunda Sonlu Elemanlar Yöntemi (Finite Element Method - FEM) kullanılarak modellenir ve benzetimi yapılır. Fiziksel denklemin değişkenleri ve parametreleri Tablo 5.1’de gösterilmiştir.

Tablo 5.1 Model parametrelerinin listesi

Parametre	Değeri	Tanımı
c_{AIN}	6330 m/sn	AIN’de ses hızı (Gerlich vd. 1986)
λ	400 μ m	Akustik dalga boyu
f_0	$c_{AIN}/\lambda = 1,5825 \times 10^7$ 1/sn	Merkez Frekansı
T_0	$1/f_0 = 6,319 \times 10^{-8}$ sn	Periyot
T	$20 \times T_0 = 1,26 \times 10^{-6}$ sn	20 döngü için periyot
Z_r	50 Ω	IDT’lerin Referans (Karakteristik) impedansı

(5.1)–(5.9) Denklemleri kullanılarak, değişkenler Bölümündeki Y ve S parametreleri hesaplanır ve böylece YAD aygıtındaki IDT’lerin elektriksel özellikleri tespit edilir (Russer, 2003).

$$Y_{11} = \left. \frac{I_g}{V_g} \right|_{V_\varphi=0} \quad (5.1)$$

$$Y_{12} = \left. \frac{I_g}{V_\varphi} \right|_{V_g=0} \quad (5.2)$$

$$Y_{21} = \left. \frac{I_\varphi}{V_g} \right|_{V_\varphi=0} \quad (5.3)$$

$$Y_{22} = \left. \frac{I_\varphi}{V_\varphi} \right|_{V_g=0} \quad (5.4)$$

$$\Delta = (1 + Z_r Y_{11})(1 + Z_r Y_{22}) - Z_r^2 Y_{12} Y_{21} \quad (5.5)$$

Burada Y_{11} devrenin giriş admitansı, Y_{22} devrenin çıkış admitansı, Y_{12} geri (ters) geçiş admitansı ve Y_{21} ileri geçiş admitansıdır.

Z_r , 50Ω değerine eşittir ve her iki IDT'nin karakteristik impedansıdır. Çoğu çalışma için standart impedans değeri olarak kabul edildiği için bu değer seçilmektedir. Öyle ki bu değer, maksimum güç aktarımı ile minimum zayıflama noktasının tam ortasında yer almaktadır (Moreno vd. 1948). I_g ve I_φ sırasıyla IDT'lerin giriş ve çıkış akımlarını ifade ederken, V_g ve V_φ sırasıyla IDT'lerin giriş ve çıkış gerilimlerini ifade etmektedir. S_{11} giriş IDT'lerin voltaj yansımaya katsayısı, S_{12} ters gerilim kazancı, S_{21} ileri gerilim kazancı, S_{22} ise çıkış IDT'lerin voltaj yansımaya katsayısıdır (Ramo vd. 1993).

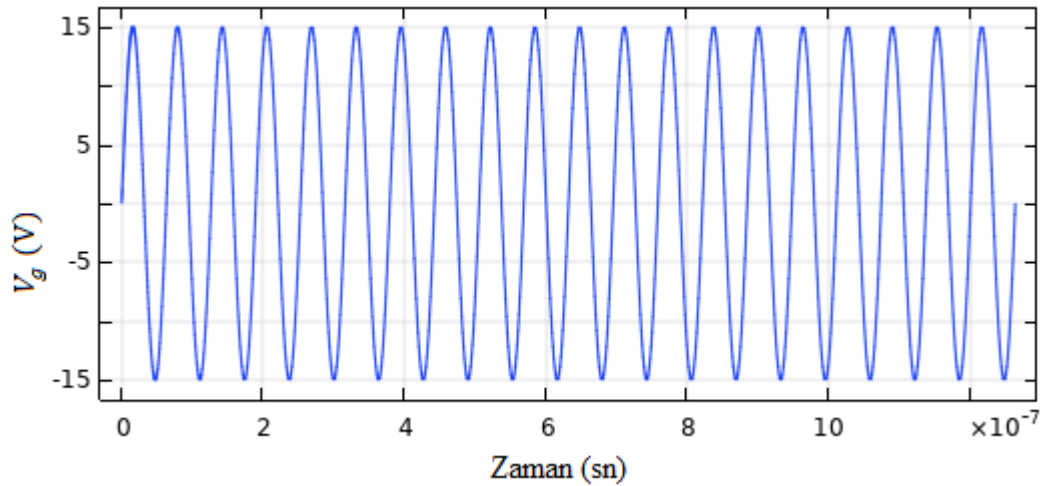
$$S_{11} = \frac{(1 - Z_r Y_{11})(1 + Z_r Y_{22}) + (Z_r Y_{12} Y_{21})}{\Delta} \quad (5.6)$$

$$S_{22} = \frac{(1 + Z_r Y_{11})(1 - Z_r Y_{22}) + (Z_r Y_{12} Y_{21})}{\Delta} \quad (5.7)$$

$$S_{12} = \frac{-(2Z_r Y_{12})}{\Delta} \quad (5.8)$$

$$S_{21} = \frac{-(2Z_r Y_{21})}{\Delta} \quad (5.9)$$

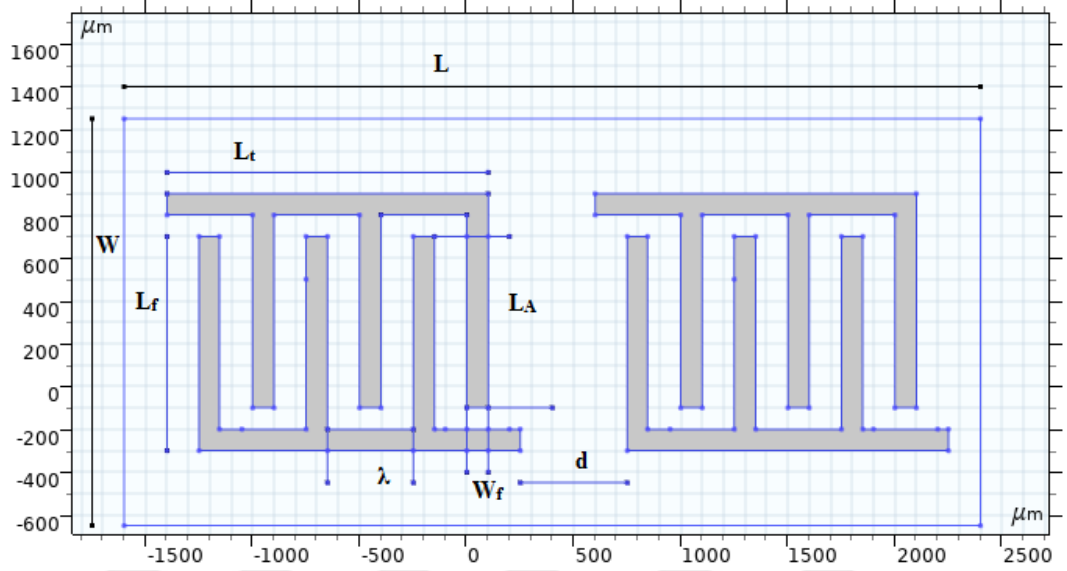
Devrenin giriş elektrik uyarıtımı IDT vericisi için Şekil 5.1'de gösterildiği gibi, $(0-T)$ zaman aralığında $V_g(t) = 15 \cdot \sin(2\pi f_0 t)$ ile ifade edilmekte ve sinüzoidal fonksiyon olarak tanımlanmaktadır.



Şekil 5.1 IDT vericisi için giriş voltajı

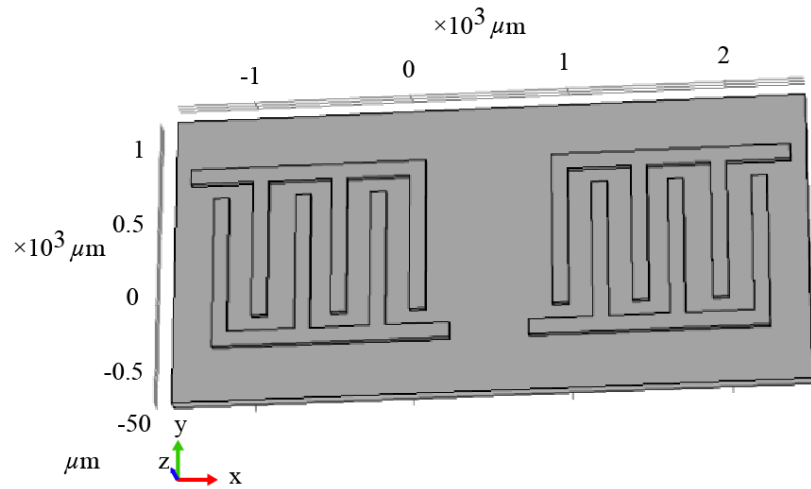
5.1.2 Geometrik Modelleme

İlk olarak, COMSOL programının geometri Bölümünde, boyut değerleri girilerek IDT'lerin 2B düzlemde tasarlanması gerçekleştirilmiştir. Burada önce AlN hassas katmanı çizilmiştir. Şekil 5.2'de bu çizim gösterilmektedir.



Şekil 5.2 YAD aygıtının tasarım geometrisi

λ , Tablo 5.2'de verilen IDT'lerin akustik dalga boyudur. Geometrinin 2B model boyutları Tablo 5.2'de gösterilmiştir. 2B geometri düzlem modeli 40 μm yüksekliğinde olacak şekilde elde edilmiştir. Böylece Şekil 5.3'te gösterildiği gibi 3B YAD modeli elde edilebilmektedir.



Şekil 5.3 3B YAD aygıtının tasarım geometrisi

Tablo 5.2 2B YAD tasarım geometrisinin boyutları

Parametre	Değeri (μm)	Tanımı
L_t	1500	IDT uzunluğu
L_f	1000	Parmak elektrot uzunluğu
L_A	800	Akustik açıklık uzunluğu
W_f	100	Parmak elektrot genişliği
d	500	İki IDT çifti arasındaki gecikme hattı
L	4000	AlN ince film uzunluğu
W	1900	AlN ince film genişliği

5.1.3 Madde ve Malzeme Tanımlama

Bu çalışma kapsamında oluşturulan 3B YAD modeli için seçilen malzemeler; piezoelektrik ince film katmanı için AlN malzeme, verici ve alıcı IDT'ler için Al malzemedir. AlN malzeme; esneklik matrisi, kuplaj matrisi ve bağlı geçirgenlik parametrelerine sahiptir ve bu parametreler/değişkenler Tablo 5.3'te verilmiştir.

Tablo 5.3 AlN alttaş için geçerli olan temel değişkenler

Parametre	Değeri	Tanımı
ρ_{AlN}	3300 kg/m ³	Yoğunluk
c_{AlN}	6330 m/sn	AlN'de ses hızı (Gerlich vd. 1986)
η_{eS}	0,01	Elektrik geçirgenliği için kayıp faktörü (Zazerin vd. 2016)
ϵ_{rs}	8,9~9	Bağlı geçirgenlik (Collins vd. 1967)
η_{cE}	0,0007	Esneklik matrisi cE için kayıp faktörü (Zazerin vd. 2016)
E_{AlN}	308 GPa	Young modülü (Gerlich vd. 1986)
ν_{AlN}	0,28	Poisson oranı (Gerlich vd. 1986)

AlN alttaş için piezoelektrik malzeme özellikleri:

Esneklik Matrisi =

$$\begin{bmatrix} 4,1 \times 10^{11} & 1,49 \times 10^{11} & 0,99 \times 10^{11} & 0 & 0 & 0 \\ 1,49 \times 10^{11} & 4,1 \times 10^{11} & 0,99 \times 10^{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0,99 \times 10^{11} & 0,99 \times 10^{11} & 3,89 \times 10^{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1,25 \times 10^{11} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1,25 \times 10^{11} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1,305 \times 10^{11} \end{bmatrix} \text{ Pa}$$

$$\text{Kuplaj Matrisi} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & -0,48 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -0,48 & 0 & 0 \\ -0,58 & -0,58 & 1,55 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \text{ C/m}^2$$

Al elektrotlar ve IDT'ler için temel mekanik ve elektriksel değişkenler Tablo 5.4'te gösterilmektedir.

Tablo 5.4 Al malzemenin özellikleri

Parametre	Değer	Tanım
E_{Al}	$69 \times 10^9 \sim 70 \times 10^9 \text{ Pa}$	Young modülü (Elsherbini vd. 2016)
c_{Al}	6320 m/sn	Al'de ses hızı (Elsherbini vd. 2016)
ρ_{Al}	2700 kg/m ³	Yoğunluk (Elsherbini vd. 2016)
ν_{Al}	0,33~0,35	Poisson oranı (Elsherbini vd. 2016)
σ	$3,55 \times 10^7 \sim 3,7 \times 10^7 \text{ S/m}^2$	Elektriksel iletkenlik (Elsherbini vd. 2016)
ϵ_{rs}	1	Bağıl geçirgenlik (Fotiadis ve Massalas, 2004)

5.1.4 Çözüm Modülleri

Hooke yasasına göre, AlN esnek malzeme olarak kabul edilmiştir. Böylece gerilme (S_d : strain), malzeme boyutundaki deformasyonun orijinal malzeme boyutuna oranı olarak ifade edilir. Malzemenin kesit alanı (A) üzerine uygulanan kuvvet (F), stres (S: stress) olarak ifade edilir. Young modülü (elastik sertlik) Y, N/m² cinsinden stresin gerilmeye oranı olarak ifade edilir. Bu prensip (5.10) – (5.12) numaralı Denklemler ile ifade edilmektedir (Pati vd. 2013).

$$S = F/A \quad (5.10)$$

$$S_d = \Delta L/L \quad (5.11)$$

$$Y = S/S_d \quad (5.12)$$

Burada, S Stres, S_d gerilme, ΔL deformasyon boyutunu ve L ise malzemenin başlangıçtaki boyutunu ifade etmektedir.

Piezoelektrik olgusu Al IDT'lerin giriş yönünde bir gerilime maruz kalması neticesinde oluşan elektrik alanından kaynaklanan, piezoelektrik malzemenin yüzeyi boyunca mekanik gerilme ve mekanik basınç dalgası yayılımının üretilmesi ile açıklanabilmektedir.

Bu durum, AlN malzemenin moleküler yüklerinde bir bozulmaya ve malzeme yüzeyinin yakınında birikmesine neden olmaktadır. Bu hareketin elektromekanik ifadesi (5.13) ve (5.14) numaralı Denklemler ile ifade edilmektedir (Elshehri vd. 2015).

$$S = C_E S_d - e^T \vec{E} \quad (5.13)$$

$$\vec{D} = e S_d + [\epsilon] \vec{E} \quad (5.14)$$

Burada C_E piezoelektrik malzemenin esneklik sertlik matrisi, $\vec{E}$ elektrik alan şiddeti, $\vec{D}$ elektrik yer değiştirme vektörü, e ve e^T sırasıyla kuplaj matrisi ve transpozesidir. $[\epsilon]$ ise piezoelektrik malzemenin dielektrik sabiti (bağıl geçirgenlik) matrisidir.

YAD aygıtı, piezoelektrik malzeme olarak AlN ve IDT'lerin parmak elektrotları için Al malzeme kullanılarak tasarlanmış ve benzetimi yapılmıştır. İlk olarak, giriş sinyali, Denklem (5.15) 'te verildiği gibi, ses dalgasının AlN'deki hızının akustik dalga boyuna Bölünmesiyle elde edilen bir çalışma merkez frekansına sahip bir sinüs dalgası sinyali olarak IDT'lerin girişine uygulanmaktadır. Akustik dalgaboyu, Denklem (5.16)'da gösterildiği şekilde parmak elektrotları sayısı ile parmak elektrotları genişliğinin çarpımı ile gösterilir (Zakaria vd. 2014).

$$f_0 = \frac{c_{AlN}}{\lambda} \quad (5.15)$$

$$\lambda = N \cdot W_f \quad (5.16)$$

Burada, λ ses dalgasının dalga boyu, N bu tasarımda seçilen 4 adet parmak elektrot sayısı, W_f parmak elektrot genişliği, c_{AlN} sesin AlN'deki hızı ve f_0 da çalışma merkez frekansıdır. COMSOL platformunda YAD aygıt modeli inşa edilirken, basınç akustik değişimi gibi fiziksel özellikler kullanılarak zaman analizi oluşturulur.

Bununla birlikte tüm YAD aygıtı seçimleri için katı mekanikler incelenir, verici IDT'lerin ve AlN yapı üzerindeki elektrostatik yapı ve daha sonra alıcı IDT'lerin ve AlN yapı üzerindeki elektrostatik yapı ve değerler incelenir. COMSOL benzetim

programı için sınır koşulları alanlar ve sınırlar olmak üzere ikiye ayrılarak incelenmektedir.

Katı mekanik fiziği, piezoelektrik malzemeli hem IDT vericisi hem de alıcı için seçilmiştir. Daha sonra Denklemler (5.17) – (5.21) 'de ifade edildiği gibi Al malzemeleri için doğrusal elastik malzeme domen (domain) kullanılmıştır.

$$0 = \nabla \cdot \mathbf{S} + \vec{\mathbf{F}}_v \quad (5.17)$$

$$\mathbf{S} = \mathbf{S}_{ad} + \vec{\mathbf{C}} : \boldsymbol{\varepsilon}_{el} \quad (5.18)$$

$$\boldsymbol{\varepsilon}_{el} = \boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\varepsilon}_{inel} \quad (5.19)$$

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2} [(\nabla \vec{\mathbf{u}})^T + \nabla \vec{\mathbf{u}}] \quad (5.20)$$

$$\boldsymbol{\varepsilon}_{inel} = \boldsymbol{\varepsilon}_{th} = 0 \quad (5.21)$$

Burada, $\vec{\mathbf{F}}_v$ hacim kuvveti, $\mathbf{S}$ stres, $\mathbf{S}_{ad}$ sifıra eşit olan ek stres, $\vec{\mathbf{C}}$ 4. dereceden bir elastik tensördür, ":" çift nokta tensör çarpımı, $\boldsymbol{\varepsilon}_{inel}$ elastik olmayan gerinim, $\boldsymbol{\varepsilon}_{el}$ elastik gerinim, $\boldsymbol{\varepsilon}_{th}$ sifıra eşit olan termal gerinimdir, $\boldsymbol{\varepsilon}$ toplam gerinim, $\nabla \vec{\mathbf{u}}$ yer değiştirmenin gradyanı.

Tablo 5.3'te verildiği üzere, AlN ince film malzemesi için dielektrik kaybı ve mekanik sönümleme katsayıları ayarlanmakta, piezoelektrik malzeme domen kullanılmaktadır. Bu bağlamda, mekanik yer değiştirme, (5.22) – (5.25) numaralı Denklemlerde gösterilen diferansiyel denklemlerin çözülmesiyle hesaplanmaktadır.

$$0 = \nabla \cdot \mathbf{S} + \vec{\mathbf{F}}_v \quad (5.22)$$

$$\nabla \cdot \vec{\mathbf{D}} = \rho_v \quad (5.23)$$

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2} [(\nabla \vec{\mathbf{u}})^T + \nabla \vec{\mathbf{u}}] \quad (5.24)$$

$$\vec{\mathbf{D}} = \vec{\mathbf{D}}_r + e \boldsymbol{\varepsilon}_{el} + \varepsilon_0 \varepsilon_{rs} \vec{\mathbf{E}} \quad (5.25)$$

Burada, ε_{rs} piezoelektrik alttaşın geçirgenliği, ε_0 vakumda bağıl geçirgenlik, $\vec{\mathbf{D}}_r$ kalan elektrik yer değiştirme vektörü ve sıfır olarak ayarlanır. ρ_v ise C/m^3 cinsinden hacimsel yük yoğunluğudur.

Hem verici hem de alıcı yöndeki Bölümler için katı mekanik yaklaşımları kullanılmaktadır, bu bağlamda YAD aygıtının uçlarındaki sabit kısıtlamalar sınır koşulu kullanılmaktadır. Bununla birlikte, katı mekanik fiziğinde YAD aygıtının her iki tarafında, (5.26) – (5.27) numaralı Denklemlerde gösterdiği üzere, piezoelektrik salınımdan kaynaklanan mekanik yer değiştirmenin süreklilik yayılımını elde etmek için periyodik koşullardan yararlanılmaktadır.

$$\vec{u}_{src} = \vec{u}_{dst} \quad (5.26)$$

$$\vec{u} = 0 \quad (5.27)$$

Burada $\vec{u}_{src}$ kaynağın mekanik yer değiştirmesi ve $\vec{u}_{dst}$ periyodik sınır koşulu için hedefin mekanik yer değiştirmesidir. $\vec{u}$ sabit kısıtlama sınır şartı kullanan YAD aygıtının uçlarında ortaya çıkan mekanik yer değiştirmedir. Başlangıç değerleri, zaman değeri sıfır iken, yapısal hız alanı ile yer değiştirme alan bileşenleri için de sıfır olarak ayarlanmaktadır.

Sınır yük durumu, YAD aygıtının akustik basıncını AIN yüzey sınırında IDTs alıcısının yakınında seçerek hesapladıktan sonra katı mekanik fiziğine eklenir. Daha sonra Denklemler (5.28 – 5.29)'de gösterildiği gibi basınç akustik geçişinden kaynaklanan basınç değeri ile basınç yük tipi seçilir.

$$S \cdot \vec{n} = \vec{F}_A \quad (5.28)$$

$$\vec{F}_A = -p \vec{n} \quad (5.29)$$

Burada, $\vec{F}_A$ AIN'nin yüzey alanına etki eden kuvvettir, $\vec{n}$ normal bileşendir, p basınç akustik geçici fiziğinden elde edilen basınç akustik değerine eşit olan basınç yüküdür.

Elektrostatik fiziği, hem verici hem de alıcı bölümleri için 3B YAD aygıt modelinde de ayarlanmaktadır. Bunun amacı, verici bölümü için terminal üzerindeki giriş elektriksel potansiyelinin açıklanmasıdır. Ayrıca, topraklama sınırları olan alıcı IDT'ler üzerindeki değişken potansiyel elektrotlarındaki çıkış sifıra eşit potansiyel voltaj ile kullanılmaktadır ki bu durum Denklem (5.30)' de açıklanmaktadır.

$$\vec{E} = -\nabla V \quad (5.30)$$

Burada V elektrik potansiyelidir. Giriş gerilimi sinüzoidal fonksiyonu, tanımlan Bölümünde de yer verilen terminal geriliminde uygulanmaktadır. Bu, birinci elektrostatik fizik için kullanılmaktadır. İkinci elektrostatik fizik topraklanmış çıkış elektrik potansiyelini ele etmek için grup değişken potansiyel sınır koşulu hem verici hem de alıcı elektrostatik fiziği için ayarlanmıştır.

Yük koruma piezoelektrik sınır koşulu, Denklem (5.31)'de açıklandığı üzere hem verici hem de alıcı elektrostatik fiziğinde kullanılmaktadır.

$$\vec{D} = \varepsilon_0 \varepsilon_{rs} \vec{E} \quad (5.31)$$

Sıfır zamanında, giriş ve çıkış elektrostatik fiziği için elektrik potansiyelleri başlangıç değerleri sıfıra ayarlanmaktadır.

Basınç akustik geçici fiziği, sınır koşulları ile YAD aygıtında akustik basınç dalgasını elde etmek için kullanılır: (AlN domen için temel basınç alanı, AlN üst yüzeyinde düzlem dalga radyasyonu sınır koşulu, Al IDT'lerin vericisinde normal ivme). Bu fizik, (5.32) ve (5.33) numaralı Denklemlerde gösterilmektedir ve YAD aygıtının tüm alanları için geçerlidir.

$$\frac{1}{\rho c^2} \frac{\partial^2 p_t}{\partial t^2} + \nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho} (\nabla p_t - \vec{q}_d) \right) = Q_m \quad (5.32)$$

$$p_t = p_2 + p_b \quad (5.33)$$

Q_m 1/sn²'deki basınç kaynağıdır ve sıfıra eşittir.

Katı mekaniğinde açıklanan piezoelektrik malzeme sınır koşulundan kaynaklanan gerilime bağlı olduğu için bu değer sıfıra eşittir. p akustik basınç, c AlN'deki ses hızı, ρ AlN'nin yoğunluğu, $\vec{q}_d$ sıfıra ayarlanmış dipol basınç kaynağı, p_t toplam basınç, p_2 değişken bağımlı basınç ve p_b temel basınç alanıdır.

Giriş yönündeki Al IDT'ler için normal ivme sınır koşulu seçilmektedir. Bu ivme, katı mekanik ile iki fiziki basınç akustiği arasında parazit yapmak için kullanılan YAD aygıtındaki katı mekaniğinden kaynaklanmaktadır. Katı mekaniği fiziğinde piezoelektrik olgu tarafından üretilen mekanik yer değiştirme ve bundan kaynaklanan ivme, YAD aygıtındaki akustik girişime neden olmaktadır. Bu nedenle, bu ivme, Denklem (5.34)'de verildiği üzere, basınç dalgası üretmek için basınç akustik kaynağı olarak kullanılmaktadır.

$$-\vec{n} \cdot \left(-\frac{1}{\rho} (\nabla p_t - \vec{q}_d) \right) = -\vec{n} \cdot \vec{a}_0 \quad (5.34)$$

$\vec{n}$ normal bileşen türevidir, $\vec{a}_0$ ivme bileşenidir. Böylece yalnızca mekanik gerilmeden kaynaklanan basınç kanyasına ve katı mekaniği fiziğinde üretilen piezoelektrik yer değiştirmelere odaklanabilmekte ve modeldeki diğer dış basınç kaynakları ile örtüşmeyi önlemektedir. Temel basınç alanı, (5.35) numaralı Denklemden açıklandığı üzere, dalga tipini 3B modelde düzlem dalgası olarak ayarlayarak basınç dalgalarının tüm seçilen nesnede nasıl yayıldığını göstermek için tüm AlN malzeme nesnesi için seçilmektedir.

$$p_b = p_0 \sin \left(2\pi f_0 \left(t - \frac{\vec{x} \cdot \vec{e}_k}{c |\vec{e}_k|} \right) + \emptyset \right) \quad (5.35)$$

Burada, $\emptyset$ faz açısı ve sıfıra eşittir. $\vec{x}$ domendeki konum, $\vec{e}_k$ YAD aygıtı boyunca her üç ekseninde basınç dağılımı göstermek için üç yöne ayarlanmış dalga yönü vektörleridir, p_0 basınç genliğidir ve 1 Pa değerine ayarlanmaktadır. f_0 ise Tablo 5.1'de hesaplandığı üzere merkez frekansına ayarlanmaktadır.

p_i düzlem dalga radyasyonun giriş basıncı alanı, AlN ince filmin üst yüzeyinde p_2 elde etmek için Denklem (5.36) 'da gösterildiği gibi seçilir.

$$p_i = p_0 \sin \left(2\pi f_0 \left(t - \frac{\vec{x} \cdot \vec{e}_k}{c |\vec{e}_k|} \right) + \emptyset \right) \quad (5.36)$$

Burada, $\vec{e}_k$ AlN piezoelektrik malzemenin üst yüzeyi boyunca üç ekseninde basınç dağılımı gösteren üç negatif ivme değerinde ayarlanan dalga yönü vektörüdür. Denklemdeki (5.36) tüm değişkenlerin değerleri, temel basınç alanında aynı değerlerle ayarlanır. Başlangıç değerleri sınır koşulunda başlangıç basınç değeri sıfıra eşittir.

Denklem (5.36)'ten yüzeye gelen basınç değeri p_i 'yi elde ettikten sonra, Denklem (5.37)'de verilen bağımlı basınç değeri p_2 'nin hesaplanmasını sağlayan Q_i değeri Denklem (5.38)'de tanımlanır.

$$-\vec{n} \cdot \left(-\frac{1}{\rho} (\nabla p_t - \vec{q}_d) + \frac{1}{\rho} \left(\frac{1}{c} \frac{\partial p_2}{\partial t} \right) \right) = Q_i \quad (5.37)$$

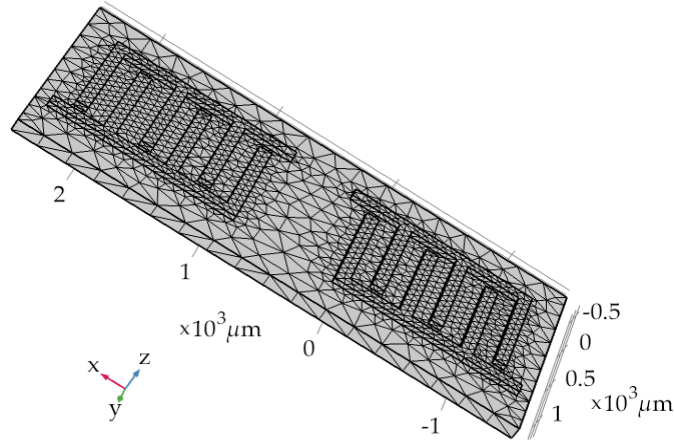
$$Q_i = \frac{1}{\rho} \left(\frac{1}{c} \frac{\partial p_i}{\partial t} \right) + \vec{n} \cdot \frac{1}{\rho} \nabla p_i \quad (5.38)$$

Üçüncü elektrostatik fiziği, FFT çalışmasını gerçekleştirmek ve YAD aygıtının elektriksel karakterizasyonunu elde etmek için kullanılır. Buradaki parametreler şunlardır: YAD aygıtının mekanik kalite faktörü, S-parametreleri, Y-parametreleri, ekleme kaybı.

İki terminal etki domen kullanılmaktadır. Bunlardan biri giriş IDT'leri için ve diğeri çıkış IDT'leri için kullanılmaktadır, her bir terminal için değer verilir. Giriş terminali, tanım Bölümünde yer verilen giriş sinüzoidal gerilimine eşit olacak şekilde ayarlanmıştır. Çıkış terminali, ortak topraklamalı alıcı kısımdaki elektrostatikten kaynaklanan değişken potansiyel için ayarlanmıştır.

5.1.5 Örgü Oluşturma

Şekil 5.4'te görüldüğü gibi tüm fizikler (çözüm yöntemleri) için normal boyutlu fizik kontrollü mesh kullanılmaktadır.



Şekil 5.4 Tüm fizik için mesh (örgü)

5.1.6 Çözüm Yöntemleri

YAD aygıt modeli, üç ayrı çalışma kullanılarak incelenmiştir ve her çalışma belirli fizik için zamana bağlı olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışma-1 basınç akustik geçici (değişim), katı mekaniği, verici kısmındaki elektrostatik için gerçekleştirilmiştir. Katı mekaniği kapsamındaki Çalışma-2 alıcı parçanın elektrostatik için gerçekleştirilmiştir. Son olarak gerçekleştirilen Çalışma-3 ise iki adımda gerçekleştirilmiştir. Adım-1 zamana bağlıdır ve yalnızca üçüncü elektrostatik fiziği kullanılmıştır. Adım-2, maksimum çıkış frekansı $4 \times f_0$ MHz değerine ayarlanmıştır. Bu adım için sürekli/ayrık FFT söz konusudur. MHz biriminden dikdörtgen pencere aralığı kullanma $0 - T_0$. Zamana bağlı olarak gerçekleştirilen tüm çalışmalar 0,002 bağıl toleransla μs biriminde zaman aralığında $(0;0,002;T)$ ayarlanmıştır. Sonuç analiz ve grafikler tezin Bulgular kısmında detaylıca verilmiştir.

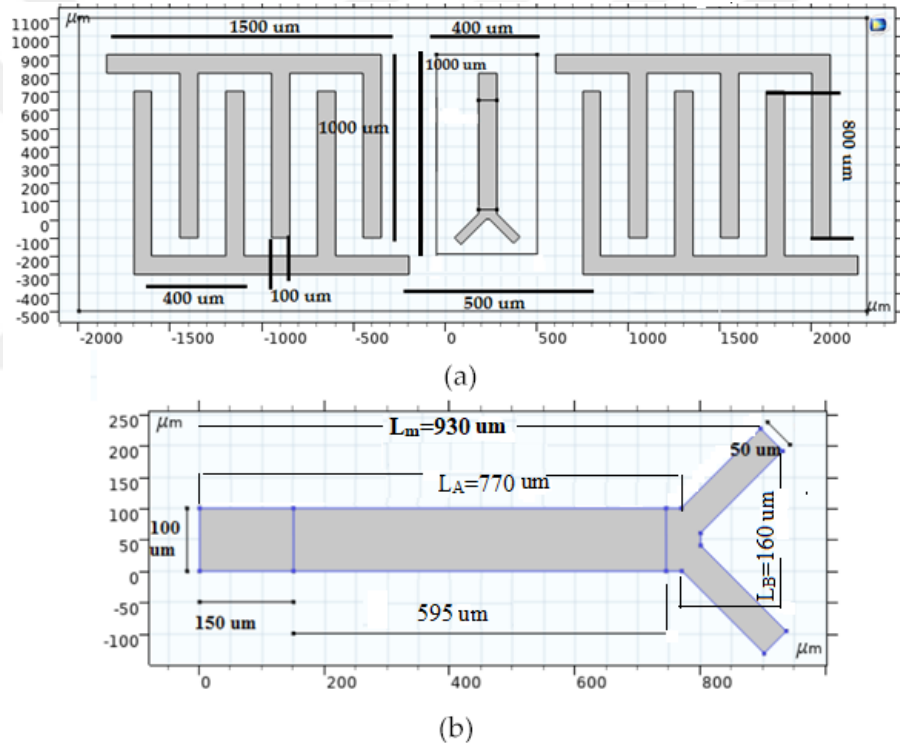
5.2 Mikroakışkan Temelli YAD Aygıtların Modellenmesi ve Benzetimi

5.2.1 Genel Tanımlar

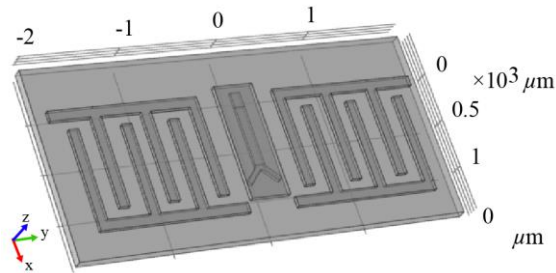
İkinci model, YAD aygıtı ile birlikte mikroakışkanın eklenmesini içerecektir. AlN ince film piezoelektrik malzeme ve Al IDT'ler malzemesinden oluşan YAD aygıtının, parametreleri Tablo 5.3 ve Tablo 5.4'te zaten tanımlanmıştır.

5.2.2 Geometrik Modelleme

Model parametrelerinin tanımlanmasından sonra, YAD aygıtının 2B IDT geometrileri çizilir ve ilk olarak piezoelektrik malzemenin ince film yüzeyini belirten IDT'ler ile birlikte dikdörtgen yüzey oluşturulur. Ardından mikroakışkan geometrinin, ayırma amacıyla bir dikdörtgen şekilli giriş ve iki dikdörtgen çıkışlı 2B Y-şekilli kanal olarak tasarımı gerçekleştirilen iki tasarım tek bir tasarımda μm biriminde ayarlanan boyutlarla birleştirilerek Şekil 5.5a ve Şekil 5.5b'de gösterilmiştir. 2B mikroakışkan temelli YAD tasarımını, Şekil 5.6'da gösterildiği gibi $30\ \mu\text{m}$ yüksekliğinde 3B modele dönüştürülmüştür.



Şekil 5.5 (a) 2B mikroakışkan temelli YAD aygıt geometrisi, (b) 2B mikroakışkan geometrisi



Şekil 5.6 3B mikroakışkan temelli YAD geometrisi

5.2.3 Madde ve Malzeme Tanımlama

İlk olarak, mikroakışkan temelli YAD aygıtını modellerken, kan hücreleri parametreleri (BKH'ler, KKH'ler, trombositler) ve YAD aygıtı parametreleri Tablo 5.1'de tanımlanmıştır.

Tablo 5.5 Model parametrelerinin listesi

Parametre	Değeri	Tanımı
c_{AIN}	6330 m/sn	AIN'deki ses hızı (Gerlich vd. 1986)
λ	400 μm	Dalga boyu
f_0	$c_{AIN}/\lambda = 1,5825 \times 10^7$ 1/sn	Merkez frekansı
T_0	$1/f_0 = 6,319 \times 10^{-8}$ sn	Periyot
T	$20 \times T_0 = 1,2638 \times 10^{-6}$ sn	20 döngü için periyot
k	$2\pi/\lambda = 15708$ rad/m	Dalga sayısı
L_m	930 μm ($L_A + L_B$)	Mikroakışkan kanal uzunluğu
W_g	$\lambda/4 = 100$ μm	Mikroakışkan kanalın giriş genişliği
W_ζ	50 μm	Mikroakışkan kanalın çıkış genişliği
ρ_f	1060 kg/m ³	Kan yoğunluğu
ρ_{p1}	1019 kg/m ³	BKH yoğunluğu (Grenvall, 2014)
ρ_{p2}	1099 kg/m ³	KKH yoğunluğu (Grenvall, 2014)
ρ_{p3}	1040 kg/m ³	Trombosit yoğunluğu (Soliman vd. 2017)
Kp_1	4×10^{-10} 1/Pa	BKH'nin sıkıştırılabilirliği (Soliman vd. 2017)
Kp_2	$3,3 \times 10^{-10}$ 1/Pa	KKH'nin sıkıştırılabilirliği (Grenvall, 2014)
Kp_3	$3,5 \times 10^{-10}$ 1/Pa	Trombositlerin sıkıştırılabilirliği (Soliman vd. 2017)
dp_1	5 μm	BKH çapı (Soliman vd. 2017)
dp_2	9,6 μm	KKH çapı (Grenvall, 2014)
dp_3	2 μm	Trombosit çapı (Grenvall, 2014)
c_{kan}	1580 m/sn	Kandaki ses hızı (Soliman vd. 2017)
μ_{kan}	3×10^{-3} Pa · sn	Kanın dinamik viskozitesi (Soliman vd. 2017)
u_{av}	800 μm /sn	Mikrokanaldaki kanın ortalama hızı

Benzetimin bir sonraki adımı, iki çift IDT'den oluşan mikroakışkan temelli YAD aygıtı için IDT'ler arasında mikroakışkan kanallı ince film piezoelektrik malzemeler gibi materyal seçimidir.

PDMS materyalinin seçilme nedeni ise, biyouyumluluk (Xia vd. 1998), ucuzluk, şeffaflık, düşük otomatik floresans (Piruska vd. 2005) gibi çeşitli avantajları ve Tablo

5.6 'de gösterildiği gibi modifiye edilmiş PDMS kullanılarak birkaç nanometreye kadar çözünürlüklerde şekil verilebilmesidir (Hua vd. 2004).

İnce film piezoelektrik malzeme olarak AlN seçilmiştir çünkü düşük akustik kayıp ile iyi piezoelektrik özelliği, GHz frekanslarında çalışmak için yüksek kapasite, yüksek akustik hız özellikleri bulunur ve Tablo 5.3'te gösterildiği gibi çevre dostudur (Cafarelli et al. 2017).

IDT'ler açısından ise, malzeme olarak Al seçilmiştir çünkü Al yüksek iletkenliğe sahiptir, üretimi kolaydır ve Tablo 5.4'te gösterildiği gibi gelecekteki deneysel çalışmalarda erişim açısından ucuzdur.

Tablo 5.6 Kan akışı ve PDMS malzeme özellikleri

Parametre	Değeri	Tanımı
ρ_f	1060 kg/m ³	Sıvının yoğunluğu
c_f	1580 m/sn	Kandaki ses hızı
μ_f	3×10^{-3} Pa · sn	Dinamik viskozite (Johnston vd. 2014)
c_{PDMS}	1016 m/sn	PDMS'deki ses hızı (Ahmad ve Plana, 2009)
E_{PDMS}	750 kPa	PDMS Young modülü (Maduna ve Patnaik, 2017)
ν_{PDMS}	0,49	Poisson oranı (Iroh ve Mark, 1999)
ρ_{PDMS}	970 kg/m ³	PDMS yoğunluğu (Ahmad ve Plana, 2009)

Mikroakışkan temelli YAD ayırma aygıtında, bir AlN ince film malzeme piezoelektrik substrat üzerinde biriken iki çift Al malzeme IDT'si bulunur ve Y-şekilli bir PDMS mikro kanalı (1 girişli ve 2 çıkışlı) iki IDT arasına yerleştirilmiştir. (BKH, glukoz ve trombositler tarafından bozulmuş KKH'ler) gibi kan hücrelerine sahip bir kan sıvısı, mikrokanal içinde laminar bir akış oluşturan girişten enjekte edilir.

Glukoz, spesifik olarak, KKH'leri (kırmızı kan hücreleri) etkiler çünkü glukoz molekülleri, kırmızı kan hücrelerinin zarına kolayca girebilir ve kan şekeri seviyeleri arttıkça glukoz, kan dolaşımında KKH zarına daha fazla bağlanacak ve KKH'ler içerisindeki hemoglobine bağlanacaktır (glikatik olarak da adlandırılır).

Sonuç olarak KKH'lerin morfolojik şekli diyabetes hastalığa endike olara değişecektir.

Elektrik sinyalinin Alternatif akımı (AC), üretilen YAD'ları oluşturan giriş IDT'lerine uygulanır ve mikro kanala doğru yayılır. YAD'lar mikroakışkan kanaldaki kan sıvısını geçtiğinde, Şekil 1.3 'te gösterildiği gibi kan sıvısına karşılık gelen her bir hücre için yoğunluk ve sıkıştırılabilirliklerine bağlı olarak bunları basınç düğümlerine (minimum basınç genliği) veya ters düğümlerine (maksimum basınç genliği) sürerek kan hücreleri üzerindeki y-ekseni boyunca yanak akustik radyasyon kuvvetlerine neden olan basınç dalgalarında değişikliğe sebep olurlar

Akustik kuvvet radyasyonu birincil ve ikincil akustik radyasyona Bölünmüştür, birincil radyasyon parçacıkları, durağan akustik dalga domendaki düğüm basınçları ve ters düğüm basınçlarına doğru sürüklemek amacıyla kullanılır (Glynne-Jones vd. 2012). İkincil akustik dalga radyasyonu ise aralarındaki parçacık-parçacık etkileşim kuvveti ile ilgilidir (Rayleigh, 1902). Bu benzetimde, kan hücrelerinin ayrılması için birincil akustik kuvvet radyasyonuna odaklanılmıştır.

Kan hücreleri dört tür kuvvete maruz kalır: yanak akustik kuvvet (Y eksenli boyunca), sürüklenme kuvveti (kan sıvısı akış hızıyla ilgili hücrelerin tersi yönde), yerçekimi kuvveti (aşağıya Z eksenli boyunca) ve kaldırma kuvveti (Z eksenli boyunca yukarı), yerçekimi kuvveti ve kaldırma kuvveti aynı büyüklükte ancak ters yönde dengelenir, bu nedenle göz ardı edilirler ve sonuçta kan hücrelerinin ayrılmasını kontrol eden iki kuvvet kalır: akustik kuvvet ve sürüklenme (viskoz) kuvveti.

Benzetimimizde, diyabetik eritrositlerin yoğunluğu, kırmızı kan hücreleri üzerindeki akustoforetik kuvvetin değerini etkileyen kan sıvısı yoğunluğundan daha yüksektir, bu nedenle KKH'ler, mikroakışkan kanalın ortasındaki diğer kan hücrelerinden (trombositler ve BKH'ler) uzakta ters-basınç düğümüne doğru yavaşça farklı yönlerde ayrılırlar. BKH ve trombositlerin aksine, kan sıvısından daha az yoğunluk gösterirler ve bu nedenle ikisi de basınç düğümlerine doğru farklı yönlerde ilerlerler.

Akustik kontrast faktörü, parçacık ve onu çevreleyen ortam arasındaki yoğunluk ve ses hızı arasındaki ilişkiyi (veya ifade biçimi, yoğunluk ve sıkıştırılabilirlikten kaynaklanan eşitliği) tanımlamak için kullanılan bir değerdir.

$$\Phi = \frac{5\rho_p - \rho_m}{2\rho_p + \rho_m} - \frac{\beta_p}{\beta_m} \quad (5.36)$$

β_p parçacığın sıkıştırılabilirliği, β_m ortamın sıkıştırılabilirliği, ρ_p parçacığın yoğunluğu, ρ_m ortam yoğunluğu. Pozitif parçacıklar $\Phi > 0$ basınç düğümleri tarafından çekilirken, negatif parçacıklar $\Phi < 0$ basınç ters düğümleri tarafından çekilir (Barani vd. 2016).

5.2.4 Çözüm Modülleri

Model fiziği, diyabetik eritrositleri BKH'lerden ve trombositlerden ayırmak için kullanılan iki önemli olgudan oluşur ve bunlar, frekans domende piezoelektrik model ve akışın parçacık takibindeki akustoforetik kuvvet, mikroakışkan temelli YAD aygıt modeline uygulanır.

COMSOL platformunda, YAD aygıt modeli oluşturulur ve çalışmamızın modu için frekans etki domeni analizinde incelenir: Basınç akustik frekans domeni iki kez uygulanır, ilk uygulama fiziği tüm mikroakışkan temelli YAD aygıtı için yapılır ve ikincisi ise yalnızca, mikroakışkan domenin mikrokanalı için uygulanır. Katı mekaniği için ise, tüm mikroakışkan temelli YAD aygıt seçimleri iki kez uygulanır: ilki verici IDT'leri ve AlN'lerinde, ikinci ise elektrostatikler alıcı IDT'leri ve AlN'lerde. COMSOL benzetim programı sınır koşulları, alanlar ve sınırlar olmak üzere ikiye ayrılır.

Katı mekaniği fiziği, IDT alıcısı ve vericisinin her ikisi için de uygulanır, AlN piezoelektrik malzeme ile PDMS mikroakışkan, daha sonra doğrusal elastik malzeme domeni sınırı iki kez kullanılır. Denklemler (5.17) – (5.21) 'de ifade edildiği gibi İlk olarak, PDMS mikroakışkan için ve ikinci olarak, Al malzeme domeni için uygulanır.

Piezoelektrik materyal domeni, AlN ince film malzemesinin dielektrik kaybı ve mekanik sönümlenme katsayılarını Bölüm 5.1'de Tablo 5.3'de verildiği şekilde AlN ince film malzemesi için ayarlanır ve böylece mekanik yer değiştirme, Denklemlerde gösterildiği gibi diferansiyel Denklemler çözülerek elde edilmiş olur (Denklemler 5.22–5.25).

Katı mekaniğin sınır yüklerinde iki kez kullanılır; birinci sınır yükü, verici IDT'leriyle çakışan mikrokanal sınırlarına tabi tutulur, yük basınç türü ise, ikinci çalışmada etkinleştirilen YAD aygıtının giriş IDT'lerinde giriş basıncından kaynaklanan basınçta seçilerek Mikrokanalda ortaya çıkan basınç yük tipleri ile AlN piezoelektrik ince film yüzey sınırında ikinci sınır yükü kullanılır, üçüncü çalışmada etkinleştirilen ise 25699 Pa değerinde kullanılır. Başlangıç değerleri, yapısal hız alanı ile yer değiştirme alanı bileşenleri için sıfıra ayarlanır.

Elektrostatik fiziği, verici Bölümünde terminal girişindeki elektriksel potansiyelleri açıklamak üzere hem verici hem de alıcı Bölümlerinde 3B mikroakışkan temelli YAD aygıt modelinde ayarlanır ve toprak sınırları olan alıcı IDT'lerdeki yüzer potansiyel elektrotlarındaki çıkış, Denklemda açıklandığı gibi sıfır potansiyel voltaj değerinde kullanılır (Denkleml 5.30).

V Elektrik potansiyelinin yeri. İlk elektrostatik fizik terminal etki domeni sınır koşulunda 15 V giriş voltajına eşittir. İkinci elektrostatik fizik ise, hem verici hem de alıcı elektrostatik fiziği için ayarlanan topraklı çıkış elektrik potansiyelini elde etmek için grup kayan potansiyel sınır koşulu kullanılır.

Denklemda açıklandığı şekilde, AlN malzeme domeni için hem verici hem de alıcı elektrostatik fiziğinde yük koruma ve piezoelektrik sınır koşulu kullanılmıştır (Denkleml 5.31). Sıfır noktasında giriş ve çıkış elektrostatik fiziği için elektrik potansiyelleri başlangıç değerleri sıfıra ayarlanır.

Tüm aygıta basınç akustik dalga yayılımı ve mikroakışkan mikrokanalındaki basınç akustik dalga yayılımının her ikisi de COMSOL'da basınç akustiği olarak açıklanmıştır.

Birinci basınç akustik frekans domen fiziği, için sınır koşullu frekans domeni fizik modeli kullanılır: (AlN temel basınç domeni, AlN üst yüzeyi düzlem dalgası radyasyon sınır koşulu, Al IDT vericisi normal ivme), bu fizik, mikroakışkanın mikrokanalı dışındaki mikroakışkan temelli YAD aygıtının tüm alanları için geçerlidir.

İkinci basınç akustik frekans domen fiziği, için ise sınır koşulları kullanılır: (mikrokanalın orta ve uç alanlarına odaklanan temel plan basınç alanı, Denklemde gösterildiği şekilde IDT-mikrokanal sınırı girişi normal ivme (Denklem 5.39 –5.41).

$$\nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho} (\nabla p_t - \vec{q}_d) \right) - \frac{k^2 p_t}{\rho} = Q_m \quad (5.39)$$

$$p_t = p + p_b \quad (5.40)$$

$$k^2 = \left(\frac{\omega}{c} \right)^2 \quad (5.41)$$

Q_m 1/sn²'deki basınç kaynağı olduğunda ve sıfıra eşittir, çünkü katı mekanikte açıklanan piezoelektrik malzeme sınır koşulundan kaynaklanan gerilime bağlıdır. p değişken bağımlı basınç, c AlN durumunda hem de kan sıvısı durumunda ses hızı, ρ AlN durumunda hem de kan sıvısı durumunda yoğunluk, k dalga sayısı, ω açısal frekans, $\vec{q}_d$ sıfıra ayarlanmış dipol basınç kaynağı, p_t toplam basınç, ve p_b temel basınç alanını belirtir.

Al giriş IDT'lerinde birinci basınç akustik fizik modeli için normal ivme sınır koşulu seçilir ve mikrokanal için ikinci basınç akustik fizik modeli, katı mekaniğin katı mekaniği ile iki fizik basınç akustiği arasındaki girişiminden doğan aynı ivmedir.

Buna katı mekaniği fiziğindeki piezoelektrik olgu tarafından üretilen mekanik yer değiştirme ve ivme sebep olur ve bu nedenle, bahsedilen bu ivme, Denklem'te gösterildiği gibi mikroakışkan temelli YAD aygıtında akustik basınç dalgaları üretmek için basınç akustik kaynağı olarak kullanılır (Denklem 5.34).

Denklemde açıklandığı şekilde, her iki fizik için dalga tipi düzlem dalga olarak ayarlanarak basınç dalgalarının seçili alanlarda nasıl yayıldığını göstermek üzere arka plan birinci basınç akustik fiziğinde tüm AlN malzeme domeni ve ikinci basınç akustik fiziği için ise, mikrokanalın orta ve alt domeni seçilmiştir (Denklem 5.42).

$$p_b = p_0 e^{i\phi} e^{-ik \frac{(\vec{x} \cdot \vec{e}_k)}{|\vec{e}_k|}} \quad (5.42)$$

$\emptyset$ faz açısı ve sifıra eşittir, $\vec{x}$ domendeki konum, $\vec{e}_k$ YAD aygıtı boyunca her üç ekseninde basınç dağılımı göstermek için üç yöne ayarlanmış dalga yönü vektörüdür. p_0 ilk basınç akustik fiziğinde 1×10^7 Pa olarak ayarlanan basınç genliğidir ve ikinci basınç akustik fiziğinde ise 1×10^6 Pa olarak ayarlanan basınç genliğidir. p_i düzlem dalga radyasyonun gelen basınç alanı, p elde etmek için kullanılır. AlN ince filmin üst yüzeyi, Denklem 5.43'te gösterildiği gibi sadece birinci basınç akustik fiziği için seçilir.

$$p_i = p_0 e^{i\emptyset} e^{-ik \frac{(\vec{x} \cdot \vec{e}_k)}{|\vec{e}_k|}} \quad (5.43)$$

$\vec{e}_k$, AlN piezoelektrik malzemenin üst yüzeyi boyunca üç ekseninde basınç yayılımını göstermek için üç negatif ivme değerine ayarlanan dalga yönü vektörüdür, Denklem (5.42) 'deki tüm değişkenlerin değerleri, temel basınç alanında aynı değerlerle ayarlanır. Basınç değerinin başlangıç değeri sifıra eşittir.

Denklem (5.43)'ten yüzeye gelen basınç değeri p_i 'yi elde ettikten sonra, Denklem (5.44)'de verilen bağımlı basınç değeri p 'nin hesaplanmasını sağlayan Q_i değeri Denklem (5.45)'de tanımlanır. Burada $\Delta||$ belirli noktada teğet düzlemde Laplace operatörüdür.

$$-\vec{n} \cdot \left(-\frac{1}{\rho} (\nabla p_t - \vec{q}_d) + i \frac{k}{\rho} p + \frac{i}{2k \cdot \rho} \Delta|| p \right) = Q_i \quad (5.44)$$

$$Q_i = i \frac{k}{\rho} p_i + \frac{i}{2k \cdot \rho} \Delta|| p_i + \vec{n} \cdot \frac{1}{\rho} \nabla p_i \quad (5.45)$$

Laminer akış fiziği, (5.46 – 5.48) Denklemlerinde olduğu gibi tüm mikrokanal domeni için sıkıştırılamaz akışkan akış tipi için kullanılır. u_{av} hız girişi 800 $\mu\text{m}/\text{sn}$ değerine eşitlenir, başlangıç basıncı sifır ve $\vec{K}$ stres tensörü sıkıştırılamazlık akış özelliğinden ötürü değeri sifıra eşitlenir.

$$\rho (\vec{u}_2 \cdot \nabla) \vec{u}_2 = \nabla \cdot [-p_2 \vec{I} + \vec{K}] + \vec{F} \quad (5.46)$$

$$\rho \nabla \cdot (\vec{u}_2) = 0 \quad (5.47)$$

$$\vec{K} = \mu(\nabla \vec{u}_2 + (\nabla \vec{u}_2)^T) \quad (5.48)$$

μ kan sıvısının dinamik viskozitesini, $\vec{u}_2$ kanın son hızı ρ kan sıvı yoğunluğu, p_2 kan sıvı basıncı, $\vec{I}$ birim matris vektör ve $\vec{F}$ sıvıya uygulanan harici kuvvettir ($= \vec{g} \cdot \rho$ burada $\vec{g}$ yerçekimi ivmesidir SI birimi:(m/sn²)). Başlangıç değerleri ile basınç ve akışkan hızı bileşenleri sıfıra ayarlanır.

Parçacık izleme fiziği, sürüklenme kuvveti ve akustik kuvvet olan her bir parçacık yörüngesine etki eden iki kuvvetin toplamının mikrokanallı domeninin tamamı için uygulanır. Parçacık hızı vektörü ile birlikte Denklem 5.49’da verilen laminar akış fiziğiyle hesaplanan hıza eşittir.

$$\frac{d(m_p \vec{v})}{dt} = \vec{F}_t \quad (5.49)$$

Burada, m_p parçacığın kütlesini, $\vec{v}$ parçacığın hızı vektörünü ve $\vec{F}_t$ toplam kuvvet vektörünü ifade eder.

Parçacıklar üzerinde etkili olan birinci kuvvet, (5.50–5.53) Denklemlerinde ifade edildiği gibi sürüklenme kuvveti olarak da bilinen akustik akış olarak adlandırılır ve sürüklenme kuvveti Stokes kuvveti tarafından verilir.

$$\vec{F}_D = \frac{1}{\tau_p} m_p M (\vec{u} - \vec{v}) \quad (5.50)$$

$$\tau_p = \frac{\rho_p d_p^2}{18 \mu} \quad (5.51)$$

$$M = \frac{1}{1 - \frac{9}{16} \alpha + \frac{1}{8} \alpha^3 - \frac{45}{256} \alpha^4 - \frac{1}{16} \alpha^5} (I - P(\vec{n})) + \frac{1}{1 - \frac{9}{8} \alpha + \frac{1}{2} \alpha^3} P(\vec{n}) \quad (5.52)$$

$$\alpha = \frac{r_p}{L} \quad (5.53)$$

Bunlar; $\mu, d, \vec{u}$ ve I sırasıyla sıvı ortamın dinamik viskozitesi, parçacıkların çapı, ortama göre kan sıvısının hızı ve birim matristir. Ayrıca, r_p parçacığın yarıçapını, L_p merkezden duvara en yakın parçacık mesafesini, $P(\vec{n})$ $\vec{n}$ normal duvar üzerindeki izdüşüm operatörünü belirtir. Akustik kuvvet ise parçacıkları yoğunluk, çap boyutu,

sıkıştırılabilirlik gibi parçacık özelliklerine göre ayırmak için kullanılır. Akustoforetik kuvvet sınırı, Denklem (5.54 – 5.57). 'de açıklandığı gibi diyabetik alyuvarlar, BKH'ler, trombositler için kullanılır.

$$\vec{F}_{aco} = -\nabla U_{rad} \quad (5.54)$$

$$U_{rad} = V_p \left[f_1 \frac{1}{2\rho c^2} \langle p^2 \rangle - f_2 \frac{3}{4} \rho \langle v_{in}^2 \rangle \right] \quad (5.55)$$

$$f_1 = 1 - \frac{\beta_p}{\beta_f} \quad (5.56)$$

$$f_2 = \frac{2(\rho_p - \rho)}{2\rho_p + \rho} \quad (5.57)$$

p mikrokanalda bir basınç akustik frekans domen fiziği kullanan başka bir fizik arayüzünden önceden hesaplanmış olan basınçtır. c kan sıvısındaki ses hızı, ρ kan sıvısının yoğunluğudur. β_p parçacığın sıkıştırılabilirliği, Tablo 5.5`de her bir parçacık için tanımlanan  $K_p$ `ye eşittir.

f_1 ve f_2 , akustik kontrastın mikrokanal boyunca basınç düğümüne veya ters basınç düğümüne doğru sürüklenen parçacığın yönünü kontrol edebilen pozitif veya negatif değere sahip olup olmadığını belirlemek için kullanılan formüllerdir.

Giriş sınırı koşulu, zaman listesi değerleri ile mikro kanala giren her bir parçacık için kullanılır; ilk hız, laminer akış fiziğinden hesaplanan kan akış hızına eşit olacak şekilde, salım başına bir parçacık için (0; 0,05; 5) aralığında bir dağılım fonksiyonu olarak ayarlanır.

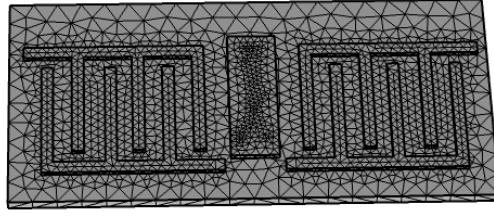
Çıkış aşamasında, mikrokanal çıkışlarından biri duvarın donma koşullarında ayarlanmıştır ve ikinci çıkış için ise, duvar akümülatör tipi sınır koşullarında ayarlanmış ve Denklemlerde gösterildiği şekilde serbest bırakma özelliği işlevine dayanarak, kaynak ile parçacık içerisinde parçacık izleme fiziğinin koşul formülü ifadesi kullanılarak her parçacık için ayrı olarak düzenlenmiştir (Denklemler 5.58).

$$if(f_{pt}.prf == p_n, N_p, 0) \quad (5.58)$$

f_{pt} sıvı akış fiziğinin parçacık takibi, prf parçacık ayırıcı özellikleri, p_n parçacık sırası ve N_p akümülatöre gitmesi gereken parçacık numarasıdır.

5.2.5 Örgü Oluşturma

Ağ, Şekil 5.7'de gösterilen 3B mikroakışkan temelli YAD modelindeki tüm fizik modelleri için normal boyutlu gereçlerle kullanılır.



Şekil 5.7 3B mikroakışkan temelli YAD modelinin normal birim boyut ağı

5.2.6 Çözüm Yöntemleri

Mikro akışkan temelli YAD aygıt modeli frekans domeninde çalışılmıştır, ardından her bir çalışmanın sonucu, $(0; 0,002; 1,26)$ μs zaman aralığına sahip ayrık Hızlı Fourier Dönüşümü FFT özelliği kullanılarak zaman domenine dönüştürülmüş ve grafik sonuçları zaman domeninde elde edilmiştir. İlk çalışma, 15,8 MHz'e eşit merkez frekansta birinci basınç akustik fiziği, katı mekaniği, ilk elektrostatik fiziği üzerinde yapılmıştır.

İkinci çalışma ise iki adımda gerçekleştirilir. Birincisi, 15,8 MHz'ye eşit frekans domeninde ikinci basınç akustik fiziği, katı mekaniği üzerinde ve ikinci adım ise, laminar akış fiziği üzerinde gerçekleştirilen durağan çalışmadır.

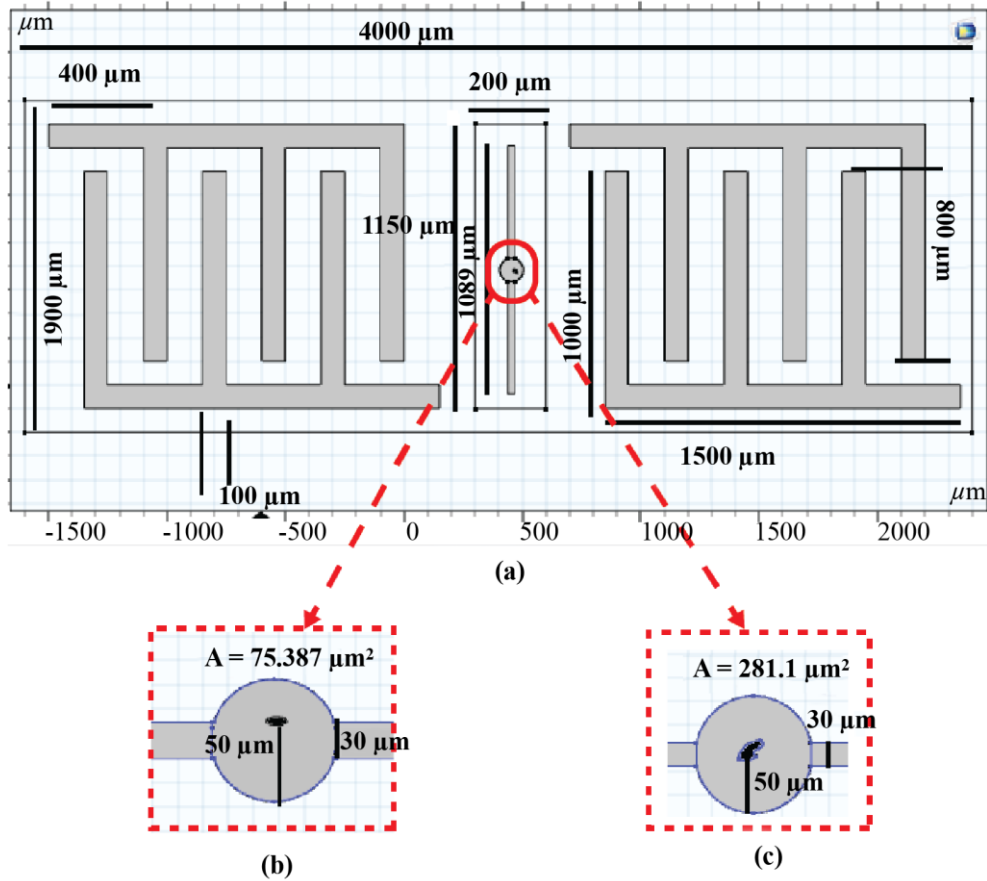
Üçüncü çalışma katı mekaniği, 15,8 MHz merkez frekansta ikinci elektrostatik fiziği üzerinde yapılmıştır. Dördüncü ve son çalışma ise, zaman aralığı $(0; 0,05; 5)$ sn ile ikinci çalışmanın çözümü için çözülemeyen bağımlı değerler değişkenlerini belirleyerek akışkan fiziğinin parçacık takibini inceleyen zamana bağlıdır.

5.3 Fotoakustik Olgunun Modellenmesi ve Benzetimi

5.3.1 Genel Tanımlar

Üçüncü model, FA sinyali üretimini araştırmak için mikroakışkan temelli YAD aygıt ile lazer ısı kaynağının eklenmesini içerecektir. AlN ince film piezoelektrik malzeme ve Al IDTs malzemeden oluşan YAD aygıt, parametreleri Tablo 5.3 ve 5.4'te zaten tanımlanmıştır. PDMS mikroakışkan, Tablo 5.6'da tanımlanmıştır.

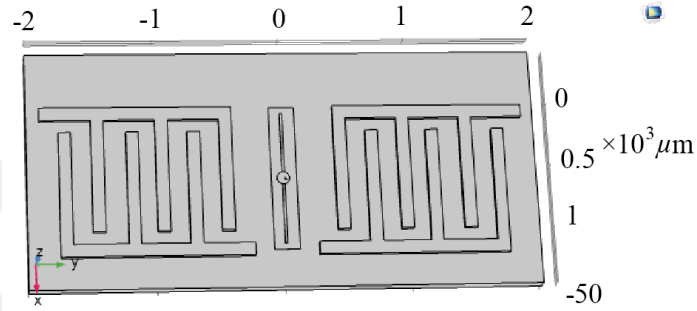
5.3.2 Geometrik Modelleme



Şekil 5.8 (a) 2B mikroakışkan temelli YAD aygıt geometrisi (b) Normal KKH durumunda 2B mikroakışkan geometri (c) Mikroakışkan geometrinin içinde diyabetik KKH olması durumunda şekillendirilmiş 2B merkez daire mikrokana

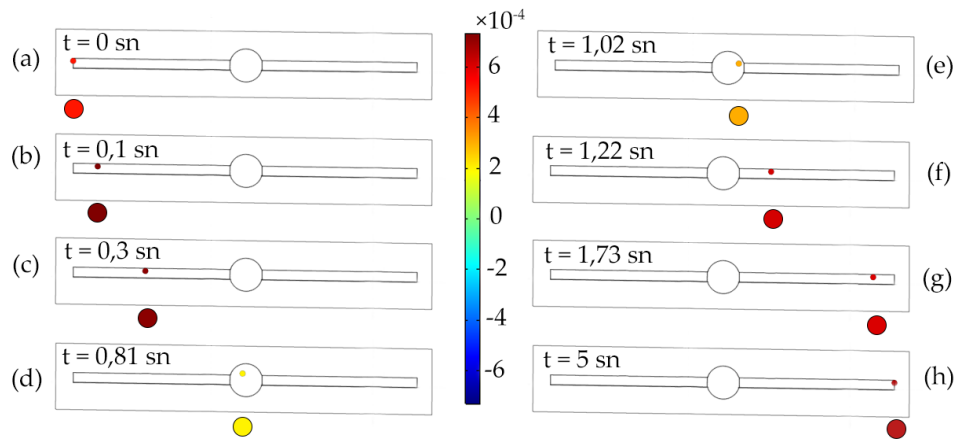
Model parametrelerinin tanımlanmasından sonra, AlN-piezoelektrik malzemenin ince film yüzeyini ifade eden IDT'ler ile birlikte önce dikdörtgen bir yüzeyle birlikte YAD cihazının 2B-IDTs geometrisi çizilir ve ardından mikroakışkan geometri tasarımını 2B olarak izler normal ve diyabetik KKH'yi ayrı ayrı içine çeken daire merkezli şekilli

mikrokanal, 2B çemberin giriş dikdörtgen mikrokanal şekli ile çıkış dikdörtgen Şeklindeki mikrokanal arasında uzandığı yerde, PDMS malzemesini temsil eden mikrokanal dikdörtgen blok arasına koyarak yüzey bloğu tipini seçiyoruz, daha sonra iki tasarımı Şekil 5.8'de (a, b, c) gösterildiği gibi μm biriminde ayarlanmış boyutlarla tek bir tasarımda birleştirin. 2B Mikroakışkan tasarımını $5\ \mu\text{m}$ yüksekliğinde bir 3B model halinde çıkarıyoruz ve IDT'ler için Şekil 5.9'de gösterildiği gibi $30\ \mu\text{m}$ ile ekstrüde ediyoruz.



Şekil 5.9. 3B mikroakışkan temelli YAD aygıt geometrisi

Merkezde daire mikrokanalı tasarlamamızın ana nedeni, mikrokanalın büyük daire domenide KKH örnek hızının yavaşlamaya başlamasıdır. Bu, lazer ısı kaynağını KKH örneğine odaklamamızı sağlar. Şekil 5.10'te gösterildiği gibi laminar akış ve parçacık izleme fiziği kullanılarak incelenmiştir.



Şekil 5.10 (a) İlk dikdörtgen mikrokanalın içindeki 0 sn'deki KKH hızı (b) ilk dikdörtgen mikrokanalda 0,1 sn süreyle KKH hızı (c) ilk dikdörtgen mikrokanalda 0,3 sn süreyle KKH hızı (d) merkez çember-mikrokanalda 0,81 sn'lik KKH hızı (e) son çemberdeki 1,02 sn zamanındaki KKH hızı (f) ikinci dikdörtgende 1,22 sn zamanındaki KKH hızı (g) ikinci dikdörtgende 1,73 sn zamanındaki KKH hızı (h) ikinci dikdörtgen mikrokanalın sonunda 5 sn içinde KKH hızı

5.3.3 Madde ve Malzeme Tanımlama

İlk olarak, KKH'lerin parametrelerini ayarlayarak mikroakışkan temelli YAD aygıtını modellediğimizden YAD aygıtı parametrelerinin tamamı Tablo 5.7'de belirtilmiş ve ayarlanmıştır.

Tablo 5.7 Model parametrelerinin listesi

Parametre	Değeri	Açıklama
r_{PDMS}	50 μm	PDMS'in yarıçapı
P_{laser}	10 W	Lazer gücü
ρ_{KKH}	1099 kg/m^3	KKH yoğunluğu (Grenvall, 2014; Strohm vd. 2012)
$C_{p, KKH}$	3223,84 $\text{J}/(\text{kg} \cdot \text{K})$	Isı kapasitesi (Samant vd. 2016)
ω_b	0,0036 1/sn	Kan perfüzyon oranı (Presgrave vd. 2009)
T_b	36°C	Kan sıcaklığı (Presgrave vd. 2009)
σ_x	0,00999 μm	x eksenindeki lazer kaynağının odak noktası
σ_y	0,0556 μm	y eksenindeki lazer kaynağının odak noktası
a-yarı eksen	8 μm	Elips biçimli normal KKH'nin uzunluğu
b-yarı eksen	3 μm	Elips biçimli normal KKH'nin genişliği
c_{AlN}	6330 m/sn	AlN'de ses hızı (Gerlich vd. 1986)
α	$1,2 \times 10^{-4}$ 1/K	Termal genleşme katsayısı (Samant vd. 2016)
λ	400 μm	Dalga boyu
f_0	$\frac{c_{AlN}}{\lambda} = 1,5825 \times 10^7$ 1/sn	Merkez frekans
c_{KKH}	1650 m/sn	KKH'de ses hızı (Samant vd. 2016)
A_{KKH}	281,1 μm^2	KKH'nin alanı
R_c	0,005	Yansıma katsayısı (Samant vd. 2016)
A_c	391,7 1/cm	Absorpsiyon katsayısı (Samant vd. 2016)
ρ_{su}	1000 kg/m^3	Suyun yoğunluğu (Samant vd. 2016)
c_{su}	1480 m/sn	Sudaki ses hızı (Kirtskhalia, 2016)
μ_{su}	1×10^{-3} Pa · sn	Suyun dinamik viskozitesi (Shamloo ve Parast, 2019)

İkinci olarak, Tablo 5.8'de belirtildiği şekilde KKH'nin yansıtma ve soğurum oranları ile lazer gücünü çarparak ısı kaynağı ana fonksiyonunu ayarlayan x ve y koordinatlarında lazer odak noktalarının ayarlanması ile birlikte Gaussian fonksiyonu formülünü kullanarak lazer kaynağını enerji ısı kaynağı olarak belirledik. Analitik fonksiyon, benzetimimizde 2B Gauss analitik fonksiyonunu açıklamak için tanımlanmıştır, $an_1 = e^{-((a - a_0)^2/(2\sigma_a^2)) - ((b - b_0)^2/(2\sigma_b^2))}$.

Tablo 5.8 Lazer kaynağının değişkenleri

Parametre	Değeri	Açıklaması
x_0	580 μm	x eksenindeki konum
y_0	10 μm	y eksenindeki konum
Q_h	$p_{laser}(1 - R_c)A_c \left(\frac{1}{\pi\sigma_x\sigma_y} \right) \cdot an_1(x, x_0, \sigma_x, y, y_0, \sigma_y) e^{-A_c z } \text{ W/m}^3$	Lazer ısı kaynağı (Mäkinen vd. 2018).

Tablo 5.9 KKH'nin materyal özellikleri

Parametre	Değeri	Açıklaması
ρ_{KKH}	1099 kg/m^3	KKH'nin yoğunluğu (Grenvall, 2014; Strohm vd. 2012)
dp_1	8 μm	Normal KKH'nin çapı (Turgeon, 2005)
dp_2	9,6 μm	Diyabetik KKH'nin çapı (Grenvall, 2014)
c_{KKH}	1650 m/sn	KKH'deki ses hızı (Samant vd. 2016)
ν	0,49	Poisson oranı (Samant vd. 2016)
E_{KKH}	(43 $\pm$ 21) kPa	Young Modülü (Tomaiuolo, 2014)
$C_{P, KKH}$	3223,84 $\text{J/(kg} \cdot \text{K)}$	Isı kapasitesi (Samant vd. 2016)
k	456 $\text{W/(m} \cdot \text{K)}$	Termal iletkenlik (Samant vd. 2016)
α	$1,2 \times 10^{-4} \text{ 1/K}$	Termal genleşme katsayısı (Samant vd. 2016)

Tablo 5.10 Suyun özellikleri

Parametre	Değeri	Açıklaması
ρ_{su}	1000 kg/m^3	Yoğunluk (Samant vd. 2016)
c_{su}	1480 m/sn	Sudaki ses hızı (Kirtskhalia, 2016)
μ_{su}	$1 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{sn}$	Dinamik viskozite (Shamloo ve Parast, 2019)

5.3.4 Çözüm Modülleri

COMSOL programında, fotoakustik olgular biyo ısı transferi, laminar akım, sıvı akımı için parçacık izleme, katı mekaniği, basınç akustik geçici, elektrostatik fiziği gibi fizik kanunları kullanılarak simüle edilir.

Biyo-ısı transfer fiziği, alan ısı kaynağı kullanılarak KKH tek hücreesindeki ısı yayılımını incelemek için seçildi ve değişkenler Bölümünde hesaplanan Gauss ısı kaynağını, Denklemlerde (5.57–5.60) 'da gösterildiği gibi ısı akısı sınır koşuluna koyduk.

$$\rho_{KKH} C_{P, KKH} \vec{u} \cdot \nabla T + \nabla \cdot \vec{q} = Q + Q_{bio} \quad (5.57)$$

$$Q_{bio} = \rho_{KKH} C_{P, KKH} \omega_b (T_b - T) + Q_{met} \quad (5.58)$$

$$\vec{q} = -\nabla k \nabla T \quad (5.59)$$

$$-\vec{n} \cdot \vec{q} = h(T_h - T) \quad (5.60)$$

Burada, ρ_{KKH} KKH'nin yoğunluğu, T KKH'nin mutlak sıcaklığı, $\vec{q}$ KKH'de ışıınım ısı akısı (SI birimi: W/m²), $C_{P, KKH}$ sabit basınçta KKH'nin özgül ısı kapasitesi, ω_b kan perfüzyon oranı.

T_b arteriyel kan sıcaklığı (SI birimi: K), Q_{met} metabolik ısı kaynağı (SI birimi: W/m³) ve h değeri 250 W/(m²·K) eşit olan ısı transfer katsayısı, T_h harici sıcaklık, $\vec{u}$ Sıvının hız vektörü.

Laminer akış fiziği, sıvı akışı için kullanılır ve sıkıştırılamaz akış tipi, tüm mikrokanaal domen için Denklem (5.44 – 5.46) 'da ifade edildiği gibi, su ortamında daire mikrokanaalı içindeki KKH tek hücre hızını hesaplamak için seçilir. Hız girişi, mikro akışkanın merkezinde durmadan mikrokanaal boyunca akmasına izin veren su için mikrokanaal uzunluğuna göre 520 µm/sn değerinde varsa yım olarak seçilir. Mikroakışkan toplam uzunluğunun 930 µm'ye eşit olduğu durumlarda, bu hız (500 – 1000) µm/sn aralığında tanımlamamıza izin verir.

Başlangıç basıncı ile sıfıra ayarlanır ve sıkıştırılamaz özelliği nedeniyle gerilme tensörü değeri sıfıra eşittir.

Parçacık izleme fiziği, mikroakışkan içindeki diyabetik ve normal KKH tek hücrelerini izlemek ve bütün mikrokanaal domenini seçmek için kullanılır ve parçacık hesaplama sıcaklığı gibi ek değişkenlerin seçilmesi, çünkü parçacık (diyabetik ve normal KKH) ısı kaynağı etkisine uygulanır ve modelimizde Denklem 5.61 'de ifade edildiği gibi ısı özelliklerine sahiptir. Konvektif Isı Kayıpları sınır etki domen koşulunu kullanarak çözülen, ayrıca Denklemler (5.47–5.51)'de belirtildiği gibi laminer akış fiziğinden hesaplanan hıza eşit hız ile ayarlanmış mikrokanaal domen boyunca stokes sürüklenme kuvvetini uyguluyoruz.

$$m_p C_p \frac{dT_p}{dt} = h A_p (T - T_p) \quad (5.61)$$

Burada m_p , parçacığın kütlesi, h diyabetik ve normal KKH'nin ısı transfer katsayıları, A_p parçacığın alanı, C_p diyabetik ve normal KKH'nin sabit basınçtaki özgül ısı kapasitesi, T_p parçacık sıcaklığı ve T ise KKH'nin hasara uğramadan eşik değeri olan 40°C'ye kadar sıcaklığı artırmak için parçacığın (diyabetik veya normal KKH'nin) sıcaklığıdır.

Giriş sınır koşulu, KKH'nin tek hücresi için kullanılan mikrokanalın uçlarından birine ayarlanmıştır; zaman listesi değerleri ile mikrokanala giriş, salım başına bir parçacık için (0–0,3) sn aralığında dağılım fonksiyonu olarak seçilir, İlk hız, laminar akış fiziğinden hesaplanan su akışkan hızına eşittir ve başlangıç parçacık sıcaklığı T_{ref} (diyabetik ve normal KKH) 20°C 'ye ayarlanmıştır. Çıkış, mikro kanalın sonunda duvar durumunu donduracak şekilde ayarlanmıştır.

Katı mekanik fiziği, hem IDT vericisi hem de alıcı için, AlN piezoelektrik malzeme ile PDMS mikroakışkan, KKH (normal ve diyabetik durum) için uygulanır, daha sonra linear elastik malzeme alanı sınırı, Denklemler (5.17 – 5.21)'de gösterildiği gibi Hooke'nun kanunu olarak ifade edilen, gibi iki kez kullanılır, ilk linear elastik malzeme Al malzeme domen için uygulanır. İkinci doğrusal elastik malzeme KKH'de (normal durumda ve diyabetik durumda) tek hücrede Denklem (5.62)'de gösterildiği gibi termal genleşme özelliğini ayarlayarak kullanılır. AlN ince film malzemesinin dielektrik kaybı ve mekanik sönümlenme katsayılarını Bölüm 5.1'de Tablo 5.3'te verildiği gibi ayarlayarak AlN ince film malzemesi için ayarlanır. AlN piezoelektrik Denklemler (5.22 – 5.25)'e göre açıklanmıştır. Her materyal, çalışma bölümü paragrafında kısaca ifade edildiği gibi, ilgili çalışmasıyla etkinleştirilir.

$$\varepsilon_{th} = \alpha(T)(T - T_{ref}) \quad (5.62)$$

Burada, α termal genleşme katsayısı, T bioheat fiziğinden hesaplanan sıcaklıktır, T_{ref} referans sıcaklıktır ve 20°C 'ye ayarlanmıştır.

Başlangıç değerleri, sıfır zamanında yapısal hız alanı ile yer değiştirme alanı bileşenleri için sıfıra ayarlanır.

Katı mekaniğin sınır yükü sınır koşulunda, hesaplanan AlN basıncından kaynaklanan basınç yük tipleri ile AlN piezoelektrik ince filmin yüzey sınırında normal KKH durumunda 0,065 Pa ve diyabetik KKH durumunda 0,16 Pa değerine ayarlandı. Denklemler (5.28) ve (5.29)'da olduğu gibi.

Elektrostatik fizik, elektrik potansiyellerini açıklamak için her iki IDT Bölümü için 3 boyutlu modelde ayarlanmıştır, her iki çıkış da toprak sınırları olan üst elektrotlardaki değişken potansiyel elektrotları, Denklem (5.30) 'da açıklandığı gibi her iki IDT'nin alt elektrotları için sıfıra eşit potansiyel voltaj ile kullanılır. AlN malzeme domenleri için Denklem (5.31)'de açıklandığı gibi yük koruma, piezoelektrik sınır koşulu kullanılmıştır.

Basınç akustik geçici fiziği iki kez uygulanır, **ilk basınç akustik geçici fiziği**, Denklem (5.32) ve (5.33) 'de belirtildiği gibi merkez frekansı f_0 olan KKH'nin (her iki durumda da diyabetik ve normal) basınç akustik yayılımının incelenmesinde kullanılır.

Kullanılan üç sınır koşulu şunlardır: Birinci sınır koşulu, KKH (diyabetik ve normal) numunesinin üst yüzeyinde meydana gelen basınç alanı ile birlikte düzlem dalga radyasyonu ve Denklemler (5.36–5.38)'de belirtildiği ve ifade edildiği gibi sudur. Normal KKH için 0,4 Pa ve diyabetik olması durumunda 0,6 Pa ayarlı KKH örneğindeki basınç akustikliğinden kaynaklanan ayar basıncı ile. Ses hızı, Tablo 5.7'de zaten tanımlanmış olan merkez frekansta her malzeme türü ile ayarlanır.

İkinci sınır koşulu, normal ivmenin KKH sınırlarına ayarlanmasıdır ve katı mekanik fiziğinde KKH'nin ısı genleşmesinden kaynaklanan aynı ivme ile bu normal ivme Denklem (5.34).

Son sınır koşulu, her bir su ve KKH için basınç genliği 1 Pa ile ayarlanan temel basınç alanıdır ve her malzeme için ses hızı Denklem (5.35) 'de belirtildiği gibi ayarlanmıştır. Başlangıç basınç değeri, başlangıç değerleri sınır koşulunda sıfıra eşittir.

Her malzeme (KKH ve su) aynı çalışma ayrı ayrı etkinleştirilir.

İkinci basınç akustik geçici fiziği, Denklem (5.32) ve (5.33)'de belirtildiği gibi merkez frekansı f_0 'da PDMS mikroakışkan ve AlN piezoelektrikte basınç akustik yayılımının incelenmesinde kullanılır. Kullanılan iki sınır koşulu şunlardır: ilk sınır koşulu, Denklem (5.36–5.38) 'de ifade edildiği gibi, normal bir KKH durumu için 0,1 Pa ve diyabetik bir KKH için 0,2 Pa basınç genliğine sahip AlN'nin üst yüzeyinde bir basınç alanı olan düzlem dalga radyasyonudur.

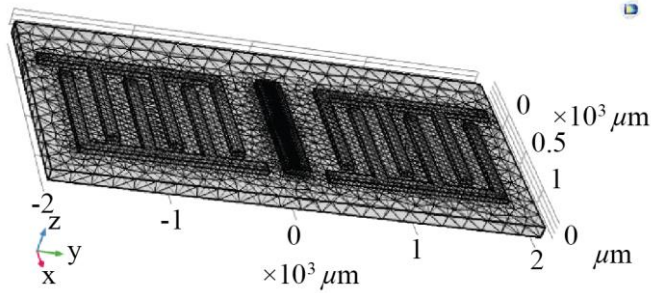
Üst yüzey PDMS mikroakışkan, normal KKH durumu için 0,3 Pa ve diyabetik KKH için 0,5 Pa basınç genliğine sahiptir. Her malzeme için ses hızı ayarlanır. İkinci sınır koşulu, PDMS ve AlN'nin her biri için ayarlanan temel basınç alanıdır. Normal KKH durumunda 0,3 Pa ve diyabetik KKH durumunda 0,5 Pa basınç genliğine sahip PDMS için. AlN, normal bir KKH durumu için 0,1 Pa ve diyabetik bir KKH için 0,2 Pa basınç genliği ile ayarlanır. Her malzeme için ses hızı ayarlanır.

Her malzeme (PDMS ve AlN), iki durumda (normal ve diyabetik) ayrı ayrı iki kez etkinleştirilir ve aynı çalışma (katı mekanik ve basınç akustik geçici) fiziği için.

Simülasyonumuzda kullanılan Multifizik kuplajı arasında termal genleşme (katı mekanik ve biyo-ısı), arasındaki sıcaklık bağlantısı (biyo-ısı transferi ve katı mekanik), hem akustik yapı sınırları (katı mekanik ve akustik basınç), ve hem piezoelektrik etki kuplajı (katı mekanik ve elektrostatik).

5.3.5 Örgü Oluşturma

Model, ince eleman boyutu ile ağ Şekil 5.11 'de gösterildiği gibi oluşturmuştur.



Şekil 5.11. İnce eleman boyutuna sahip 3B model ağı

5.3.6 Çözüm Yöntemleri

İkinci çalışma, zaman aralığı (0;0,01;5) sn ve bağıl tolerans 5×10^{-3} ile durağan çalışmanın çözümü için çözülmemiş bağımlı değerler değişkenlerini belirleyerek parçacık izleme fiziği üzerinde zamana bağlı performans sergilemektedir.

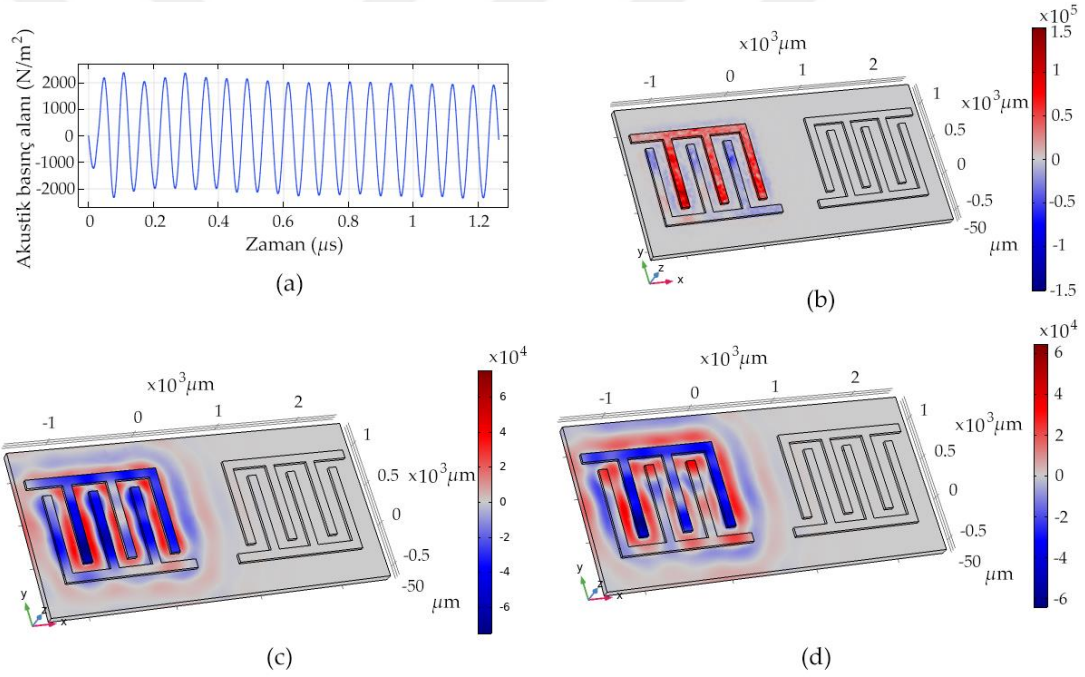
Üçüncü çalışma, zamana bağlıdır ve KKH için 5 sn süre ve 0,1 zaman adımları ve 1×10^{-5} bağıl tolerans ile biyo-ısı transferinde gerçekleştirilir. Dördüncü çalışma, 0,005 toleransla zaman aralığı (0;0,005;2) μ s ile KKH ve suyu seçimi için akustik basınç ve katı mekanik üzerinde yapılan zamana bağlı bir çalışmadır. Beşinci çalışma da zamana bağlıdır, ancak bu sefer akustik basınç üzerinde yalnızca PDMS ve AlN alan seçimleri için zaman aralığı (0;0,002;2) μ s ile gerçekleştirilir. Son çalışmalar frekans domeni ve AlN ve Al seçiminde katı mekaniği ve elektrostatik fizik üzerine yapılan Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) çalışmasıdır, frekans domeni çalışması merkez frekansı ile ve FFT çalışması zaman aralığı (0;0,002;1,26) μ s.

6. BULGULAR

6.1 YAD Aygıtına Ait Benzetim Sonuçları

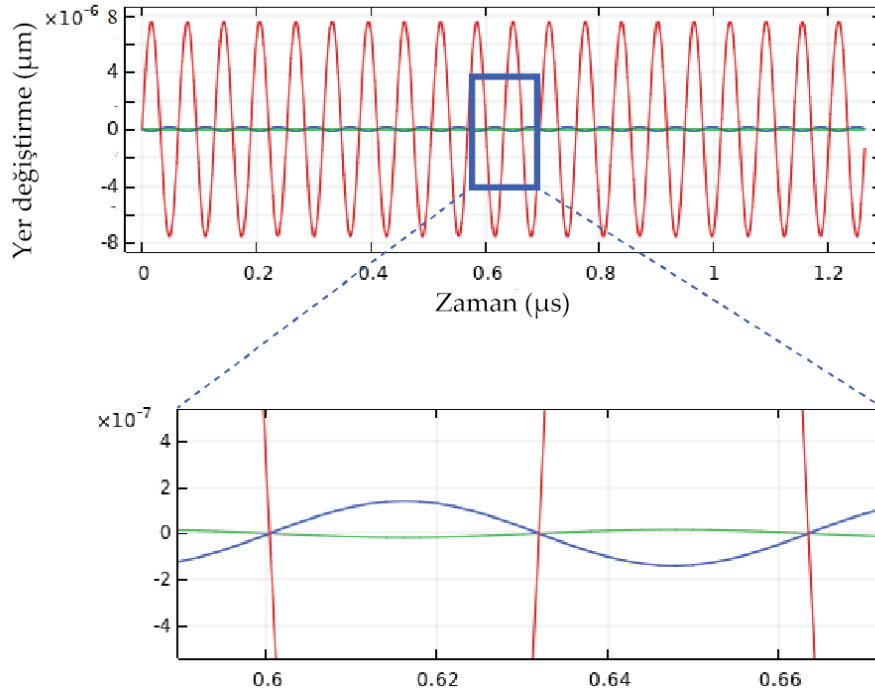
6.1.1 Akustik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları

Akustik basınç, zaman aralığı boyunca sinüzoidal bir form olarak yayılan 2000 Pa ile -2000 Pa arasında değişen basınç büyüklüklerine sahiptir Şekil 6.1 farklı zaman adımlarında akustik basınç dalgası yayılımını göstermektedir. Salınım zaman periyodunun başlangıcında $T = 0,0266 \mu\text{s}$ 'de, $T = 0,996 \mu\text{s}$ sürenin ortasında ve Zaman periyodunun sonunda $T = 1,26 \mu\text{s}$.



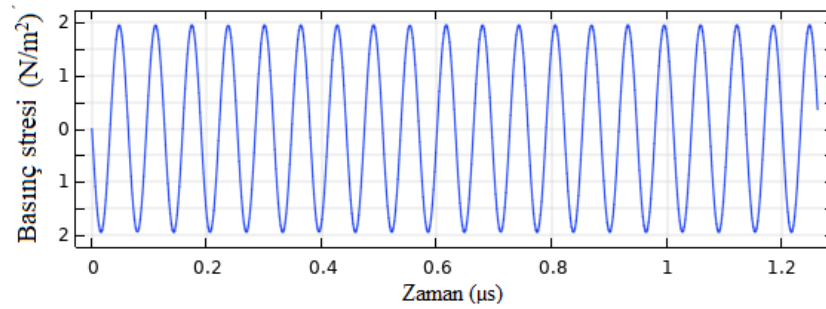
Şekil 6.1 (a)YAD aygıtı için akustik basınç alanı. Basınç akustik yayılım (b) $T=0,0266 \mu\text{s}$ 'de, (c) $T=0,996 \mu\text{s}$ 'de ve (d) $T=1,26 \mu\text{s}$ 'de

6.1.2 Mekanik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları



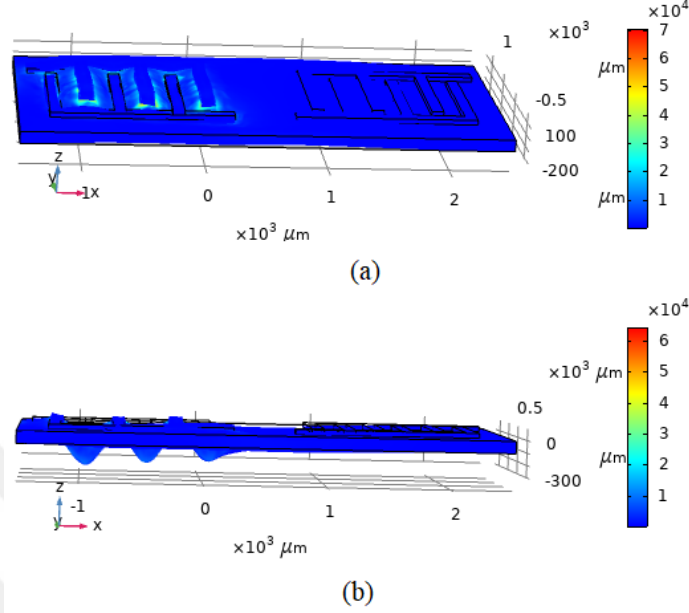
Şekil 6.2 YAD aygıtının salınımının başlangıcındaki mekanik yer değiştirmeler

Şekil 6.2’de salınımın başlangıcı esnasında yer değiştirme bileşenlerinin üç farklı yönde (x, y, z) grafiği gösterilmektedir. Kırmızı grafik, z-yer değiştirme bileşenini, yeşil grafik y yer değiştirme bileşenini ve mavi grafik ise x-yer değiştirme bileşenini göstermektedir. z-bileşeni yer değiştirmesinin zaman aralığı boyunca aynı genlikte yayılan $8 \times 10^{-6} \mu\text{m}$ ’de en yüksek dögü genliğine sahip olduğu görülmektedir. Çünkü, AlN piezoelektrik ince film malzemesi, x-bileşenleri ve y-bileşenleri için düşük yer değiştirme genliklerine ve bu ikisine kıyasla z-yönünde en yüksek salınım ve yer değiştirmeye sahiptir.



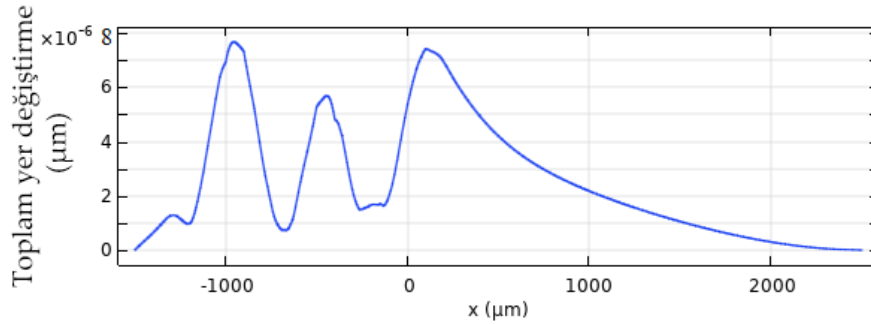
Şekil 6.3 YAD aygıtının giriş IDT’lerinde basınç stresi

Giriş IDT'lerinde ve AlN ince film piezoelektrikteki basınç stresi, 2 N/m^2 ve -2 N/m^2 arasında değişen genlikle sinüzoidal form olarak kaydedilmektedir (Şekil 6.3).



Şekil 6.4 Giriş IDT'lerinde basınç stresi. (a) 0,002 μs 'de ve (b) 1,26 μs 'de

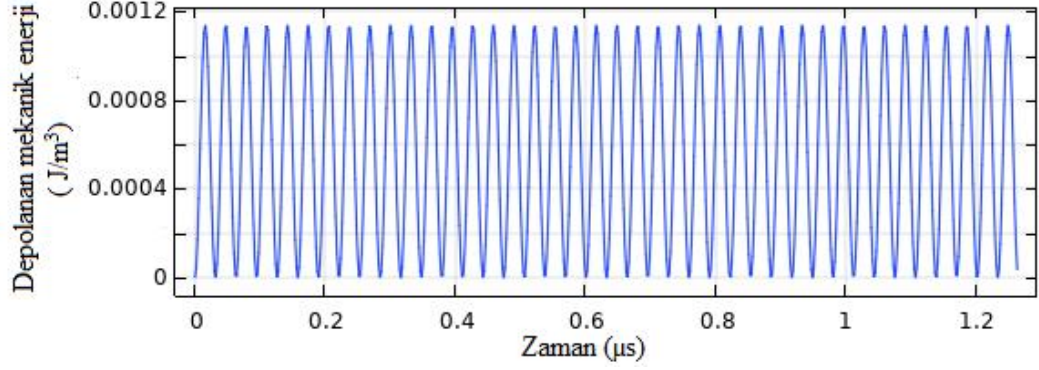
Şekil 6.4, salınım süresinin başlangıcında $T = 0,002 \mu\text{s}$ 'de ve salınım süresinin sonunda $T = 1,26 \mu\text{s}$ 'de giriş IDT'lerinde basınç gerilimi salınım davranışını göstermektedir.



Şekil 6.5 YAD aygıtının toplam yer değiştirmesi

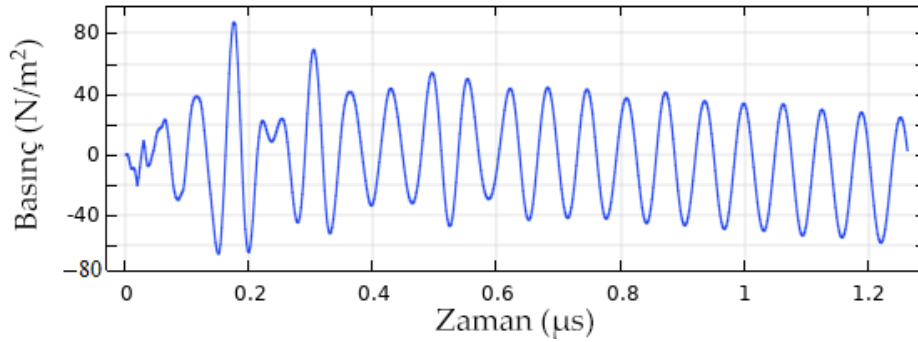
Şekil 6.5'te, YAD aygıtının x-yönü boyunca toplam yer değiştirme, AlN-ince film malzeme alanı boyunca ilerleyen yer değiştirme genliğini göstermek için çizilir. Giriş IDT'leri konum alanında salınım yapmaya başladığında, toplam yer değiştirme, IDT-AlN ince malzeme etkileşim alanı girişinde olan x-konumu $-1000 \mu\text{m}$ 'de salınım başlangıcında $7 \times 10^{-6} \mu\text{m}$ en yüksek genliğe sahiptir.

X-konum aralığında (1000 – 2000) μm 'de, IDT'ler ve AlN ince malzeme etkileşim alanı çıkış vermek üzere kapandığında genlik azalmaktadır.



Şekil 6.6 YAD Aygıtının salınımının başlangıcında depolanan mekanik enerji

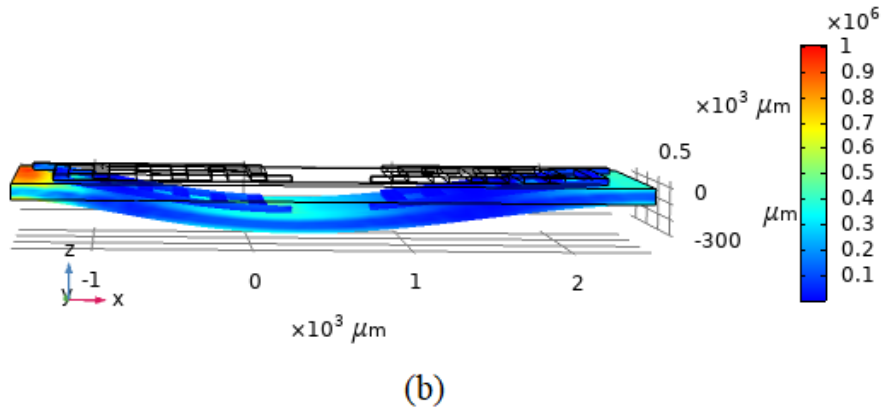
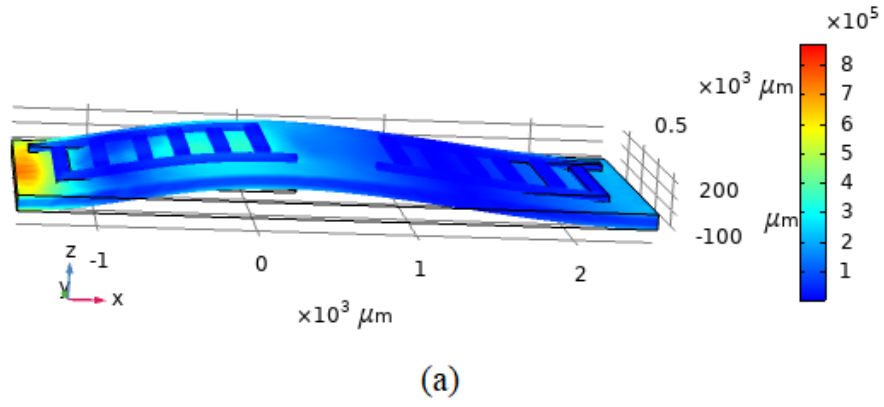
YAD salınımının başlangıcında depolanan mekanik enerji, grafikte sinüzoidal genlikle gösterilir. Bu değer 0,0011 J/m^3 'e karşılık gelmektedir (Şekil 6.6).



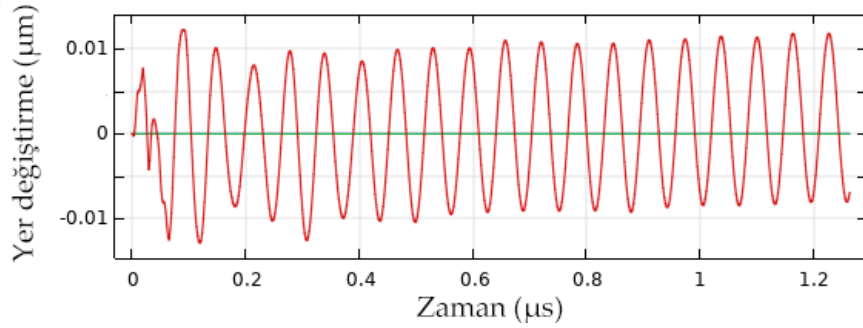
Şekil 6.7 YAD aygıtının çıkış IDT'lerinde basınç gerilimi

Çıkış IDT'lerindeki ve AlN ince film piezoelektrikteki basınç gerilimleri, sırasıyla 80 N/m^2 , 70 N/m^2 , 40 N/m^2 değişen alternatif genliklerle sinüzoidal form olarak kaydedilmektedir (Şekil 6.7). Şekil 6.8, salınım süresinin başlangıcında $T = 0,008$ μs 'de ve salınım süresinin sonunda $T = 1,26$ μs 'de çıkış IDT'lerinde basınç gerilimi davranışını göstermektedir.

Şekil 6.9'da salınımın başlangıcı esnasında yer değiştirme bileşenlerinin üç farklı yönde (x, y, z) grafiği gösterilmektedir. Kırmızı grafik, z yer değiştirme bileşenini, yeşil grafik y yer değiştirme bileşenini ve mavi grafik ise x yer değiştirme bileşenini göstermektedir.

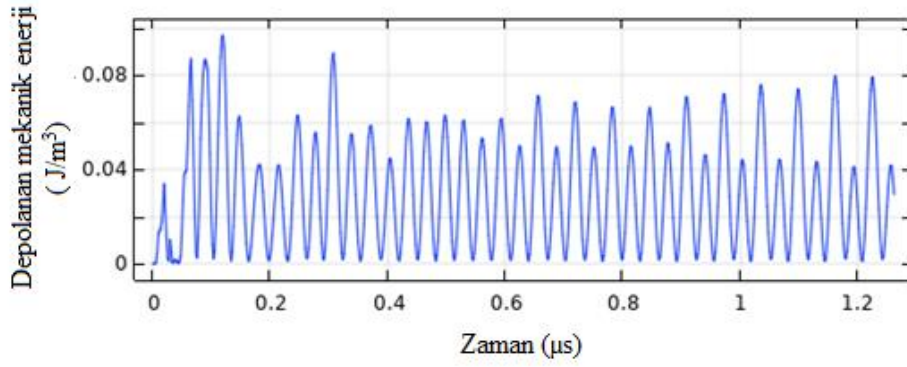


Şekil 6.8 Çıkış IDT'lerinde (a) 0,008 μ s'de ve (b) 1,26 μ s'de basınç gerilimi



Şekil 6.9 YAD aygıtının salınımının sonundaki mekanik yer değiştirmeler

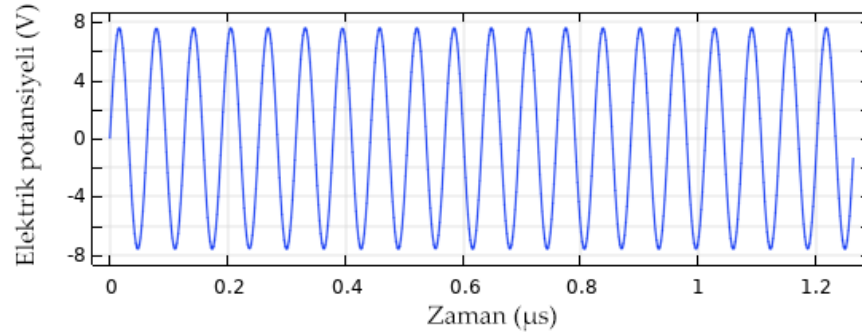
Z bileşeninin yer değiştirmesinin 0,02 μ m ile 0,009 μ m aralığında alternatif genliklere sahip olduğu durumlarda, zaman aralığının sonuna yaklaştıkça bu değer 0,01 μ m'e ulaşır ve genlik değeri bu noktada sabitlenir. X ve Y bileşenleri ise YAD salınımının sonunda sıfır dalga genliğine sahip olur.



Şekil 6.10 YAD aygıtının salınımının sonunda depolanan mekanik enerji

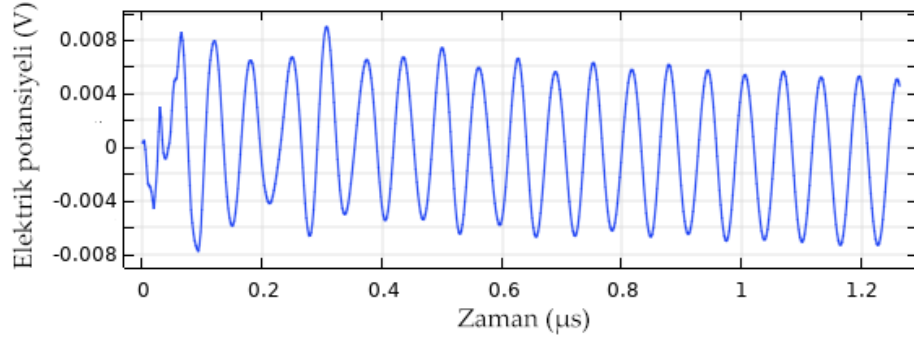
YAD salınımının sonunda depolanan mekanik enerji, farklı genliklerde sinüzoidal ile grafikte gösterilmiştir. Bu değerler sırasıyla değerler $0,1 \text{ J/m}^3$, $0,09 \text{ J/m}^3$, $0,08 \text{ J/m}^3$ olarak kaydedilmiştir. Zaman aralığının sonuna yaklaştıkça genliğin $0,07 \text{ J/m}^3$ değerinde sabitlendiği ve kararlı bir hal aldığı görülmektedir (Şekil 6.10).

6.1.3 Elektriksel Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları



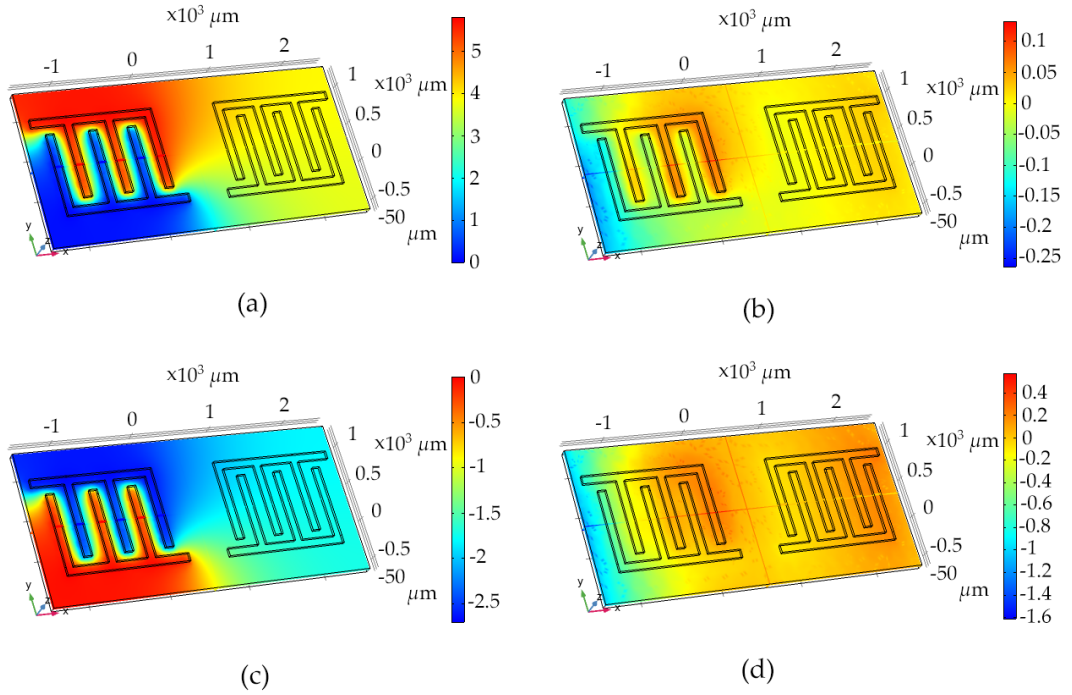
Şekil 6.11 Giriş elektrik potansiyeli

Giriş elektrik potansiyeli, giriş IDT'lerinde Al malzemesinin karakteristik impedansının etkisinden dolayı, maruz kalınan terminal 15 V voltajından 8 V daha düşük genliğe sahip düzgün sinüzoidal dalga olarak gösterilir (Şekil 6.11).



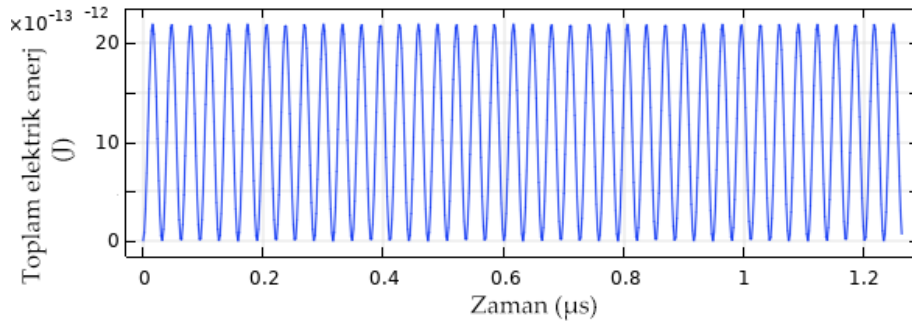
Şekil 6.12 Çıkış elektrik potansiyeli

Çıkış IDT'lerinde Al malzemenin karakteristik impedansının etkisi ve mekanik enerji kaybı nedeniyle, Çıkış elektrik potansiyeli, girişlerdeki elektrik potansiyeli genliklerinden daha düşük olan 0,008 V, 0,06 V, 0,05 V ve 0,04 V değerlerinde, farklı azaltılmış genliklere sahip sinüzoidal dalga olarak gösterilmektedir (Şekil 6.12).

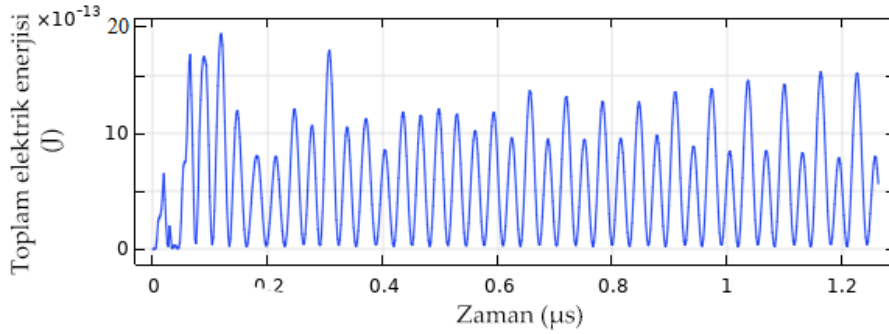


Şekil 6.13 Giriş elektrik potansiyeli ve çıkış elektrik potansiyeli: (a) at $T = 0,004 \mu s$ (b) $T = 1,26 \mu s$ 'de (c) $T = 0,0028 \mu s$, (d) $T = 1,26 \mu s$

Şekil 6.13a ve Şekil 6.13b, sırasıyla salınım süresinin başlangıcında $T = 0,004 \mu s$ 'de ve salınım süresinin sonunda $T = 1,26 \mu s$ 'de giriş elektrik potansiyelini gösterirken Şekil 6.13c ve Şekil 6.13d, $T = 0,0028 \mu s$ salınım başlangıcı ve $T = 1,26 \mu s$ 'deki salınım sonu cinsinden çıkış potansiyelini göstermektedir.



(a)

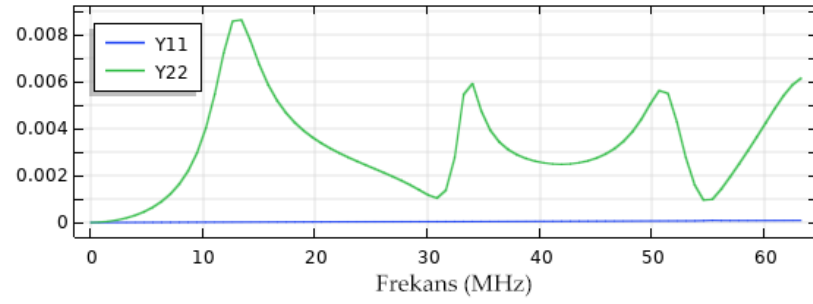


(b)

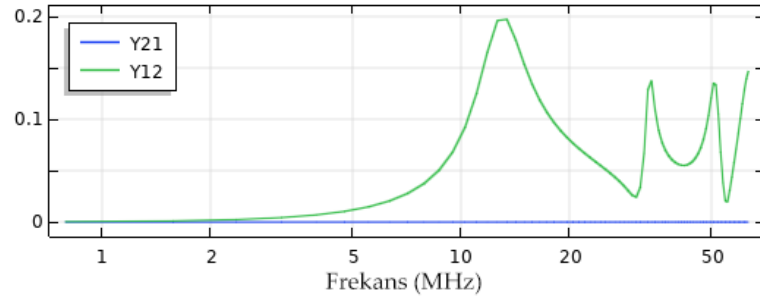
Şekil 6.14 IDT'lerin girişindeki (a) ve IDT'lerin çıkışındaki (b) toplam elektrik enerjisi

Toplam elektrik enerjisi, YAD salınımının başlangıcında, yaklaşık 20×10^{-12} J aynı yüksek genliklerde zaman aralığı boyunca dağıtılan sinüzoidal sinyal ile giriş IDT'leri için gösterilir (Şekil 6.14a). Toplam elektrik enerjisi, farklı sinüzoidal sinyallerde, 20×10^{-13} J, 15×10^{-13} J ile başlayan YAD salınımındaki çıkış IDT'leri için gösterilir, ardından değerler 12×10^{-13} J'de sabit olmaya başlar (Şekil 6.14b).

Şekil 6.15'te YAD aygıtının elektriksel karakterizasyonunu göstermek için çizim grafiği elde edilmiştir, Y_{11} , giriş voltajı admitansıdır. Y_{11} yanıt göstermezken, Y_{22} çıkış voltajı admitansıdır ve frekans aralığı boyunca diğer farklı pozitif yanıtlarla birlikte 10 MHz ve 20 MHz arasında uzanan merkez frekansta 0,008 pozitif bir yanıt göstermektedir. Y_{12} , frekans aralığı boyunca diğer farklı pozitif yanıtlarla 10 – 20 MHz arasında bulunan merkez frekansta 0,2 pozitif yanıt olarak gösterilirken Y_{21} ileri transfer admitansı gösterilmemiştir.

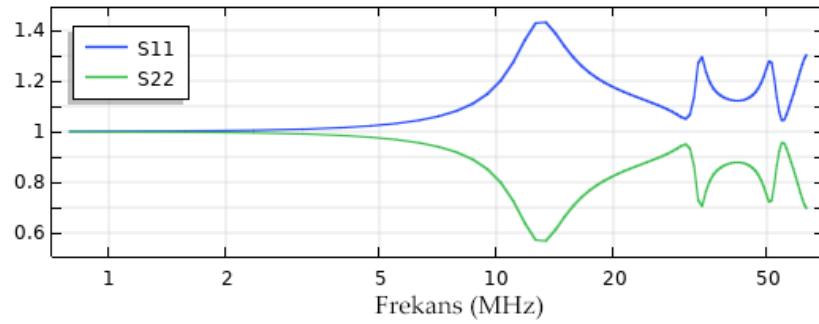


(a)

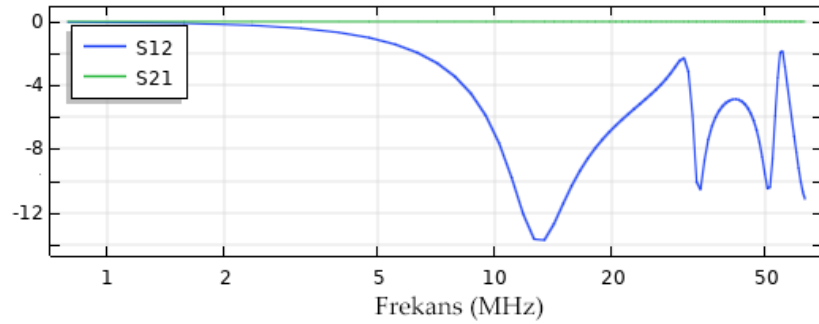


(b)

Şekil 6.15 (a) Y_{11} ve Y_{22} admitans parametreleri (b) Y_{12} ve Y_{21} admitans parametreleri



(a)

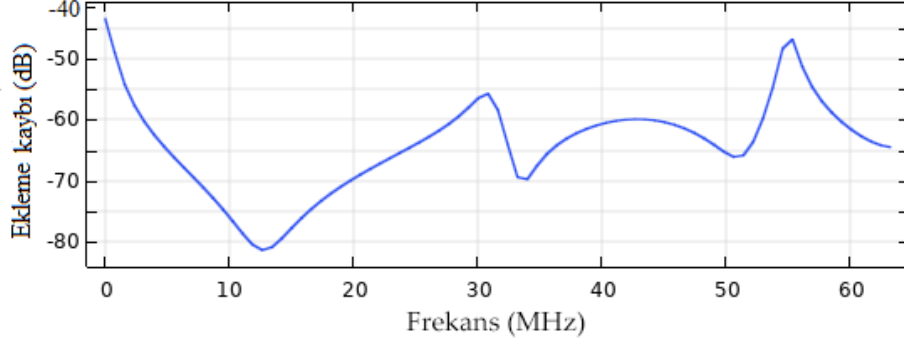


(b)

Şekil 6.16 (a) S_{11} ve S_{22} saçılım parametreleri (b) S_{12} ve S_{21} saçılım parametreleri

Şekil 6.16a'da, S_{11} 'in giriş gerilimi yansıma katsayısı ve S_{22} 'nin çıkış gerilimi yansıma katsayısını içeren grafik gösterilmektedir. S_{11} , merkez frekansta pozitif yanıt 1,4 olarak

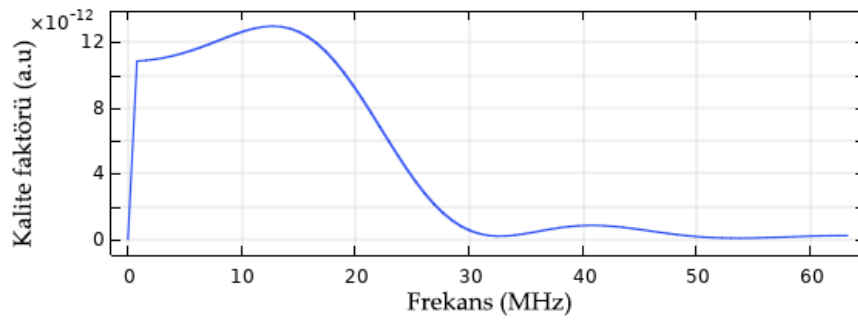
gösterirken, S_{22} , merkez frekansta 0,7 ters yanıtta gösterilmektedir. Şekil 6.16b'de, S_{12} 'nin ters voltaj kazancı ve S_{21} 'in ileri voltaj kazancı olduğu grafik gösterilmektedir. S_{21} , frekans aralığında hiçbir yanıt vermezken, S_{12} , merkez frekansta -13 ters yanıtta gösterilir.



Şekil 6.17 YAD aygıtının ekleme kaybı

$$IL = 20\log_{10} \left| \frac{V_o}{V_{in}} \right| \quad (6.1)$$

Formülü kullanılarak ekleme kaybı olarak bilinen YAD aygıtı için çıkış voltajı ile giriş voltajı arasındaki kazanç kaybının hesaplanmasıyla çizilir ve elde edilir. Şekil 6.17'deki grafikte ekleme kaybı, f_0 merkez frekansta -80 dB'lik negatif bir yanıt göstermektedir.



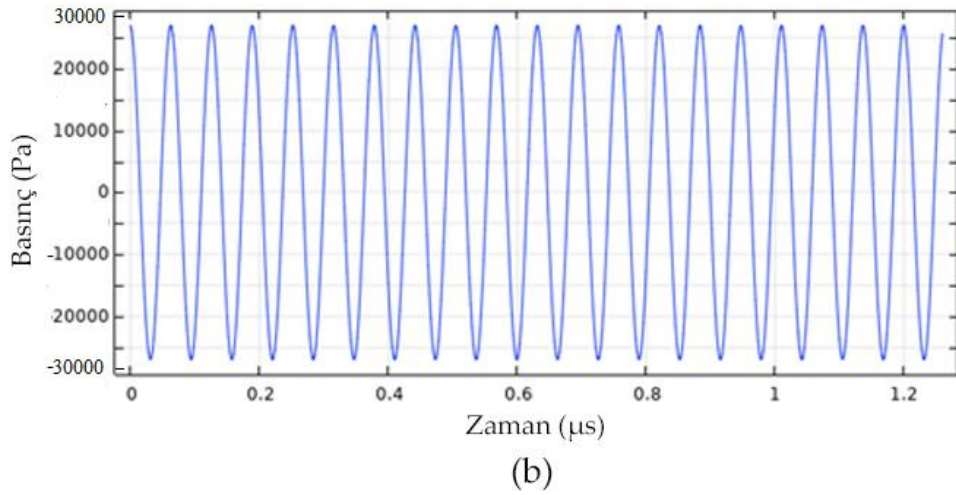
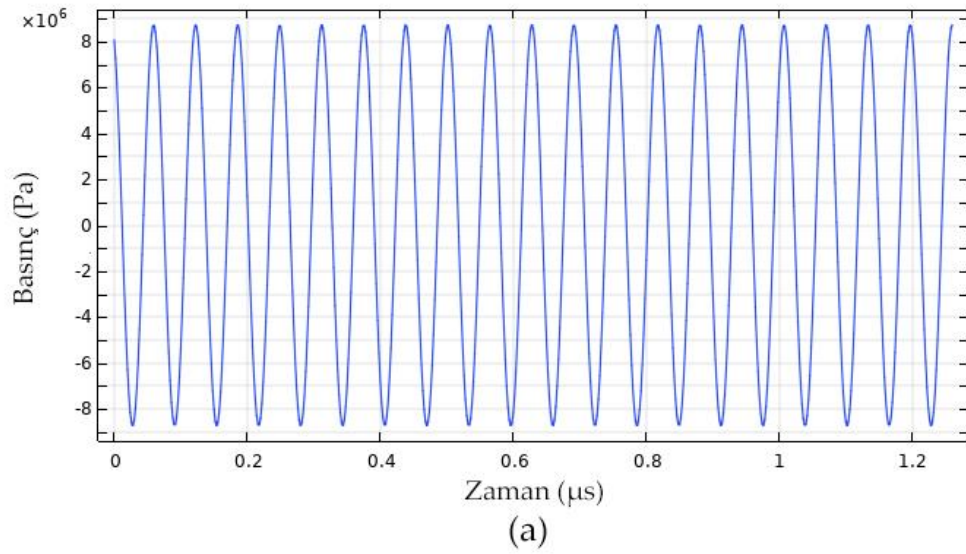
Şekil 6.18 YAD aygıtının kalite faktörü

$$Q = \frac{W_h}{Q_d/4\pi} = \frac{4\pi W_h}{Q_d} \quad (6.2)$$

Kalite faktörü grafiği, Şekil 6.18’de gösterildiği gibi yaklaşık 12×10^{-12} değeriyle YAD aygıtının mekanik karakterizasyonunu göstermektedir. Bu değer, f_0 merkez frekansta Q_d enerji kaybının W_h depolanmış enerjiye oranı kullanılarak hesaplanır.

6.2 Mikroakışkan Temelli YAD Aygıt Ait Benzetim Sonuçları

6.2.1 Akustik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları

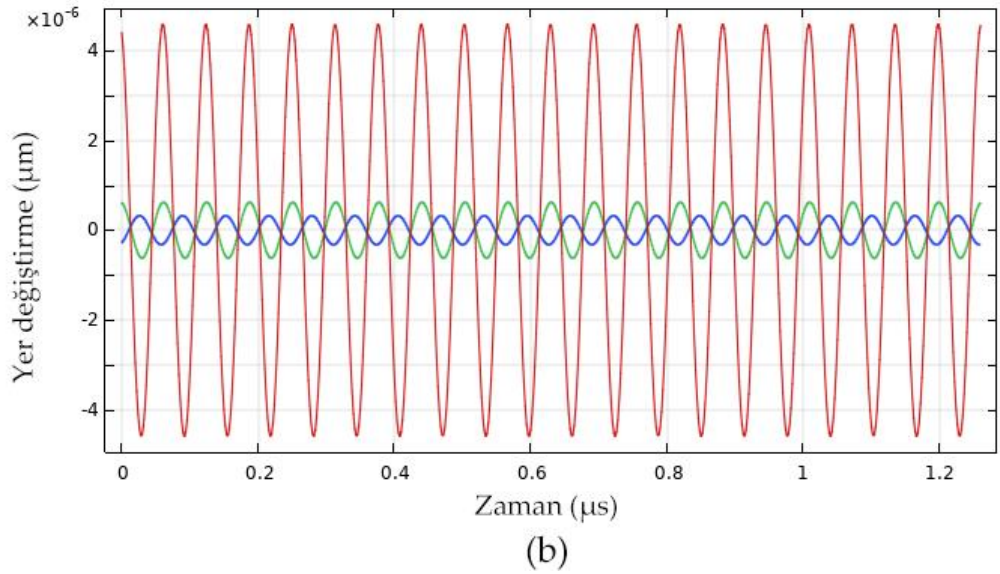
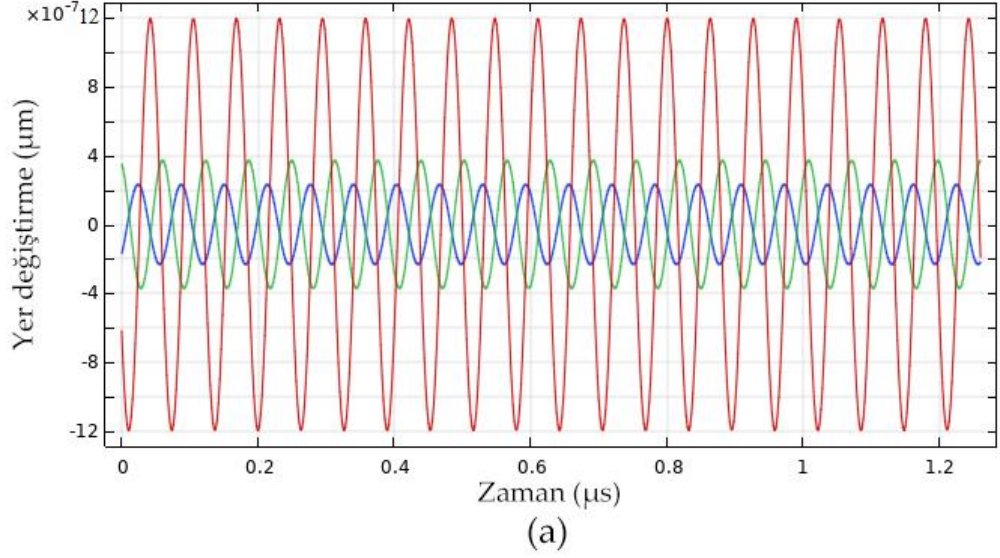


Şekil 6.19 (a) Mikroakışkan temelli YAD aygıt modelinde basınç akustik yayılımı (b) Mikroakışkan boyunca akustik basıncın yayılımı

Şekil 6.19a’da sinüzoidal formda pozitif genlik 8 MPa ve negatif genlik 8 MPa ile tüm model boyunca gerçekleşen basınç akustik yayılma grafiğini gösterir. Şekil 6.19b’de görüldüğü gibi bir miktar akustik basınç dalgasının zayıflamasına bağlı olarak

mikroakışkan kısımda basınç akustik genliğinde yaklaşık 25000 Pa'da önemli derecede azalma gözlemlenir.

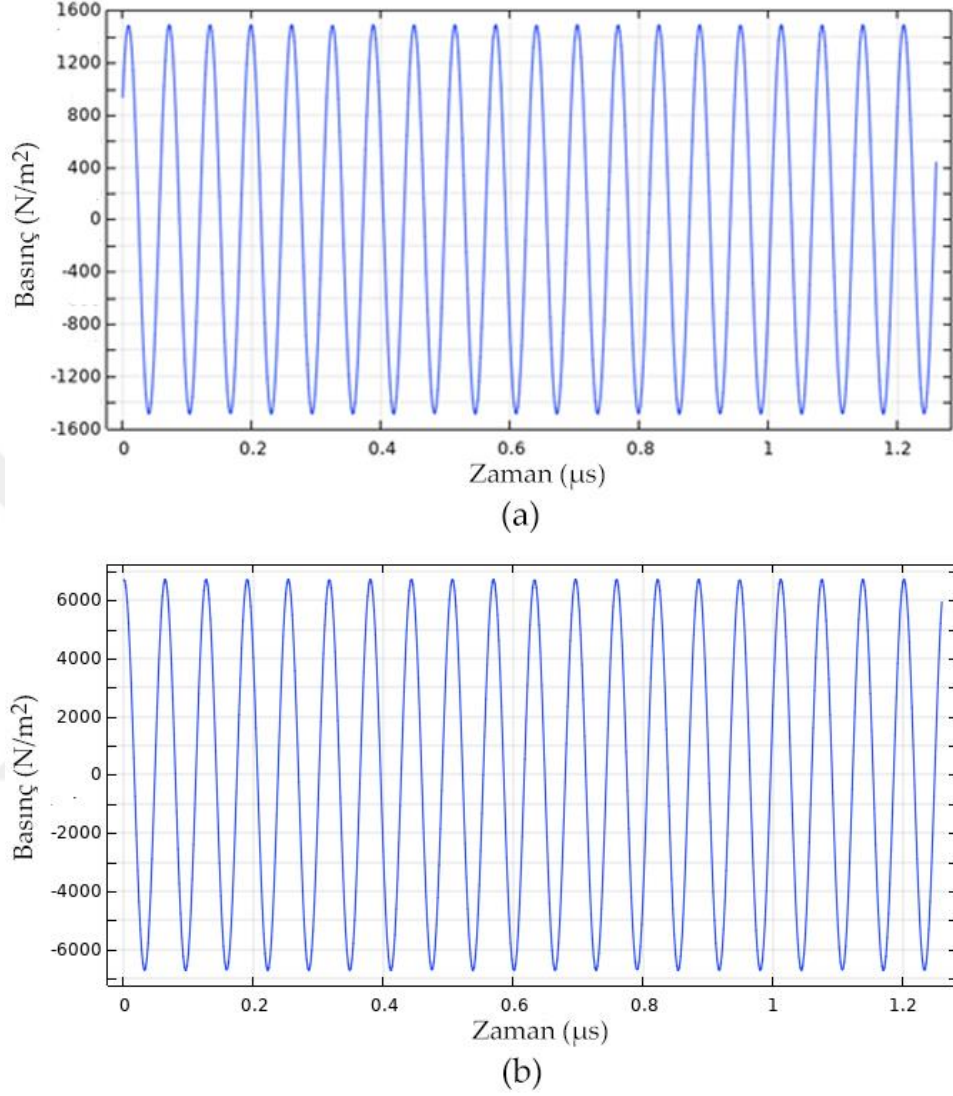
6.2.2 Mekanik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları



Şekil 6.20 (a) Mikroakışkan temelli YAD aygıt modelinde piezoelektrik salınımın başlangıcındaki mekanik yer değiştirme bileşenleri (b) Mikroakışkan temelli YAD aygıtında salınımın sonundaki mekanik yer değiştirme bileşenleri

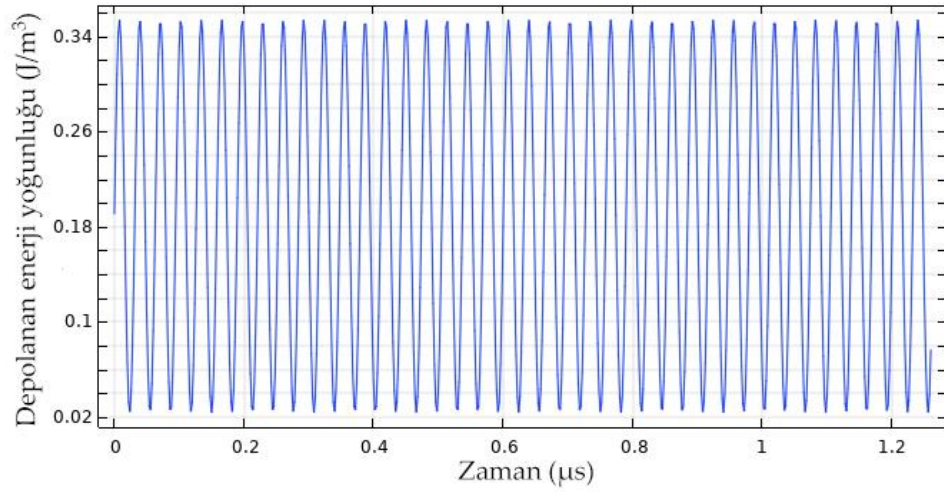
Şekil 6.20a salınım başlangıcında YAD aygıtının yaklaşık $11 \times 10^{-7} \mu\text{m}$ ile önemli ölçüde yüksek z-yer değiştirme bileşeni değeri, $3 \times 10^{-7} \mu\text{m}$ y-yer değiştirme bileşeni değeri ve $2 \times 10^{-7} \mu\text{m}$ y-yer değiştirme bileşeni değeriyle mekanik yer değiştirmesini gösterir. Şekil 6.20b ise salınımın sonundaki yer değiştirme bileşenleri,

4×10^{-6} μm z-bileşeni değeri, $0,5 \times 10^{-6}$ μm y-bileşeni değeri ve $0,1 \times 10^{-6}$ μm x-bileşeni değeri ile daha yüksek genlik değerlerinde kaydedilmiştir.

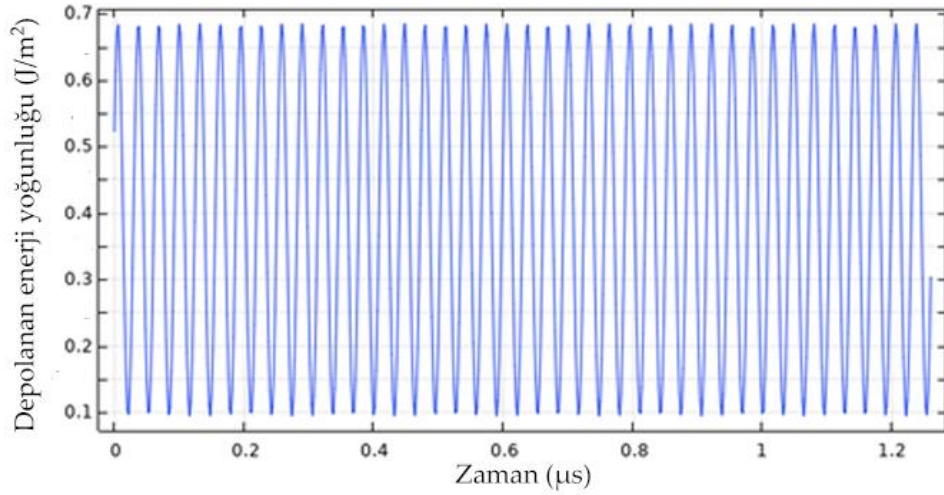


Şekil 6.21 Mikroakışkan temelli YAD aygıt modelinde (a) piezoelektrik salınımın başlangıcındaki mekanik basınç gerilimini (b) mikroakışkan temelli YAD aygıtında salınımın sonundaki mekanik basınç gerilimini gösterir

3B mikroakışkan temelli YAD modelindeki piezoelektrik salınımın başlangıcındaki basınç gerilimi, Şekil 6.21a'daki gibi 1500 N/m^2 genliktedir. Şekil 6.21b'de gösterildiği gibi yaklaşık 6500 N/m^2 yüksek genlikler kaydeden 3B modelde piezoelektrik salınımının sonundaki genliklerden ise daha düşüktür.



(a)



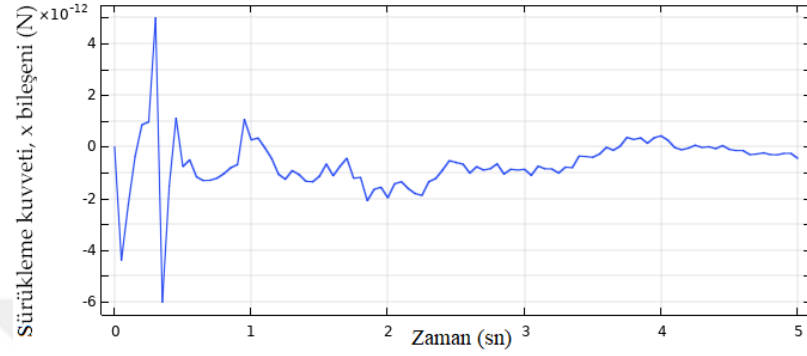
(b)

Şekil 6.22 (a) Mikroakışkan temelli YAD aygıt modelinde piezoelektrik salınımın başlangıcında mekanik depolanan enerji (b) Mikroakışkan temelli YAD aygıtında salınımın sonundaki mekanik depolanan enerji

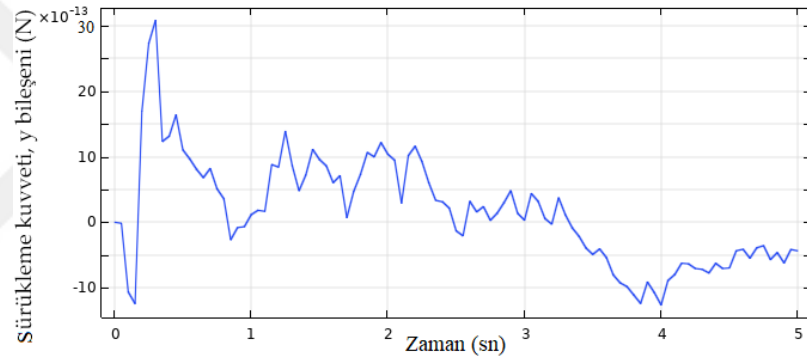
Şekil 6.22a izlenen salınım başlangıcında 3B modelin mekanik olarak depolanan enerjisinin grafiklerini gösterir. Sinüzoidal formda $0,34 \text{ J/m}^2$ ile $0,05 \text{ J/m}^2$ arasında değişen genlikler ve depolanan enerji, YAD aygıtının piezoelektrik salınımının sonunda $0,65 \text{ J/m}^2$ ile $0,1 \text{ J/m}^2$ arasında gösterilen zaman aralığındaki genliğe ulaşır (Şekil 6.22b).

Şekil 6.23a (0 – 1) sn zaman aralığında görülen yaklaşık $4 \times 10^{-12} \text{ N}$ ile yüksek genlikli yanıt ile x yönündeki sürüklenme kuvvetinin grafiğini gösterir, grafikteki diğer genlikler sıfıra ulaşana kadar azalır. Şekil 6.23b'de gösterildiği şekilde sürüklenme kuvveti y bileşeni, yaklaşık $25 \times 10^{-13} \text{ N}$ (0 – 1) sn zaman aralığında bileşenine

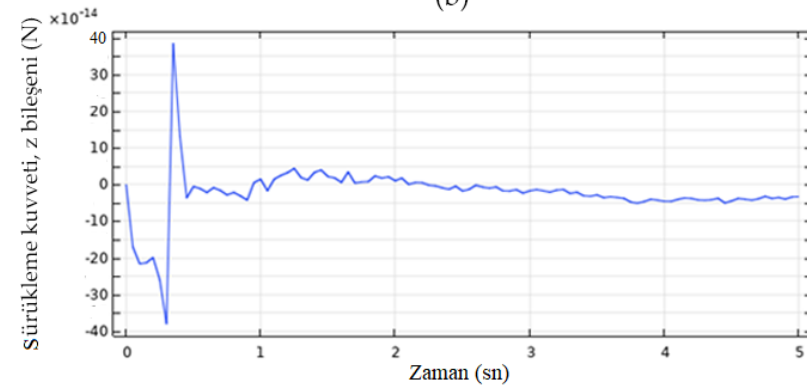
kıyasla düşük yanıt genliğine sahiptir. Grafikteki diğer genlikler ise, 4 sn'de -10×10^{-13} negatif yanıtına ulaşana kadar azalmayı sürdürür. Z bileşeni ise, diğer bileşenlere kıyasla en düşük yanıt oranını gösterir ve 25×10^{-14} N (0 – 1) zaman aralığında Şekil 6.23c'de gösterildiği gibidir.



(a)

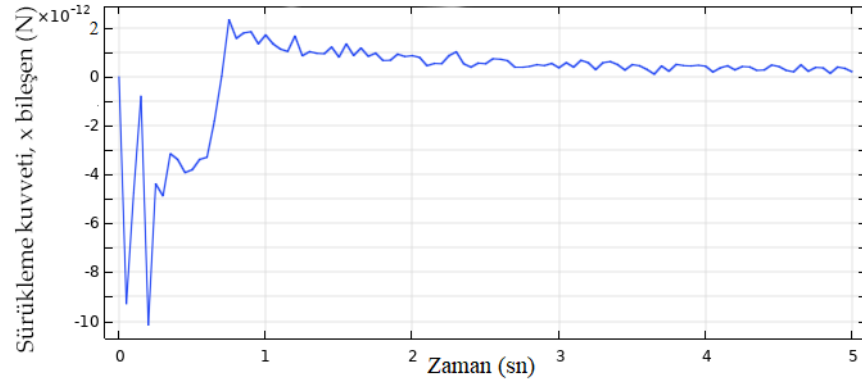


(b)

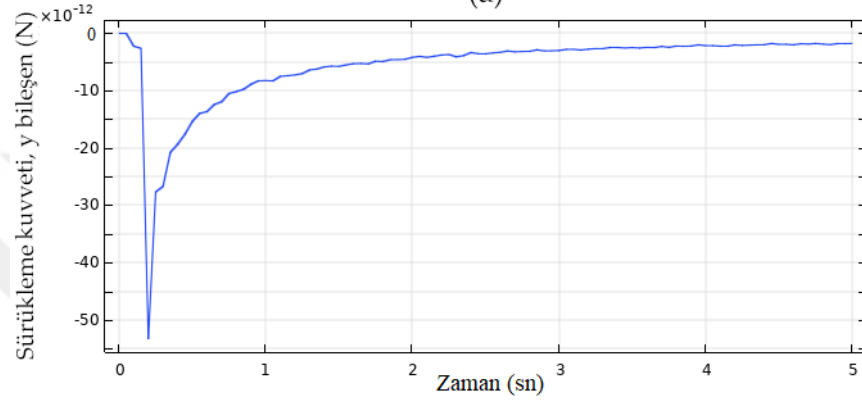


(c)

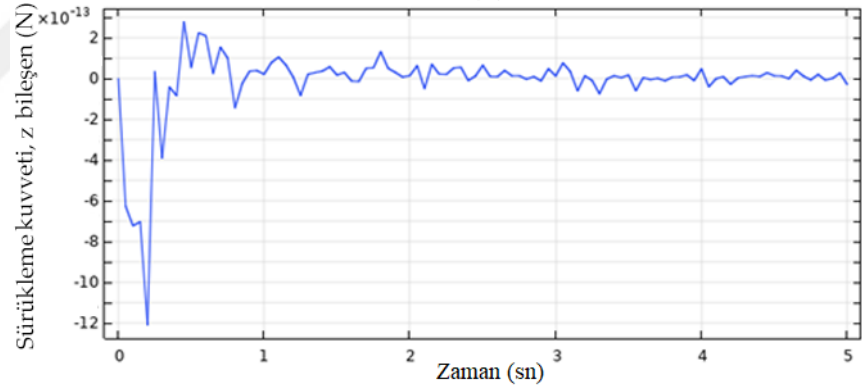
Şekil 6.23 (a) Sürüklemeye kuvveti x bileşenini (b) sürüklemeye kuvvetini gösteren y bileşeni (c) ise, BKH'leri mikrokanal içinde sürükleyen sürüklemeye kuvveti z bileşeni



(a)



(b)



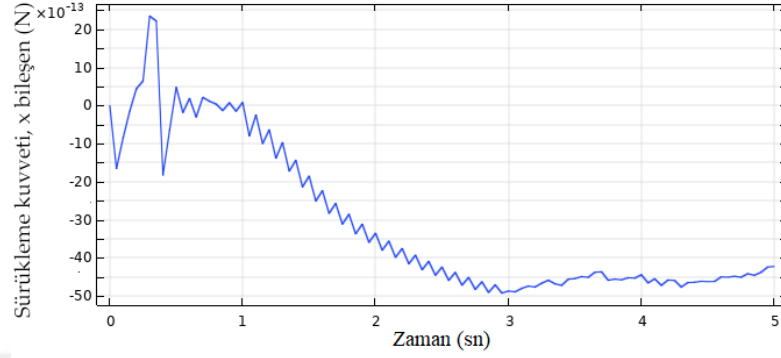
(c)

Şekil 6.24 (a) Sürükleme kuvvetini x bileşeni (b) Sürükleme kuvveti y bileşeni (c) ise, mikrokanalın içinde KKH'leri sürükleyen sürükleme kuvveti z bileşeni

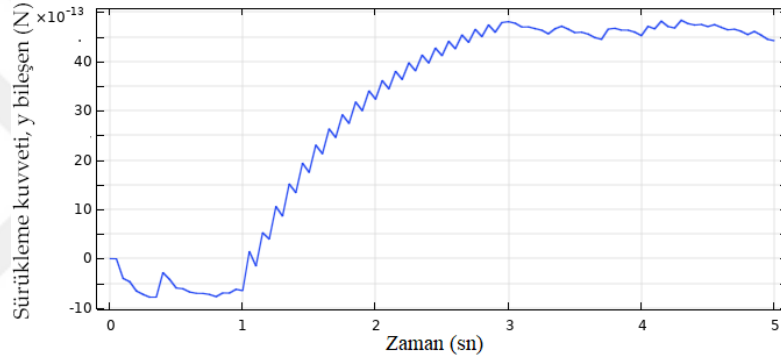
Şekil 6.24a (0 – 1) sn zaman aralığında görülen yaklaşık 2×10^{-12} N ile yüksek genlikli yanıt ile x yönündeki sürükleme kuvvetinin grafiğini gösterir, grafikteki diğer genlikler sifıra ulaşana kadar azalır.

Şekil 6.24b 'de gösterildiği gibi sürükleme kuvveti y bileşeninin negatif yanıt genliği (0 – 1) sn zaman aralığında 55×10^{-12} değerindeyken, sonrasında (1 – 5) sn zaman aralığında genlik -5×10^{-12} değerinde sabitlenir. Z bileşen yanıt genliği ise,

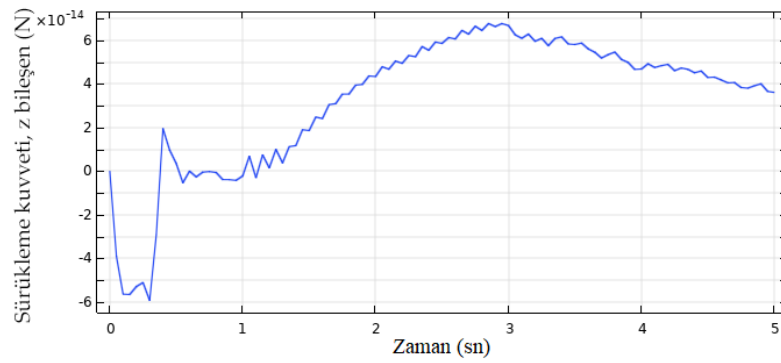
(0 – 1) saniye zaman aralığında yaklaşık 2×10^{-13} N olarak kaydedilir. Bundan sonra (1 – 5) zaman aralığında 1×10^{-13} N Şekil 6.24c'de gösterildiği şekilde sabitlenir.



(a)



(b)



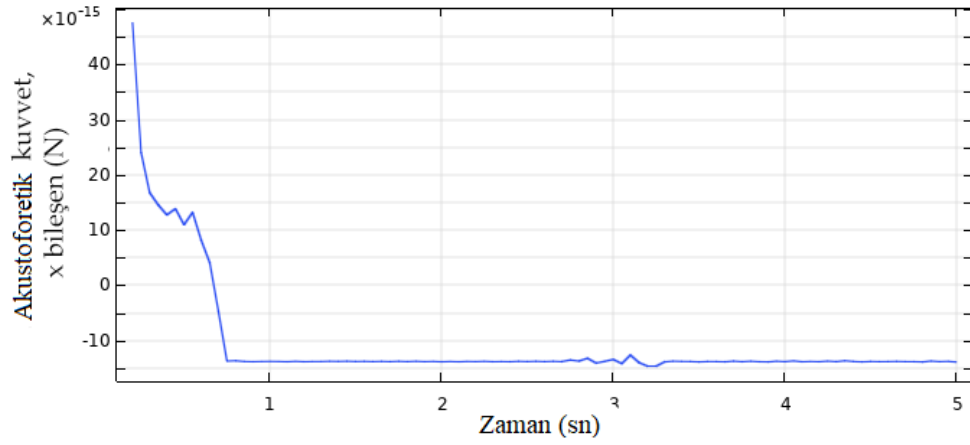
(c)

Şekil 6.25 (a) Sürüklenme kuvveti x bileşeni (b) sürüklenme kuvveti y bileşeni (c) trombositleri mikrokanaalın içine sürükleyen sürüklenme kuvveti z bileşeni

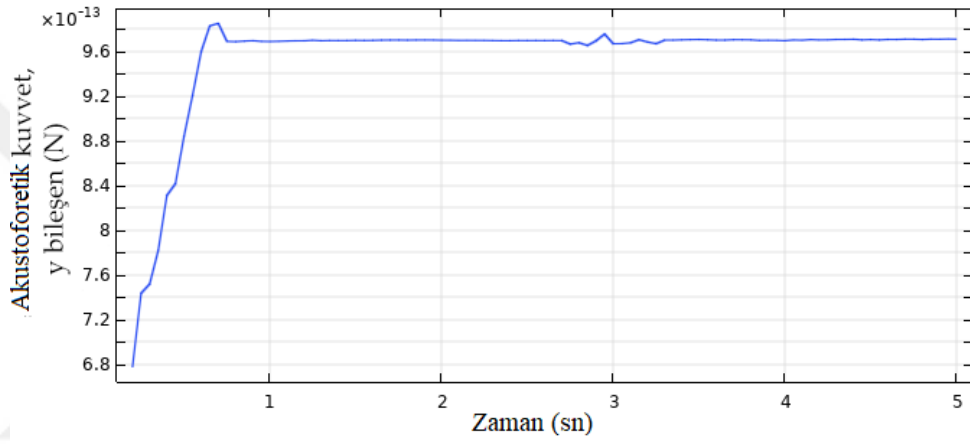
Şekil 6.25a (0 – 1) sn zaman aralığında yaklaşık 20×10^{-13} N değerinde yüksek genliğe sahip sürüklenme kuvveti x bileşeninin grafiğini gösterirken diğer genlikler 3sn'de -50×10^{-13} değerine ulaşıncaya kadar azalmayı sürdürür. Şekil 6.25b'de gösterildiği gibi sürüklenme kuvveti y bileşeni 1 sn'de 45×10^{-13} N değerine

ulaşıncaya kadar genlik tepkisinde yükselmeye devam ederken daha sonra (3 – 5) sn zaman aralığında 45×10^{-13} N değerinde sabitlenir. Z bileşeni yanıt genliği ise, (0 – 1) sn zaman aralığında yaklaşık 2×10^{-13} N değerinde kaydedilir ve bundan sonra genlik tepkisinde 3 sn’de 6×10^{-14} N değerine ulaşıncaya kadar yükselmeye devam eder ve şekil 6.25c’de gösterildiği gibi (3 – 5) sn zaman aralığında ise, 4×10^{-14} değerine düşer.

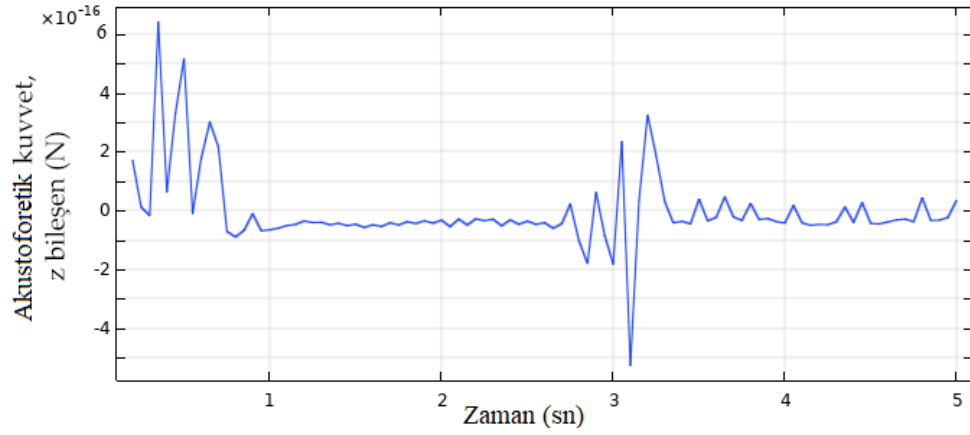
Akustoforetik kuvvetler, şekil 6.25a’da gösterildiği şekilde, (0 – 1) sn zaman aralığında akustoforetik kuvvet x bileşeni yaklaşık 30×10^{-14} N değeri gibi farklı genlik değerlerine sahip üç bileşende yanıt verirler. şekil 6.38b’de Akustoforetik kuvvet y bileşeni, şekil 6.25b’de gösterildiği gibi 0 N değerinde bir yanıt gösterirken, z-yönündeki kuvvetin tepkisi şekil 6.25c’de gösterildiği gibi 1 sn’de yaklaşık 9×10^{-15} N değerindedir.



(a)

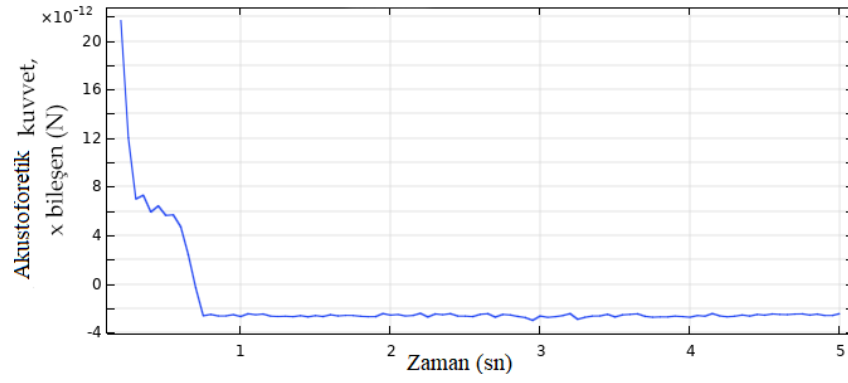


(b)

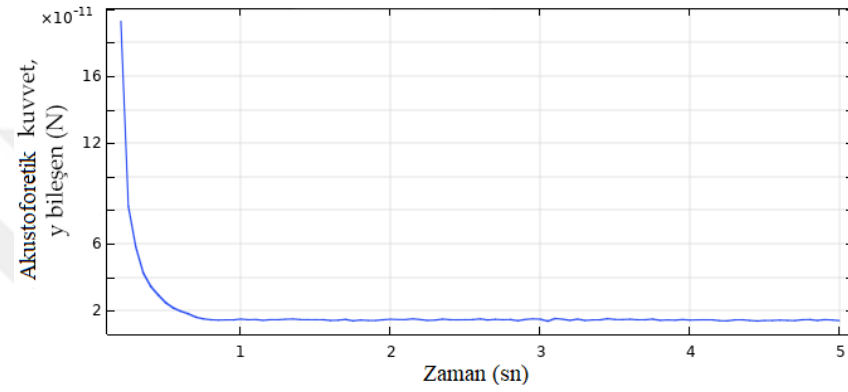


(c)

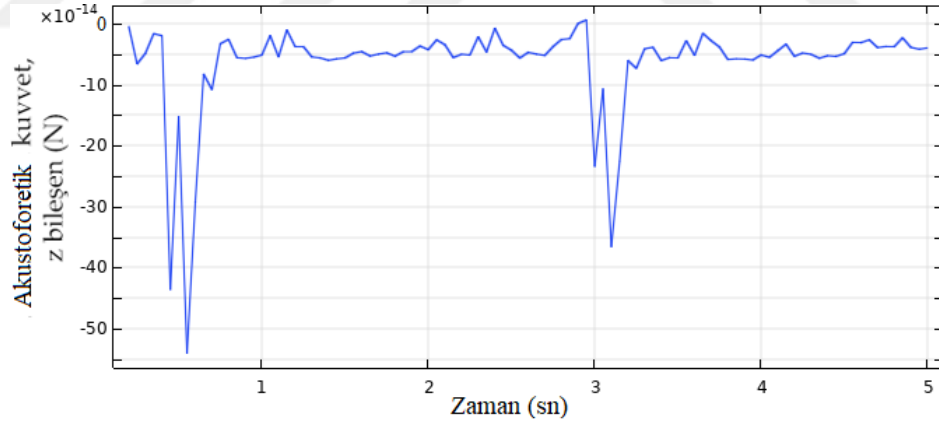
Şekil 6.26 (a) X bileşenindeki akustoforetik kuvveti (b) Akustoforetik kuvvet y bileşeni (c) Mikrokanaldaki BKH'leri etkileyen akustoforetik kuvvet z bileşeni



(a)



(b)

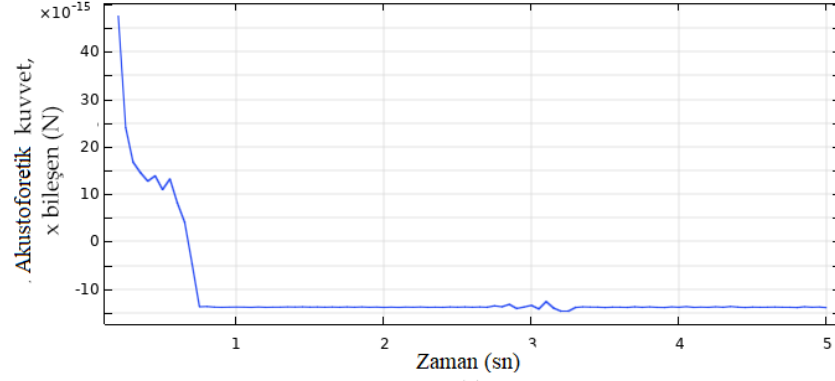


(c)

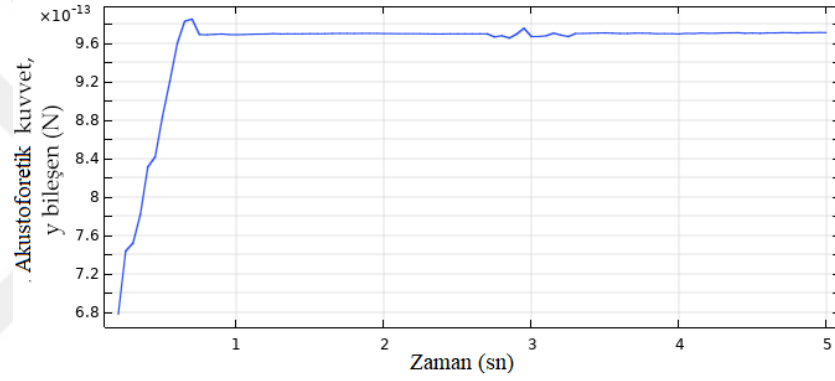
Şekil 6.27 (a) X bileşenindeki akustoforetik kuvveti (b) Akustoforetik kuvvet y bileşeni (c) Mikrokanaldaki KKH'leri etkileyen akustoforetik kuvvet z bileşeni

Akustoforetik kuvvetler, Şekil 6.27a'da gösterildiği şekilde, (0 – 1) sn zaman aralığında akustoforetik kuvvet x bileşeni yaklaşık 20×10^{-12} N değeri gibi farklı genlik değerlerine sahip üç bileşende yanıt verirler. Akustoforetik kuvvet y bileşeni, Şekil 6.27b'de gösterildiği gibi 18×10^{-11} N değerinde bir yanıt gösterirken, z-yönündeki kuvvetin tepkisi Şekil 6.27c'de gösterildiği gibi (0 – 1) sn'de yaklaşık

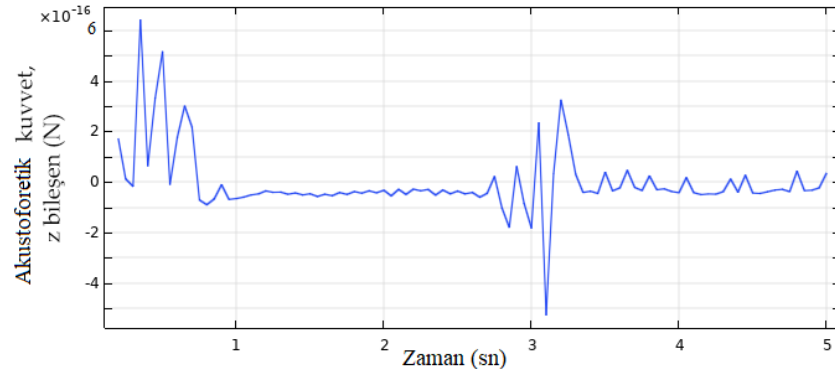
-55×10^{-14} N değerinde ve (3 – 3,5) sn zaman aralığında ise -35×10^{-14} gibi negatif değerlerdedir.



(a)



(b)

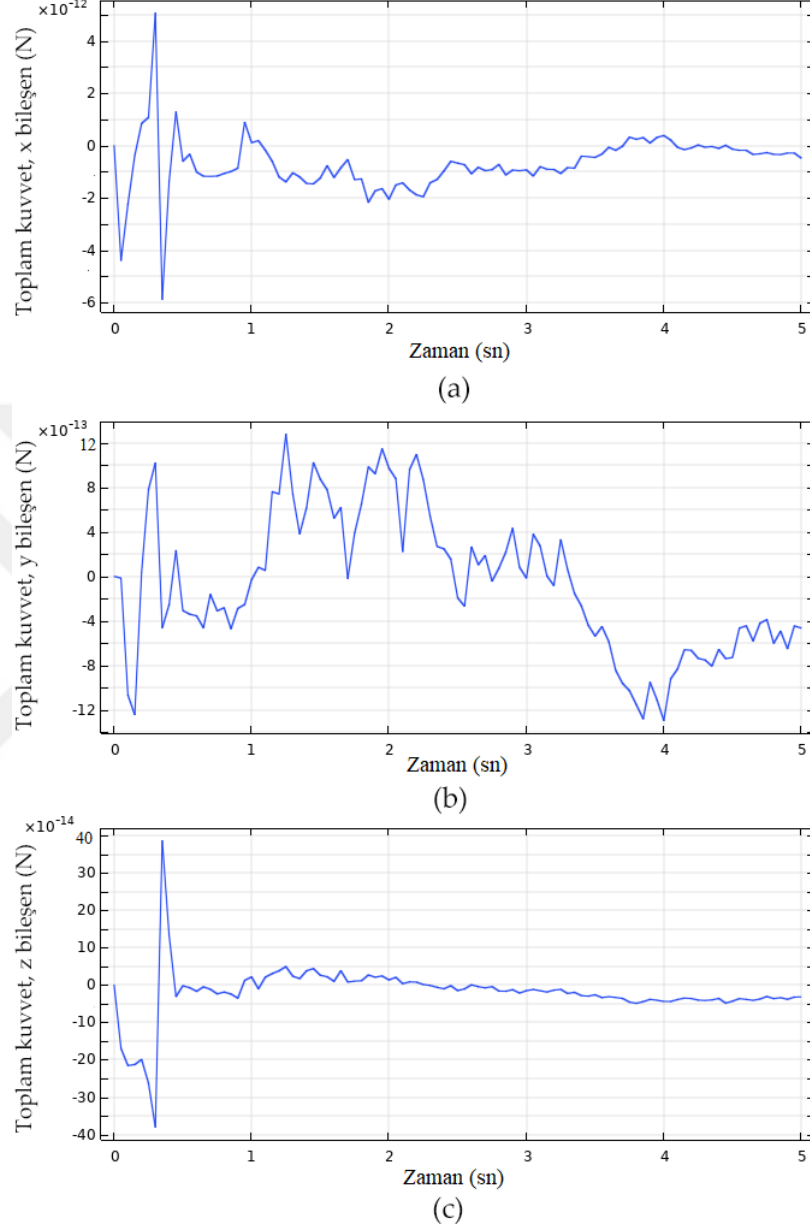


(c)

Şekil 6.28 (a) X bileşenindeki akustoforetik kuvveti (b) akustoforetik kuvvet y bileşeni (c) Mikrokanaldaki trombositleri etkileyen akustoforetik kuvvet z bileşeni

Akustoforetik kuvvetler, (0 – 1) sn zaman aralığında farklı önemli genlik değerlerine sahip üç bileşende yanıt gösterir, akustoforetik kuvvet x bileşeni Şekil 6.28a'da gösterildiği gibi yaklaşık 45×10^{-15} N değerinde, akustoforetik kuvvet y–bileşeni ise Şekil 6.28b'de gösterildiği gibi $9,6 \times 10^{-12}$ N şeklinde sabit bir yanıt gösterir. Ancak

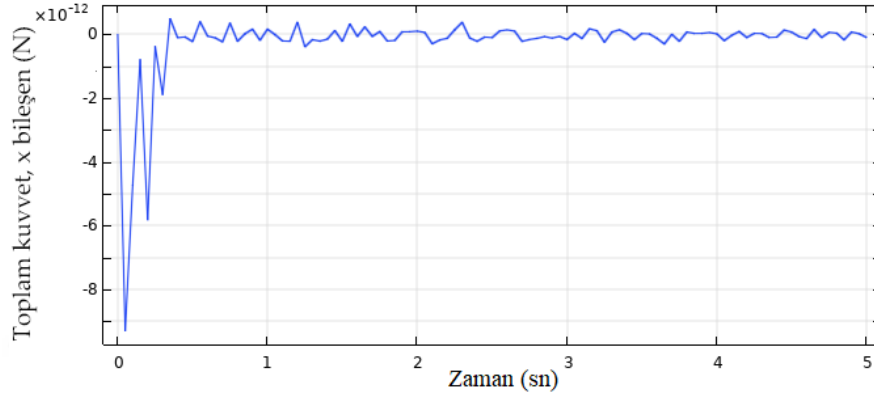
z-yönünde kuvvetin tepkisi, Şekil 6.28c'de gösterildiği gibi, (0 – 1) zaman aralığında 6×10^{-16} N değerindeyken ve (3 – 3,5) sn'de ise yaklaşık 2×10^{-16} değerindedir.



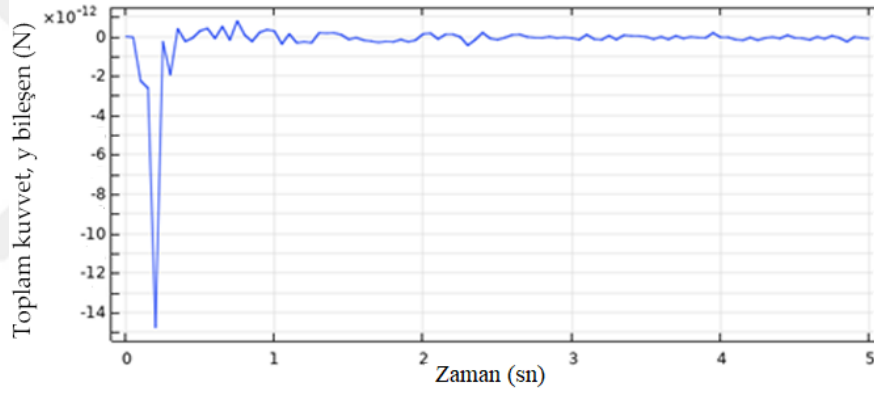
Şekil 6.29 (a) X bileşenindeki toplam kuvveti (b) Toplam y bileşeni (c) mikrokanaldaki BKH'leri etkileyen toplam kuvvet z bileşeni

Akustoforetik kuvvetler, (0 – 1) sn zaman aralığında farklı önemli genlik değerlerine sahip üç bileşende yanıt gösterir, akustoforetik kuvvet x bileşeni Şekil 6.29a'da gösterildiği gibi yaklaşık 5×10^{-12} N değerinde, akustoforetik kuvvet y–bileşeni ise Şekil 6.29b'de gösterildiği gibi $(10 – 11) \times 10^{-13}$ şeklinde yüksek değerler gösterirken, z-yönündeki kuvvetin tepkisi, Şekil 6.41'de gösterildiği gibi, (0 –

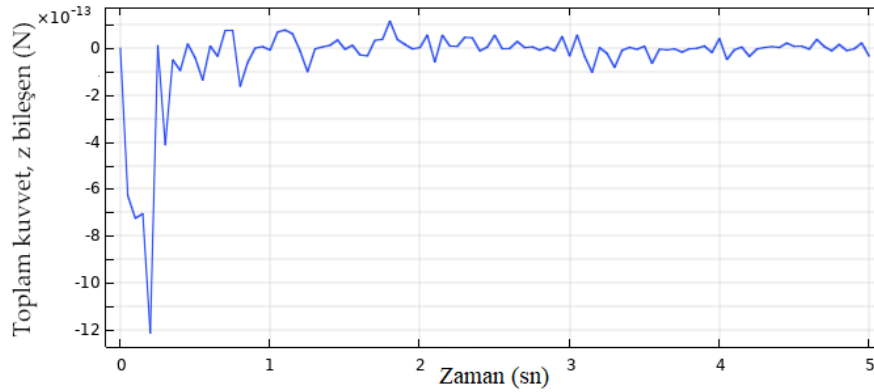
1) zaman aralığında 6×10^{-16} N değerinde ve yine (0 – 1) sn zaman aralığında 35×10^{-14} değerini gösterirken daha sonra Şekil 6.29c'de gösterildiği gibi (1 – 5) sn zaman aralığında sıfır sabit yanıtına düzeltilmiştir.



(a)



(b)

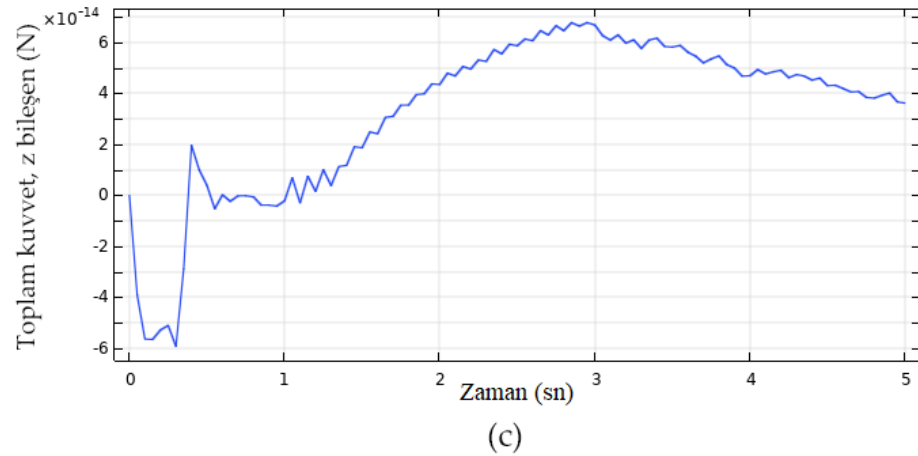
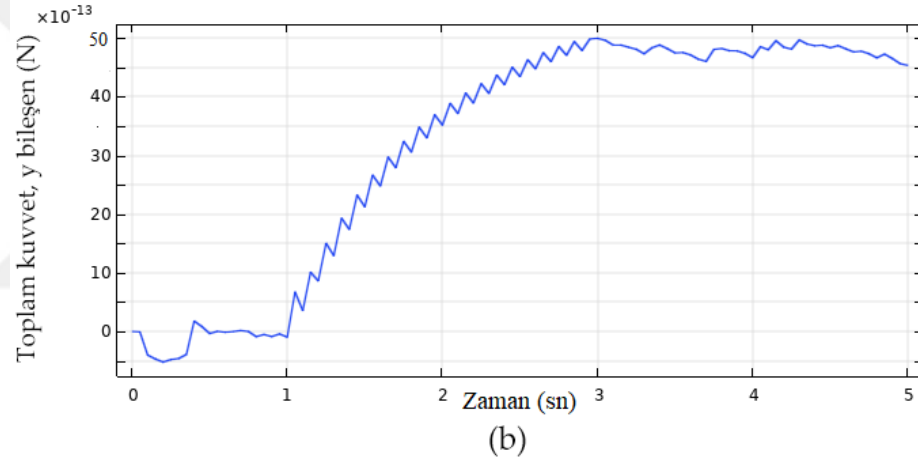
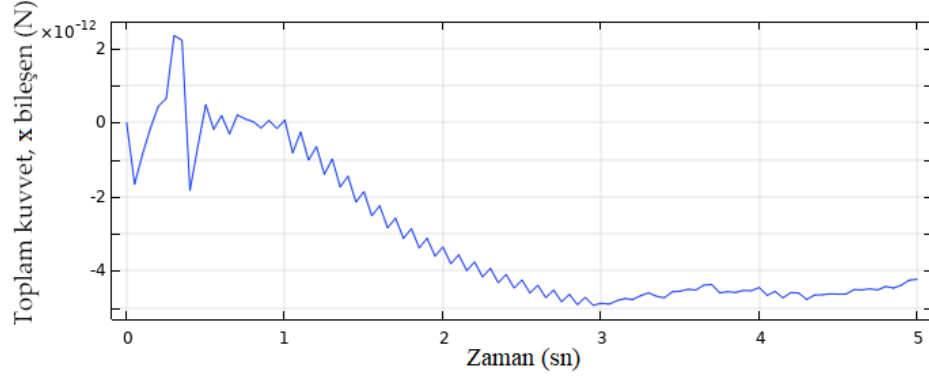


(c)

Şekil 6.30 (a) X bileşenindeki toplam kuvvet (b) Toplam kuvvet y bileşeni (c) Mikrokanaldaki KKH'leri etkileyen toplam kuvvet z bileşeni

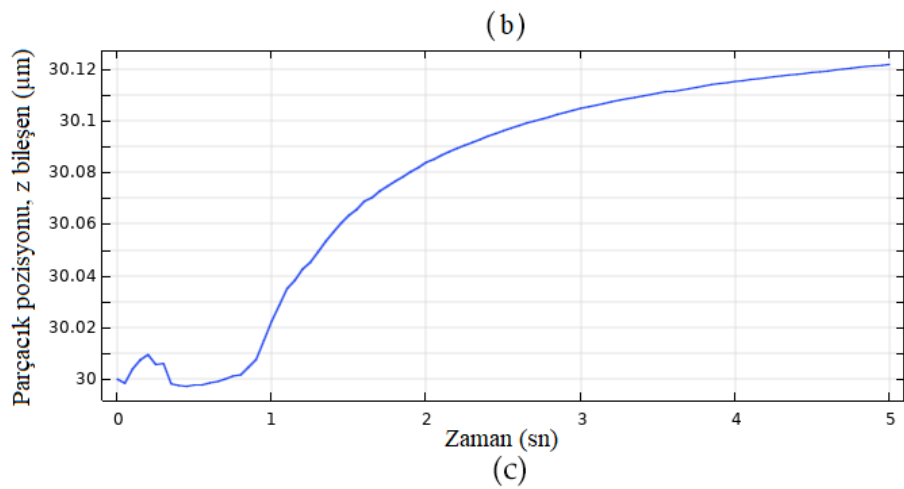
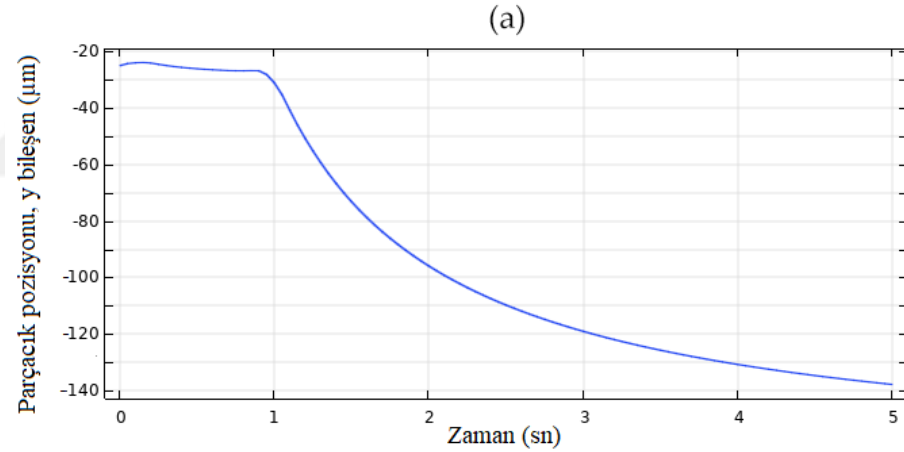
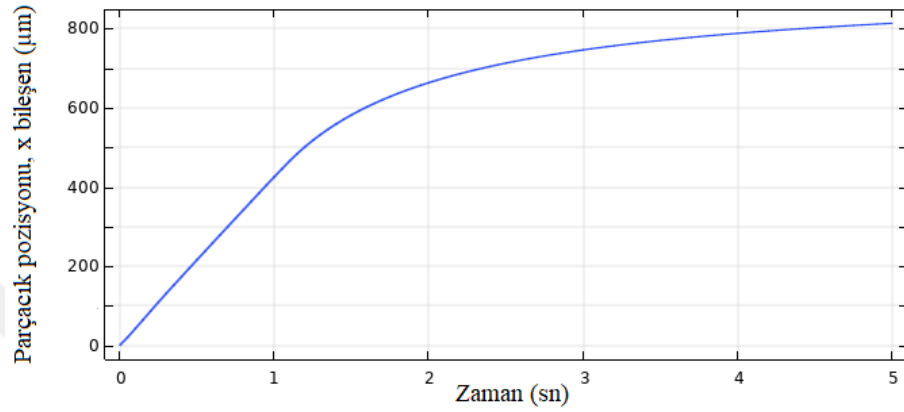
Toplam kuvvetler, (0 – 1) sn zaman aralığında farklı önemli genlik değerlerine sahip üç bileşende yanıt gösterir ve ardından toplam kuvvet x bileşeni Şekil 6.30a'da

gösterildiği gibi -9×10^{-12} N değerini gösterir. Şekil 6.30b’de gösterildiği gibi, toplam kuvvet y bileşeni ise -15×10^{-12} N değerinde yüksek yanıt ve Şekil 6.30c’de gösterildiği şekilde toplam kuvvet x bileşeni -12×10^{-12} N değerini gösterir



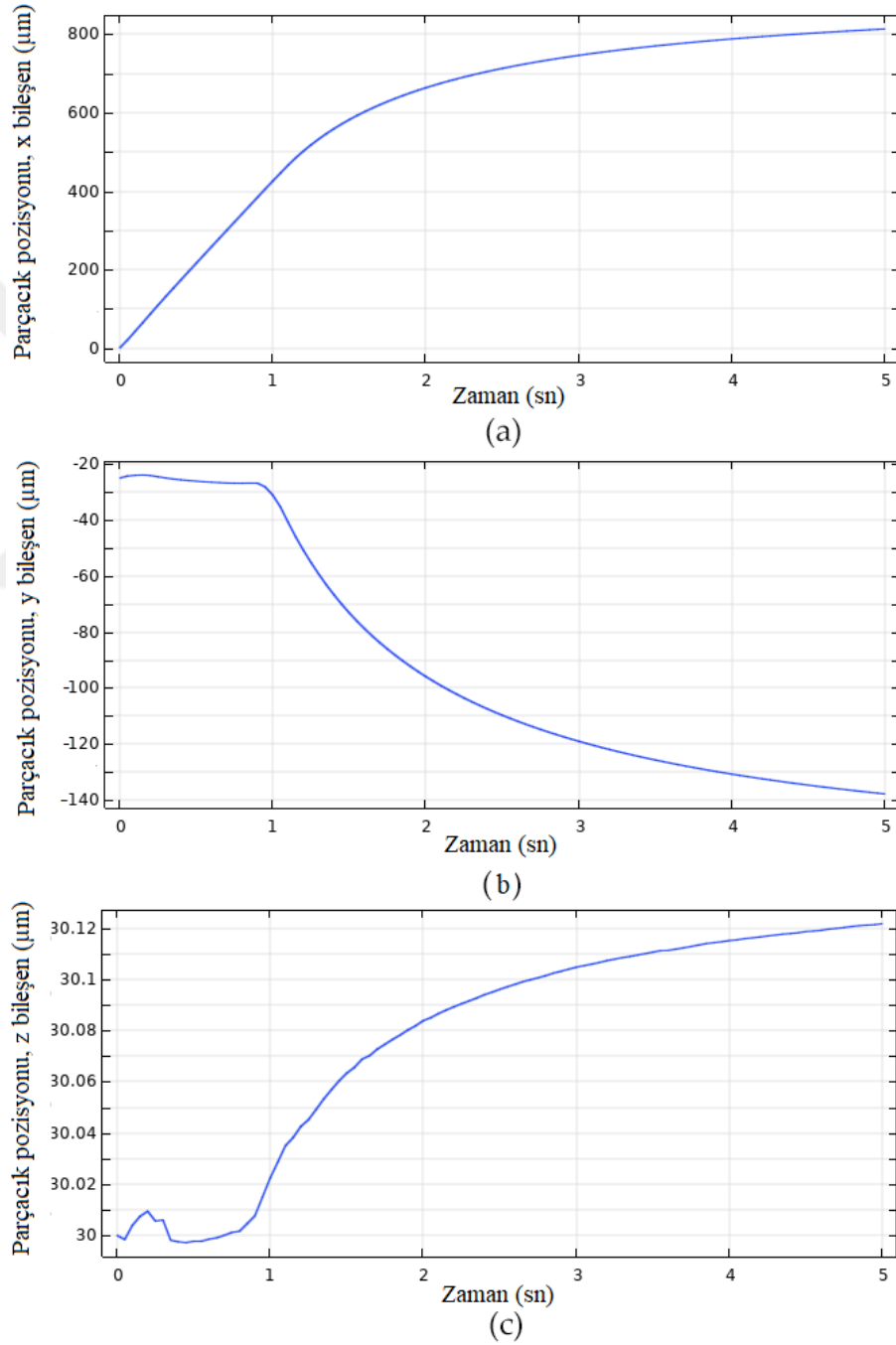
Şekil 6.31 (a) X bileşenindeki toplam kuvveti (b) Toplam kuvvet y bileşeni (c) Mikrokanaldaki trombositleri etkileyen toplam kuvvet z bileşeni

Toplam kuvvetler, 3 sn'de farklı yüksek genlik değerlerine sahip üç bileşende yanıt gösterirken Şekil 6.31a'da gösterildiği gibi toplam kuvvet x bileşeni 6×10^{-14} N değerini gösterir. Yine Şekil 6.31b'de gösterildiği gibi, toplam kuvvet y bileşeni yükselen 45×10^{-13} N değerini ve toplam kuvvet z bileşeni ise, Şekil 6.31c'de gösterildiği şekilde x bileşeni ile aynı değer yanıtını gösterir.



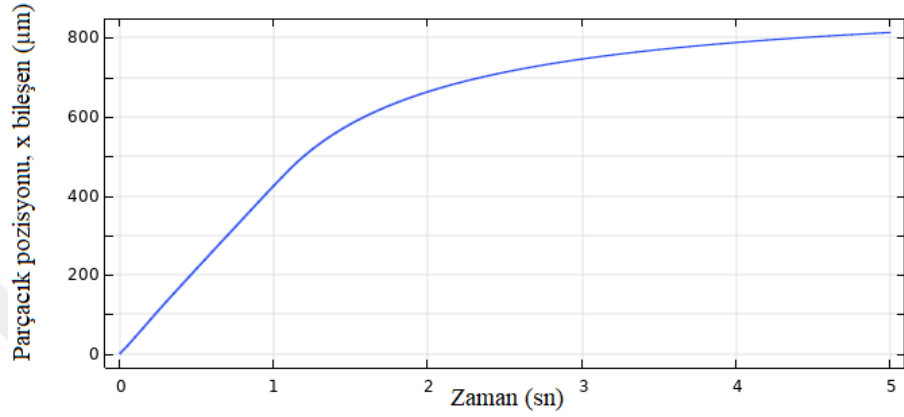
Şekil 6.32 (a) BKH'lerin x yönündeki konumu (b) BKH'lerin y yönündeki konumu (c) BKH'lerin mikrokanal içinde z yönündeki konumu

BKH pozisyonları, Şekil 6.32a'da gösterildiği gibi mikrokanal boyunca yayılma sırasında x-yönünde BKH'lerin mikrokanal içinde (0 – 800) μm aralığında. Şekil 6.32b'de gösterildiği gibi y-yönündeki BKH'lerin -20 ilâ -130 μm aralığında ve Şekil 6.32c'de gösterildiği gibi mikrokanalda z-yönündeki BKH'lerin (30 – 30,05) μm aralığındadır.

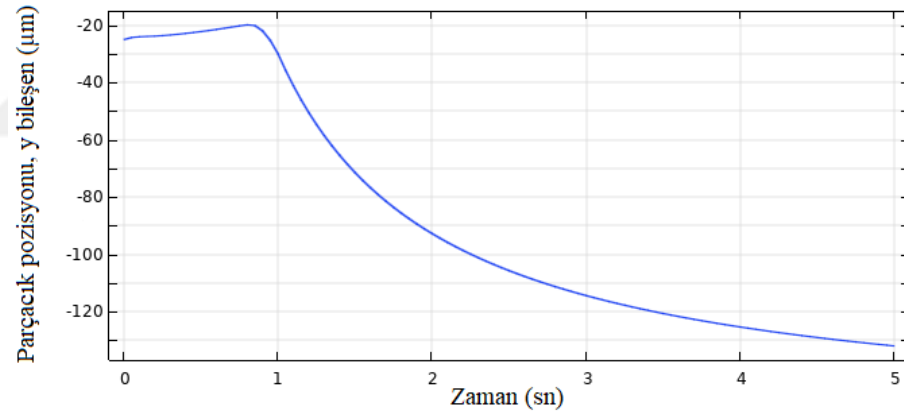


Şekil 6.33 (a) KKH'lerin x yönündeki konumu (b) KKH'lerin y yönündeki konumu (c) KKH'lerin mikrokanal içinde z yönündeki konumu

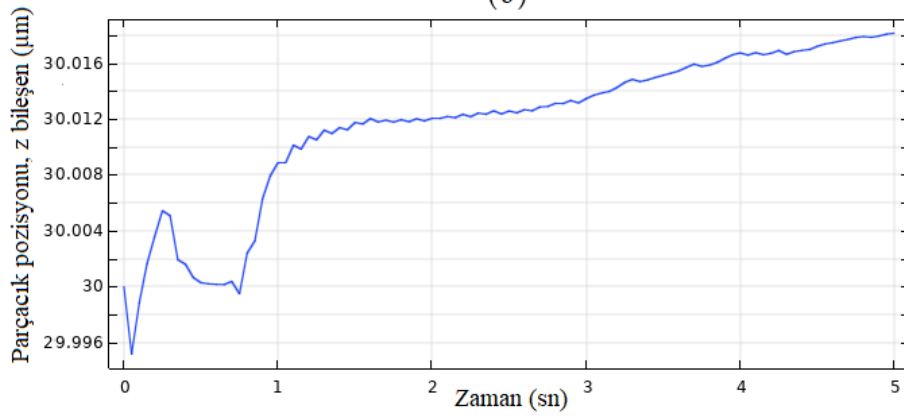
KKH pozisyonları, Şekil 6.33a'da gösterildiği gibi mikrokanal boyunca yayılma sırasında x-yönünde KKH'lerin mikrokanal içinde (0 – 800) μm aralığında, Şekil 6.33b'de gösterildiği gibi y-yönündeki KKH'lerin 0 ilâ 90 μm aralığında, Şekil 6.33c'de gösterildiği gibi mikrokanalda z-yönündeki BKH'lerin (30 – 30,70) μm aralığındadır.



(a)



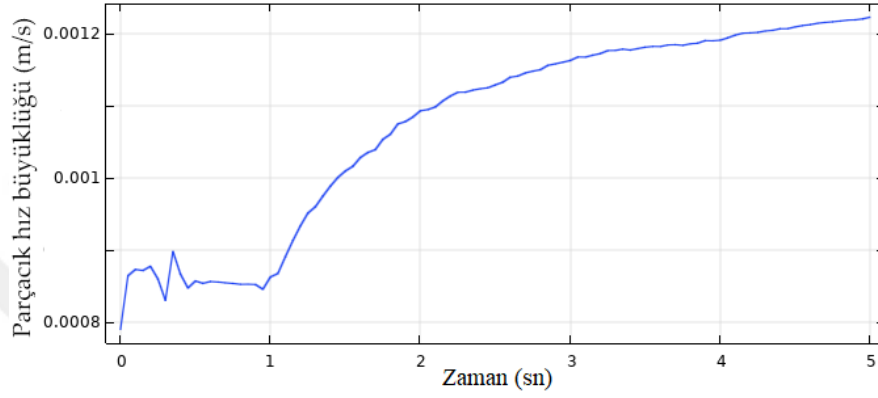
(b)



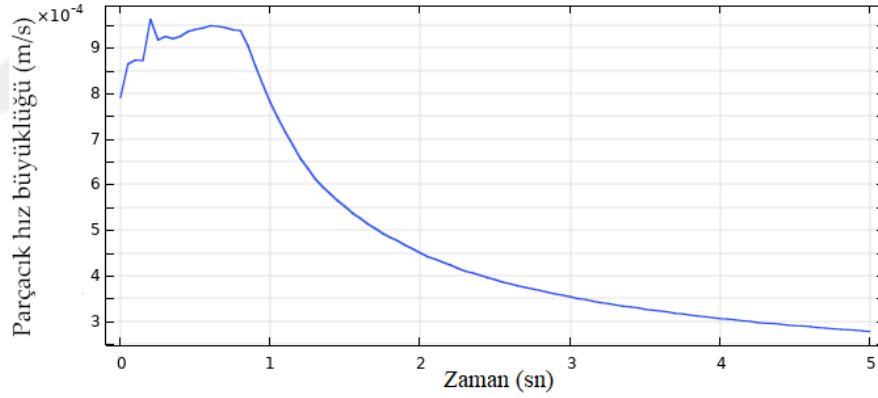
(c)

Şekil 6.34 (a) Trombositlerin x-yönündeki konumu (b) Trombositlerin y-yönündeki konumunu (c) Trombositlerin mikrokanal içinde z-yönündeki konumu

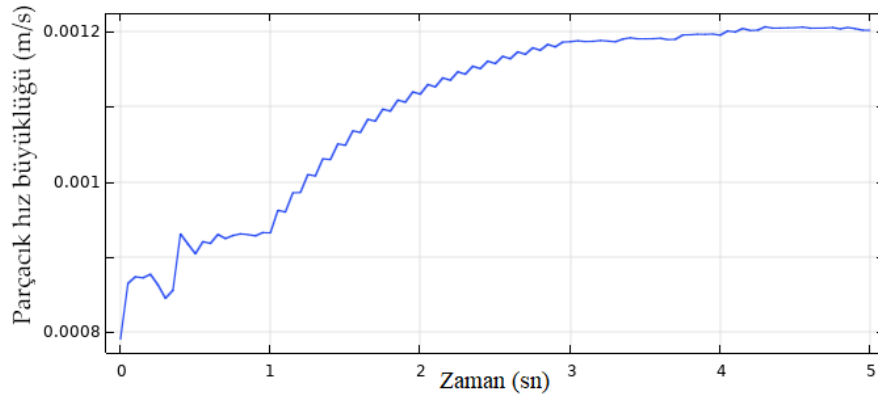
Trombosit pozisyonları, Şekil 6.34a'da gösterildiği gibi mikrokanal boyunca yayılma sırasında x-yönünde trombositlerin mikrokanal içinde (0 – 800) μm aralığında, Şekil 6.34b'de gösterildiği gibi y-yönündeki BKH'lerin -20 ilâ -130 μm aralığında, Şekil 6.34c'de trombositlerin z-yönündeki (29,9 – 30,01) μm aralığındaki konumu (0 – 1) ve ardından (30,01 – 30,018) μm konumu, mikrokanalda (1 – 5) sn arasında değişmektedir.



(a)



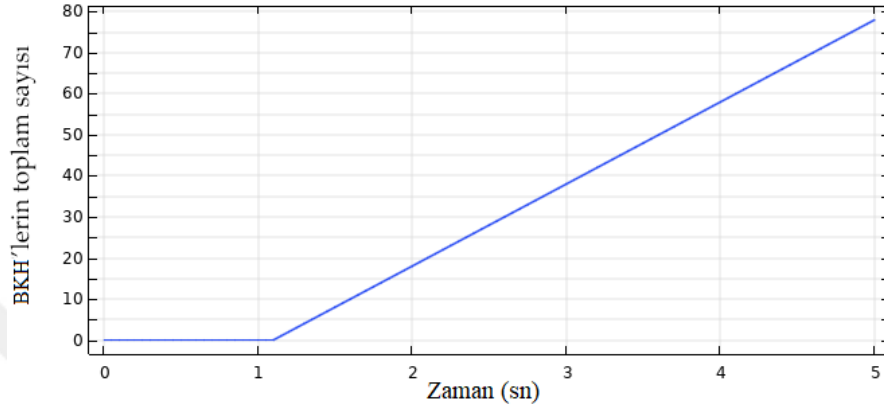
(b)



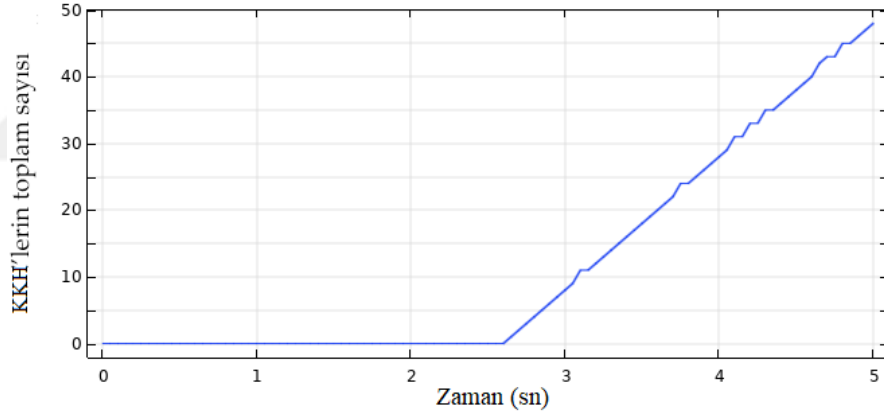
(c)

Şekil 6.35 (a) BKH'lerin hızı, (b) KKH'lerin hızı, (c) mikrokanal içindeki trombositlerin hızı

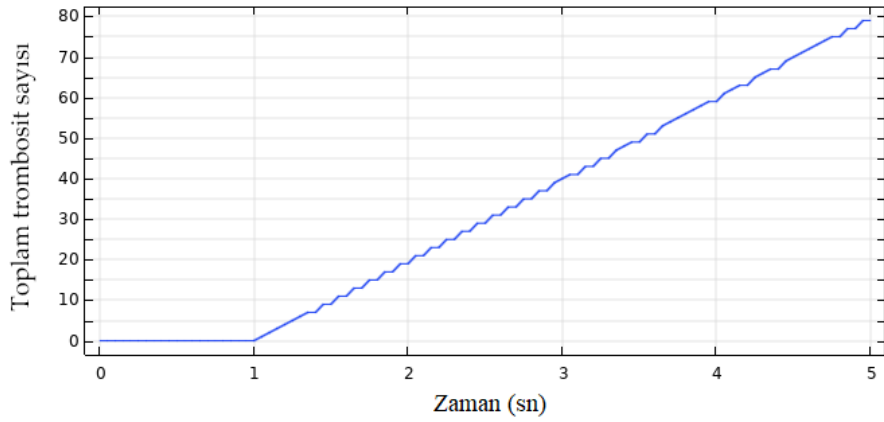
Şekil 6.35'da gösterildiği gibi zaman aralığının sonunda BKH hızı yaklaşık 0,0012 m/sn değerine ulaşılır, bu sırada Şekil 6.35a KKH'ler 9×10^{-4} m/sn adım aralığı (0 – 1) değerindedir ve Şekil 6.35b'de gösterildiği gibi diğer kan hücrelerinin hızlarından daha düşüktür, trombositler ise Şekil 6.35c'de gösterildiği gibi BKH'ler ile aynı hız değerine sahiptir.



(a)



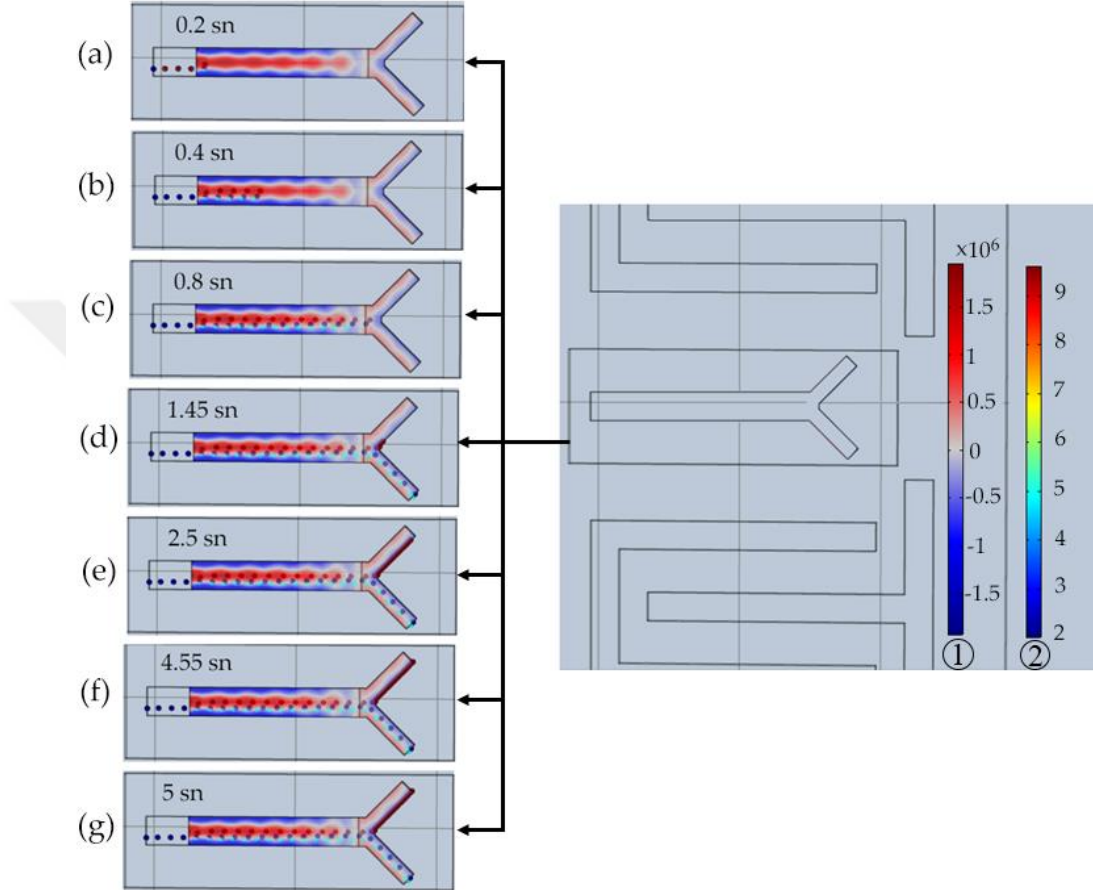
(b)



(c)

Şekil 6.36 (a) BKH'lerin toplam sayısı (b) KKH'lerin toplam sayısı (c) Her iki çıkış seçimi için geçerli toplam trombosit sayısı

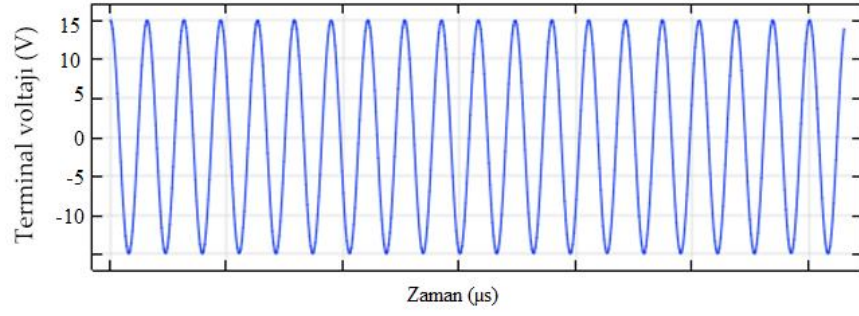
BKH'lerin toplam sayısı, Şekil 6.36a'da gösterildiği gibi zaman aralığının sonunda kaydedilen çıkış seçiminde 80 değerindedir, trombositlerle Şekil 6.36b'deki akümülatör seçiminde 50 değerini gösterir ve trombositler, Şekil 6.36c'de gösterildiği gibi çıkış seçiminde BKH'lerle aynı rakamsal değerdedir.



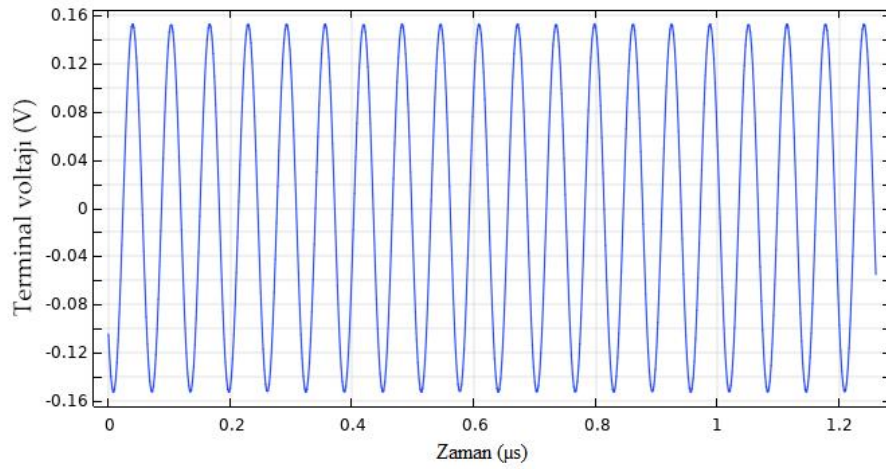
Şekil 6.37 BKH'lerin, diyabetik KKH'lerin, trombositlerin ayrılımlarının (a) 0,2 sn'de (b) 0,4 sn'de (c) 0,8 sn'de (d) 1,45 sn'de (e) 2,5 sn'de (f) 4,55 sn'de (g) 5 sn'de gösterimi

Şekil 6.37, basınç düğümü gri bölgesi altındaki farklı zaman adımlarının (0,2; 0,4; 0,8; 1,45; 2,5; 4,55; 5) ve renk çubuğu 1 için bir mikrokanaaldaki kırmızı ve mavi bölgelerin ters düğümleri ayırma işleminin animasyonlu çerçevelerini açıklamaktadır. Trombositlerin ve BKH'lerin basınç düğümüne doğru ilerlediğini görüyoruz. Şekil 6.37'de gösterildiği gibi diyabetik KKH'ler kırmızı bölgedeki ters basınç düğümlerine doğru hareket eder. Renk çubuğu 2 ise kan hücresinin çap boyutunu açıklarken, BKH'ler için 5 μm açık mavi bölgede ifade edilir, diyabetik KKH'ler için 9,6 μm kırmızı bölgede temsil edilir ve 2 μm koyu mavi bölgede temsil edilen trombositler için ifade edilir.

6.2.3 Elektriksel Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları



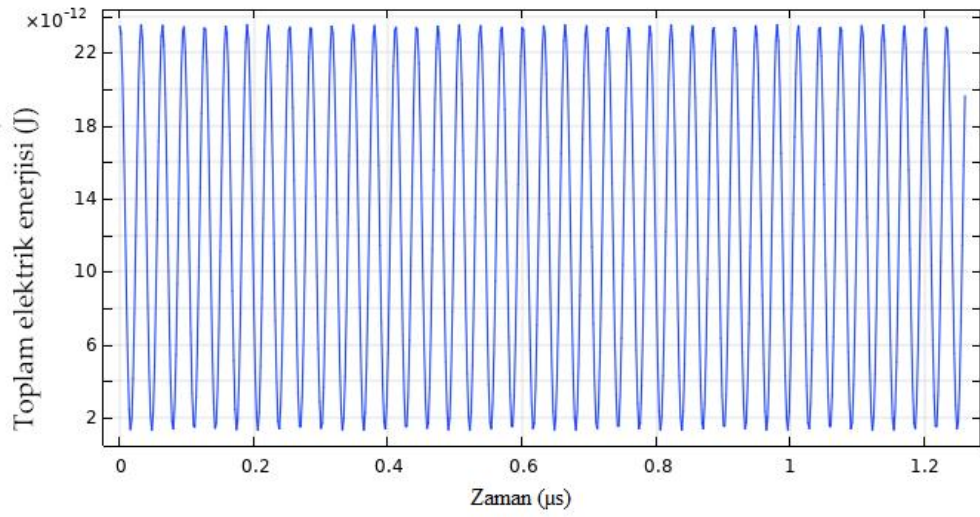
(a)



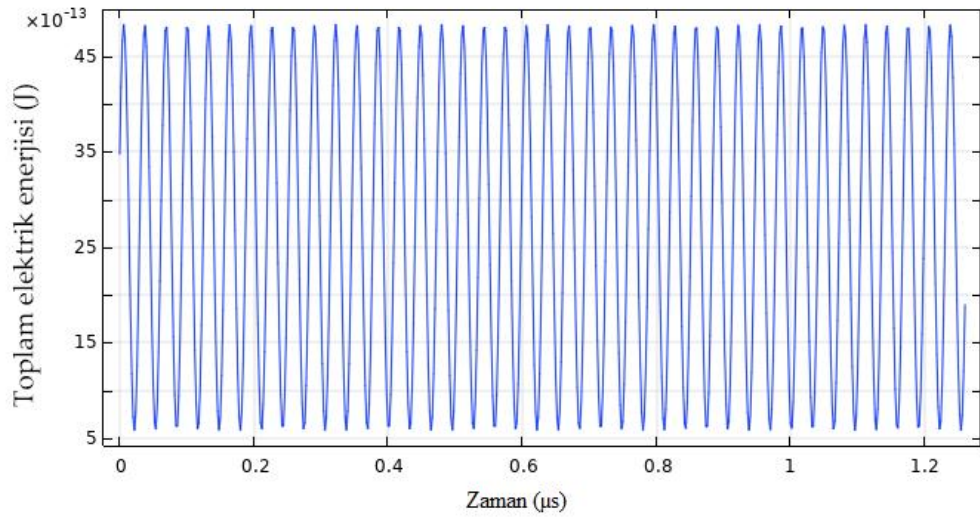
(b)

Şekil 6.38 (a) IDT vericisindeki uyarma giriş voltajı (b) Mikroakışkan temelli YAD aygıtındaki IDT alıcısındaki çıkış voltajı

Çıkış voltajı, mekanik enerji kaybına maruz kalan akustik basınç dalga genliğiyle orantılı 0,14 V genlikte önemli elektrik enerjisi kaybı gösterirken (Şekil 6.38b) yaklaşık 15 V genlik değerinde kaydedilen giriş voltajı uyarması Şekil 6.38a'da gösterilmiştir.



(a)



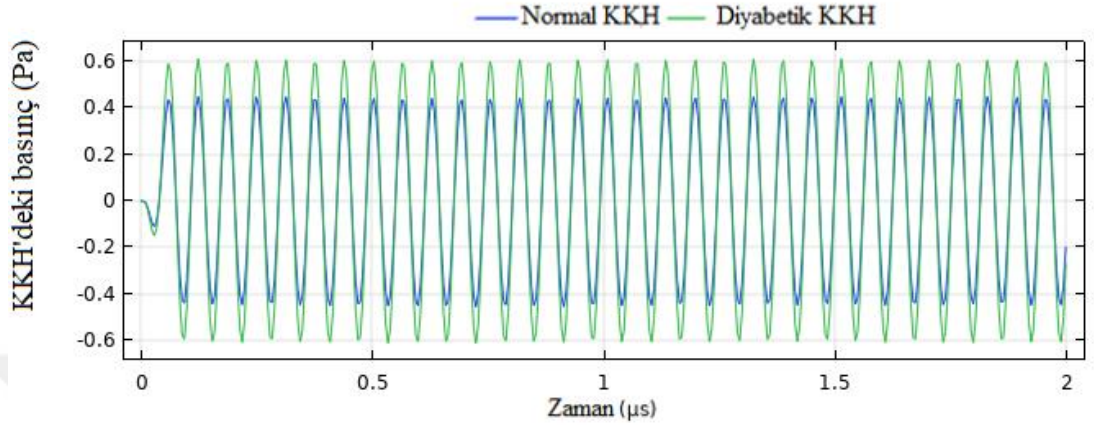
(b)

Şekil 6.39 (a) IDT vericisindeki giriş toplam elektrik enerjisi (b) Mikroakışkan temelli YAD aygıtındaki IDT alıcısındaki çıkış elektrik enerjisi

Şekil 6.39a elektrik enerjisinin giriş IDT'leri yaklaşık 22×10^{-12} J şeklinde elektrik uyarımının başlangıcında yüksek genliklere sahipken, Şekil 6.39b'de IDT'lerin çıkışında elektrik enerjisinin düşük genliklerde yaklaşık 45×10^{-13} J olduğu görülür.

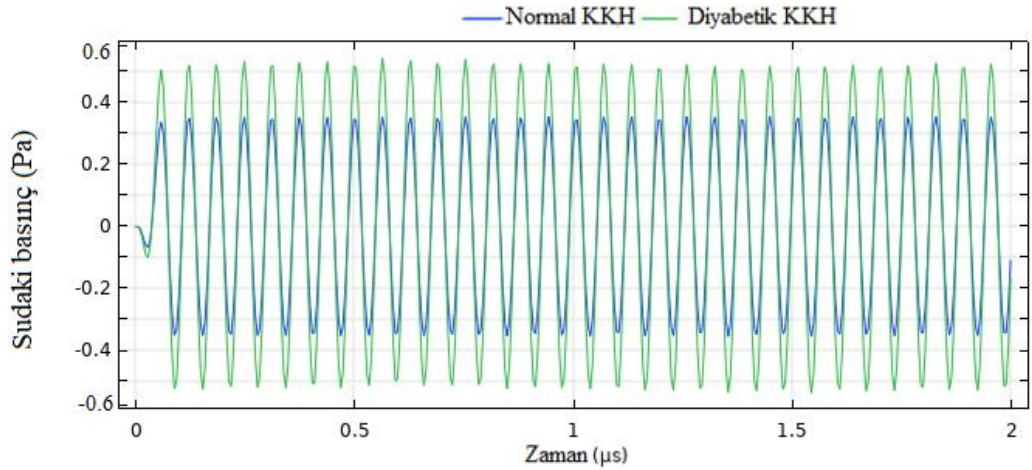
6.3 Fotoakustik Olguya Ait Benzetim Sonuçları

6.3.1 Akustik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları



Şekil 6.40 Yeşil grafikteki diyabetik KKH'nin akustik basıncı ve mavi grafikteki normal KKH'nin akustik basıncı

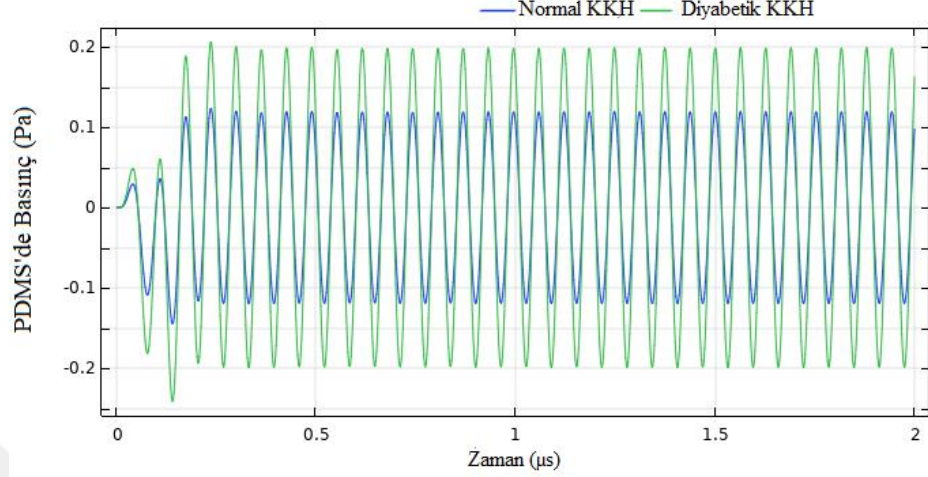
Şekil 6.40, normal KKH'de olduğu gibi, aynı yüksek genliğe sahip simetrik sinüzoidal yanıt olarak yeşil grafikteki diyabetik KKH'deki stres bası basıncının bir sonucu olarak basınç akustik üretimini açıklamaktadır. 0,6 Pa simetrik sinüzoidal yanıt olarak yaklaşık 0,4 Pa kaydedilmiştir.



Şekil 6.41 Her iki durumda da diyabetik KKH'nin yeşil grafikte ve normal KKH'de mavi grafikte su akustik basınç yayılımları

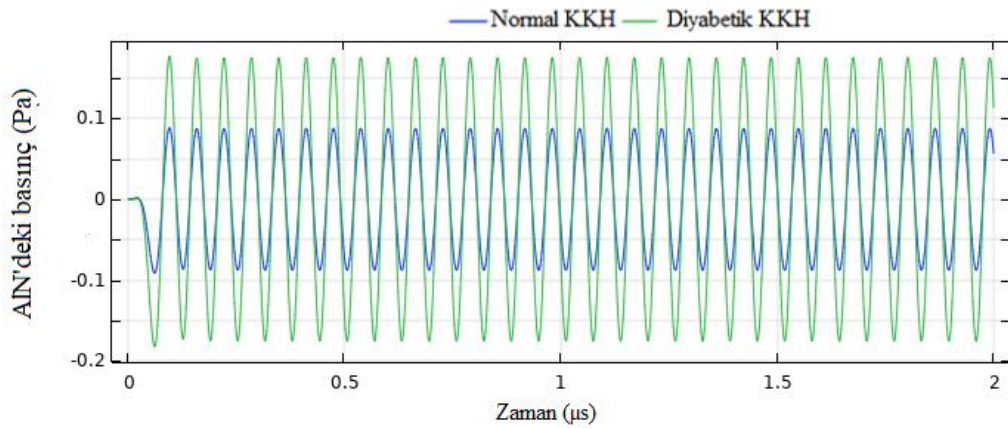
Şekil 6.41, mavi grafikteki normal KKH durumu için simetrik sinüzoidal sinyal olarak 0,3 Pa 'da kaydedilen genlik tepe noktasına sahip mikroakışkan içindeki su sıvısındaki

basınç akustik yayılımını açıklamaktadır. Yeşil grafikte açıklayan diyabetik KKH durumunda, yanıt simetrik sinüzoidal yanıt ile yaklaşık 0,5 Pa olarak kaydedilmiştir.



Şekil 6.42 PDMS'nin akustik basınçları. Her iki durumda da yeşil grafikte diyabetik KKH ve mavi grafikte normal KKH yayılımları

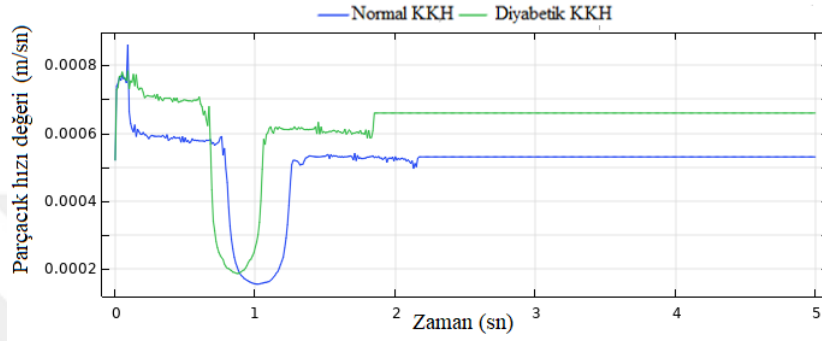
Şekil 6.42, diyabetik KKH'nin zamanın başlangıcında 0,05 Pa ve 0,06 Pa genlik tepeleri ile yeşil grafikte temsil edilmesi ve daha sonra simetrik olarak 0,2 Pa'ya yakın artması durumunda, mikroakışkanın PDMS malzemesindeki basınç akustik yayılımını açıklamaktadır. Sinüzoidal yanıt, mavi grafik ile ifade edilen normal KKH durumunda, genlik zaman süresinin başlangıcında 0,02 Pa ve 0,03 Pa pik yapar ve daha sonra simetrik sinüzoidal yanıtta yayılan 0,1 Pa'ya yakın ulaşana kadar artar.



Şekil 6.43 Diyabetik KKH için yeşil grafikte ve normal KKH için mavi grafikte AlN ince film piezoelektrik akustik basınç yayılımları

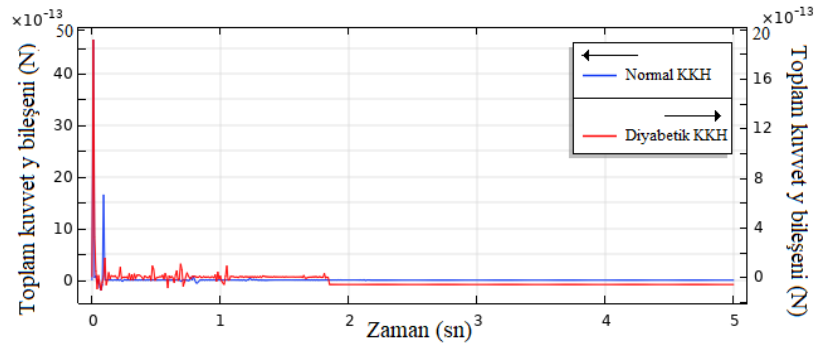
Şekil 6.43, 0,2 Pa'ya yakın genlik değeriyle kaydedilen yeşil grafikte diyabetik KKH gösterimi durumunda AlN piezoelektrikteki basınç akustik yayılımını açıklamaktadır. Normal KKH durumunda mavi grafikte gösterilen en yüksek değer 0,1 Pa ile kaydedilirken simetrik sinüzoidal yanıtta yayılır.

6.3.2 Mekanik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları



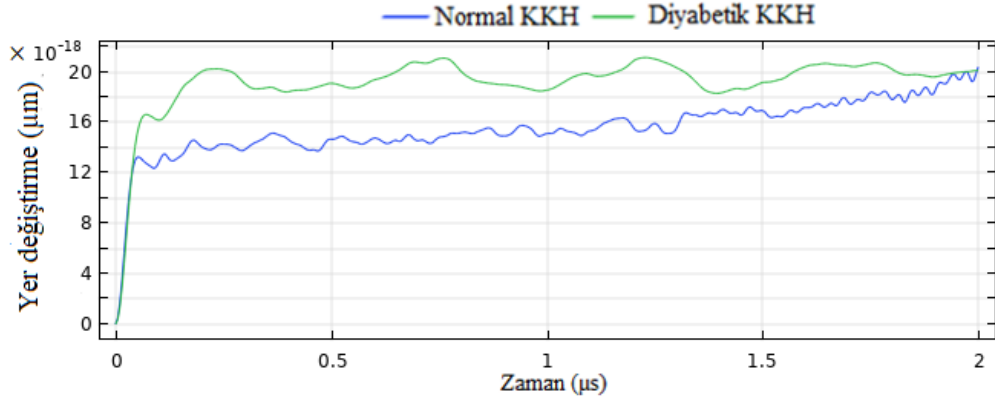
Şekil 6.44 Mikrokanal içindeki normal KKH'nin mavi grafik hızı ve yeşil grafik, mikrokanal içindeki diyabetik hız

Şekil 6.44, iki durumda yeşil grafikte diyabetik KKH ve mavi grafikte normal KKH'de mikrokanal içindeki KKH hızını göstermektedir. (0 – 0,5) sn arasındaki sürede hızlar diyabetik için yaklaşık 8×10^{-4} m/sn ve normal KKH için 6×10^{-4} kaydedilir. 1 sn'de normal için yaklaşık 0,0001 m/sn ve 0,8 s'de kaydedilen hız diyabetik KKH için yaklaşık 0,0002 m/sn kaydedilir. KKH hızları, mikroakışkan kanalın daire alanından çıktıktan sonra diyabetik için $6,5 \times 10^{-4}$ m/sn'ye ve normal için 5×10^{-4} m/sn'ye ulaşana kadar artmaya başlar.



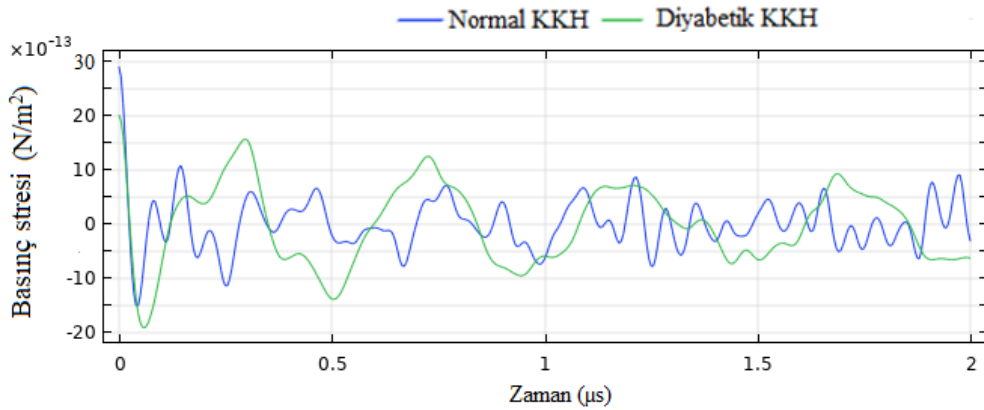
Şekil 6.45 Mavi grafikteki mikrokanal içindeki normal KKH'nin toplam kuvvet y bileşeni ve kırmızı grafik, mikrokanal içindeki diyabetik toplam kuvveti

Şekil 6.45, mikrokanal içindeki diyabetik ve normal KKH üzerinde etkili olan toplam kuvvetin y-bileşenini temsil etmektedir, kırmızı grafikte, 20×10^{-13} N genliğine sahip diyabetik KKH için yanıtı temsil etmektedir. Zaman aralığının başlangıcı ve mavi grafikte, zaman aralığının başlangıcında 15×10^{-13} N genlikli normal KKH için yanıtı temsil eder.



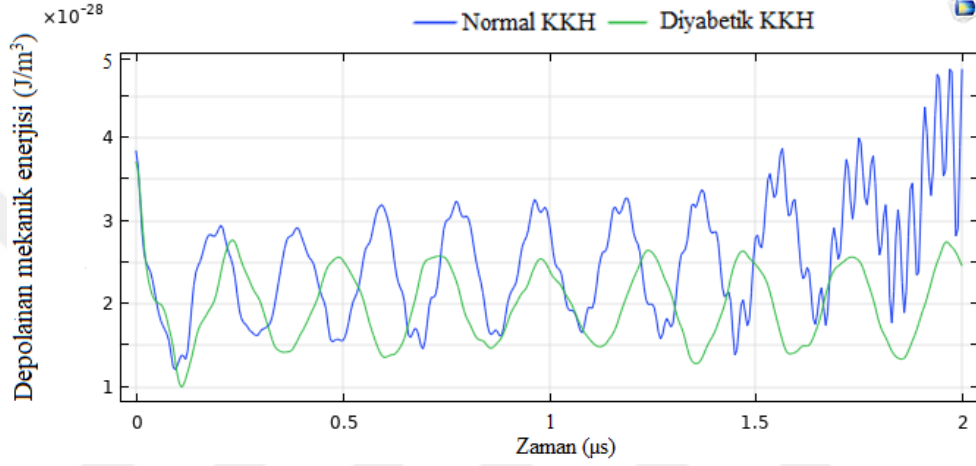
Şekil 6.46 Mavi grafikte normal KKH'nin yer değiştirmesi, yeşil grafikte diyabetik KKH'nin yer değiştirmesi

Şekil 6.46, KKH örneğinin (normal ve diyabetik) termal genişlemesinden kaynaklanan yeşil grafikteki diyabetik KKH'nin yer değiştirme yanıt davranışını ve mavi grafikteki normal KKH'yi açıklar, mavi grafik 13×10^{-18} µm da başlar daha sonra değerinde sürekli olarak arttı ve normal KKH durumu için zaman süresinin sonunda yaklaşık 8×10^{-18} µm ve 16×10^{-18} µm daha sonra değerinde sürekli olarak artmış ve diyabetik KKH vakası için yaklaşık 20×10^{-18} µm zirveye ulaşmıştır.



Şekil 6.47 Yeşil grafikte diyabetik KKH'nin basınç stresi, mavi grafikte normal KKH'nin basınç stresi

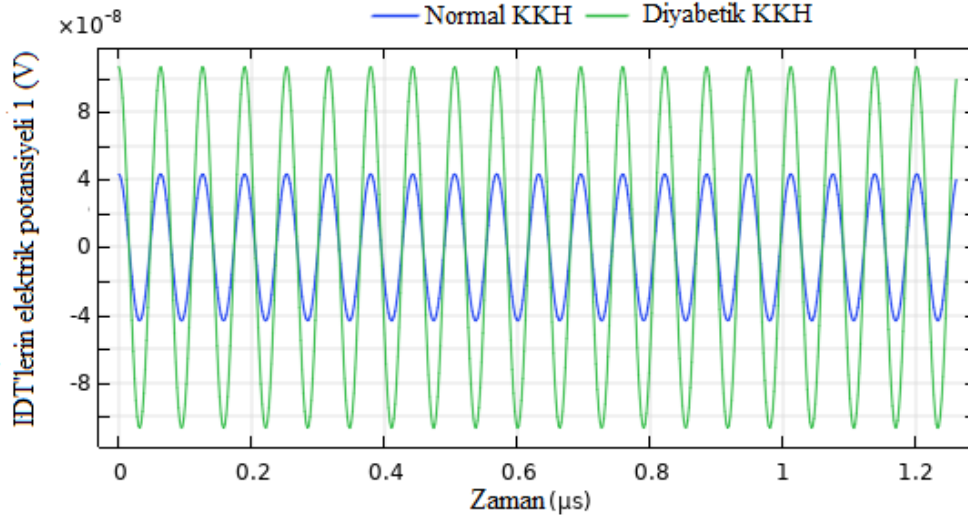
Şekil 6.47, KKH örneğinin (diyabetik ve normal) mekanik yer değiştirme tepkisine bağlı olarak yeşil grafikteki iki durumda diyabetik KKH ve mavi grafikteki normal KKH'deki mekanik stres basıncı tepkisini açıklar, yanıt $20 \times 10^{-13} \text{ N/m}^2$ daha sonra değerinde azaldı ve diyabetik KKH için kalan süre boyunca yaklaşık $15 \times 10^{-13} \text{ N/m}^2$, normal KKH için olduğu gibi $30 \times 10^{-13} \text{ N/m}^2$, daha sonra kalan süre boyunca $(5 \times 10^{-13} - 10 \times 10^{-13}) \text{ N/m}^2$ arasında değişen farklı tepe değerlerinde azalmıştır.



Şekil 6.48 Yeşil grafikte diyabetik KKH'nin depolanan mekanik enerjisi ve mavi grafikte normal KKH'nin depolanan mekanik enerjisi

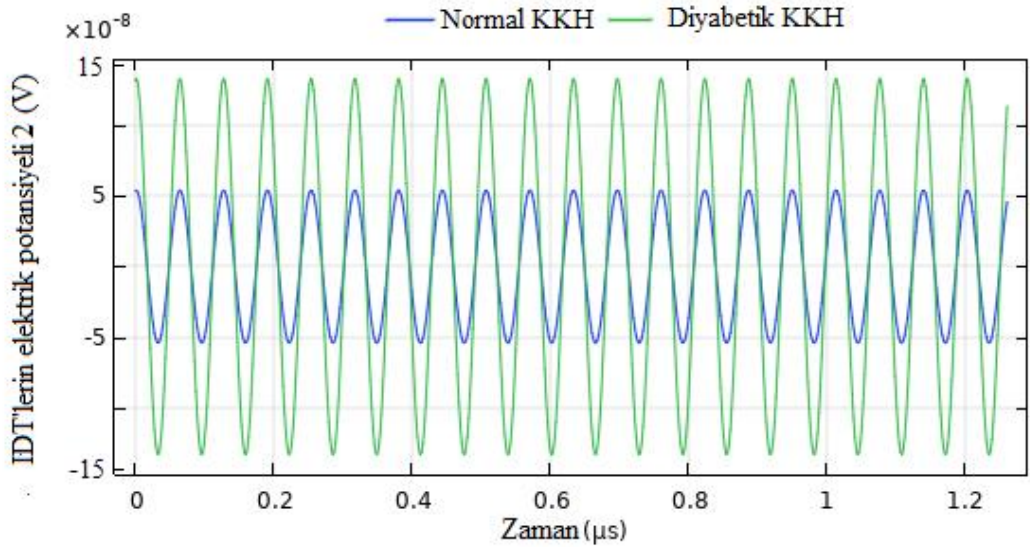
Şekil 6.48, diyabetik KKH için yeşil grafikte mekanik olarak depolanmış enerjiyi açıklamaktadır ve termal genişleme sonucunda oluşan yer değiştirme ve stres basıncı nedeniyle azalan tepki $3,7 \times 10^{-28} \text{ J/m}^3$ değerinde sürekli olarak azaldı ve geri kalan süre boyunca yaklaşık $2,5 \times 10^{-28} \text{ J/m}^3$ zirveye ulaştı. Normal KKH'nin mekanik depo enerjisi mavi grafikte gösterildiği gibi, tepki $3,7 \times 10^{-28} \text{ J/m}^3$ 'te başlar, farklı tepe değerlerinde sürekli olarak azalır ve geri kalan zaman süresi için $(3 \times 10^{-28} - 5 \times 10^{-28}) \text{ J/m}^3$ arasında değişir.

6.3.3 Elektriksel Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları



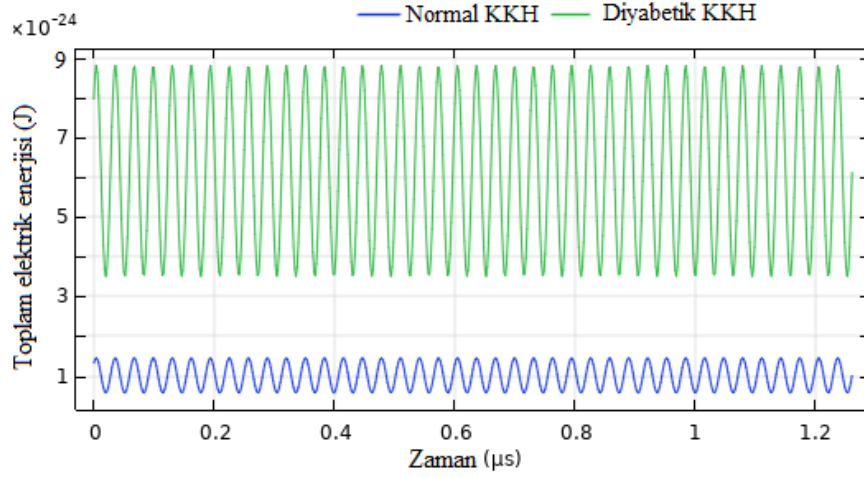
Şekil 6.49 Mavi grafikte normal KKH'deki ilk IDT'lerdeki çıkış voltajı yeşil grafikte diyabetik KKH'de çıkış voltajı

İlk IDT'lerdeki elektrik potansiyelleri, Şekil 6.49'da gösterildiği gibi, normal KKH grafiği ve diyabetik KKH yeşil grafiği için sırasıyla mavi grafik olarak çıkmıştır. İlk IDT'lerin elektrik potansiyelinin genlikleri, normal KKH için 4×10^{-8} V'ye yakın yüksek simetrik sinüzoidal yanıtla kaydedilir ve diyabetik KKH için yaklaşık 11×10^{-8} V kaydedilir.



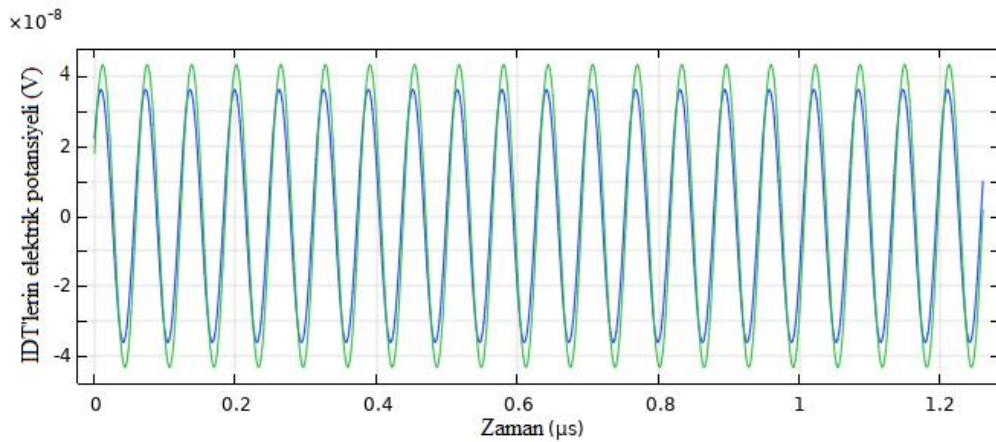
Şekil 6.50 Normal KKH mavi grafiği ve diyabetik KKH yeşil grafiğindeki ikinci IDT'lerdeki çıkış voltajı

İkinci IDT'lerdeki elektrik potansiyelleri, Şekil 6.50' de gösterildiği gibi, normal KKH grafiği ve diyabetik KKH yeşil grafiği için sırasıyla mavi grafik olarak çıkmıştır. İkinci IDT'lerin elektrik potansiyelinin genlikleri normal KKH için 5×10^{-8} V civarında yüksek simetrik sinüzoidal yanıt ile kaydedilir ve diyabetik KKH için hakkında 15×10^{-8} V kaydedilir.



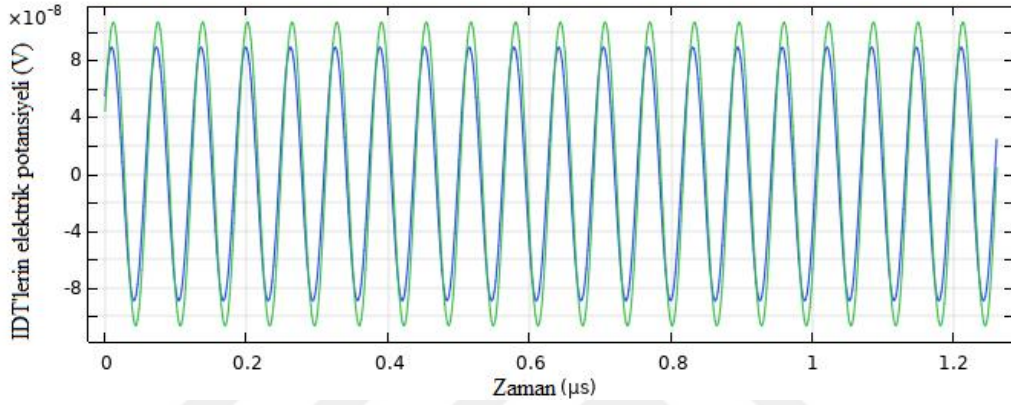
Şekil 6.51 Normal KKH durumunda mavi grafiğin toplam elektrik enerjisi ve diyabetik KKH durumunda yeşil grafiğin toplam elektrik enerjisi

Bu grafik, her iki durumda da YAD aygıtındaki her iki IDT'nin toplam elektrik enerjisini temsil eder ve diyabetik KKH için asimetrik sinüzoidal yanıtlarla birlikte yeşil grafikte Şekil 6.51'de gösterildiği gibi genlik tepe noktası 9×10^{-24} J ve yüksek pik $1,5 \times 10^{-24}$ J ile mavi grafikte normal KKH.



Şekil 6.52 Mavi grafiğin ilk IDT voltajı ve yeşil grafiğin ikinci IDT voltajı olduğu normal KKH durumunda her iki IDT'nin elektrik potansiyel voltaj çıkışları

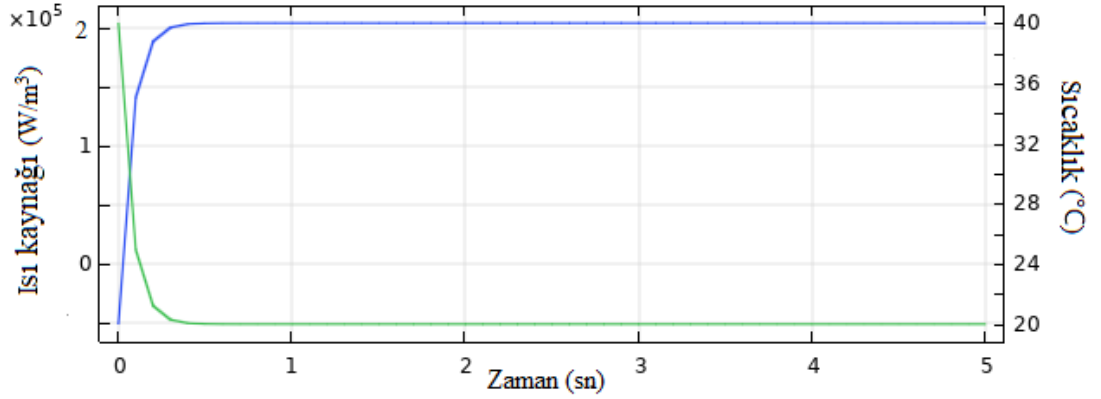
Şekil 6.52, normal KKH durumunda her iki IDT için voltaj çıkışlarının yanıtlarını açıklamaktadır. İlk IDT'lerdeki elektrik potansiyelleri mavi grafikte çıkmıştır. İlk IDT'lerin elektrik potansiyelinin genliği, 4×10^{-8} V'ye yakın yüksek simetrik sinüzoidal yanıt ile kaydedilir. Yeşil grafikte ikinci IDT'lerdeki elektrik potansiyeli çıkmıştır. İkinci IDT'lerin elektrik potansiyelinin genliği yüksek simetrik sinüzoidal yanıt ile kaydedilir yaklaşık 5×10^{-8} V 'dir.



Şekil 6.53 Mavi grafiğin ilk IDT voltajı ve yeşil grafiğin ikinci IDT voltajı olduğu diyabetik KKH durumunda her iki IDT'nin elektrik potansiyel voltaj çıkışları

Şekil 6.53, diyabetik KKH durumunda her iki IDT için voltaj çıkışlarının yanıtlarını açıklar. İlk IDT'lerdeki elektrik potansiyelleri mavi grafikte çıkmıştır. İlk IDT'lerin elektrik potansiyelinin genliği, 8×10^{-8} V yakın yüksek simetrik sinüzoidal yanıt ile kaydedilir. İkinci IDT'lerdeki elektrik potansiyeli yeşil grafikte çıkmıştır. İkinci IDT'lerin elektrik potansiyelinin genlikleri yüksek simetrik sinüzoidal yanıt ile kaydedilir yaklaşık 10×10^{-8} V.

6.3.4 Optik Özelliklerine İlişkin Analiz Sonuçları



Şekil 6.54 Mavi grafiğin iki durumda (diyabetik ve normal) KKH numunesi için sıcaklık artışını temsil ettiğini ve yeşil grafik, lazer ısı kaynağının ısı kaynağı

Şekil 6.54'te biyo-ısı transferi fiziğinden hesaplanan her iki grafiği de gösterdiği gibi, yeşil alan $2 \times 10^5 \text{ W/m}^3$ 'ten başlayan lazer ısı kaynağıyla ilgilidir. 0 sn süresinden sonra, $-0,5 \times 10^5 \text{ W/m}^3$ 'te kararlı bir değere ulaşana kadar sürekli olarak azalır. Mavi grafik, iki vakanın (diyabetik ve normal) KKH örneğinin sıcaklığı iken, ısı kaynağı aynı anda 0,8 sn azaldığında sıcaklığı $39,999^\circ\text{C}$ kararlı bir değere ulaşana kadar artmaya başlar.

7. TARTIŞMA

7.1 YAD Aygıtı

Ramakrishnan vd. (2012), COMSOL kullanarak YZ kesimli LiNbO_3 piezoelektrik kristal malzemeyi 2B modelde benzetimi yapılmıştır. Söz konusu çalışmada, IDT vericisinin kenarındaki dikey yer değiştirme genliğinin, beşinci döngüde kararlı olmaya başladığı ve maksimum düzeyde olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, dikey ve yatay yer değiştirmelerin, alıcı IDT'deki 2B YAD modelinin gecikme çizgisinin kenarlarında sonuçlandığını ortaya koymuşlardır.

Trivedi vd. (2015), 3B $36^\circ\text{-YX LiTaO}_3$ modelini simüle etmişlerdir. Bu çalışmada ise z bileşeni için, IDT alıcı çıkışındaki dikey ve yatay yer değiştirmelerden daha büyük olan yüksek genlikli bir yer değiştirmenin söz konusu olduğu gösterilmiştir.

Bizim çalışmamız çerçevesinde kullanılan benzetimde, 3B AlN ince film malzemesi, maksimum döngü genliği ile normal yönde yer değiştiren IDT girişinde fark edilir bir yer değiştirme göstermiştir. Alıcıda, YAD aygıtının z bileşeni yer değiştirmesinin IDT kısmı, YAD aygıtının salınımının başlangıcındaki yer değiştirmeye kıyasla yüksek genlikler kaydettiği görülmektedir. Bununla birlikte, yatay ve dikey yer değiştirme bileşenleri için YAD salınımının sonunda sıfır değeri kaydedilmiştir.

Lesieutre (1998), yaptığı çalışmasında, yüksek mekanik yer değiştirmenin mekanik depo enerjisi ile ilgili olduğunu açıklamıştır. Öyle ki, tıpkı bu benzetimde olduğu gibi, piezoelektrikteki toplam depo enerji yoğunluğu, mekanik (gerilim) depo enerji yoğunluğunun ve elektriksel (dielektrik) depo enerji yoğunluğunun toplamıdır. YAD salınımının sonunda kaydedilen yüksek mekanik depolanmış enerji ve yüksek toplam elektrik enerjisi ile ilgili olan YAD salınımının sonunda yüksek normal yer değiştirmenin olduğu gösterilmiştir.

Elsherbini vd. (2015), tarafından yapılan bir çalışmada, 1,5 GHz çalışma frekansı ile COMSOL'da FEM kullanılan galyum arsenit temelli galyum arsenit içeren 3B YAD aygıtı simüle edilmiştir. Ortaya çıkan çıkış voltajı, enerji kaybını telafi etmek için

faktör 20 ile yükseltilmiş ve ardından 5 döngü zaman aralığında uygulanan giriş voltajı ile karşılaştırılmıştır.

Khan vd. (2013) tarafından yapılan bir çalışmada AlN malzemeli 2B YAD aygıtı 1,44 GHz rezonans frekansı ile piezoelektrik olarak modellenmiş ve giriş IDT'sine 10 V Sinüzoidal sinyal uygulanmıştır. Bu çalışmada elde edilen sonuçları 8 V büyüklüğünde giriş elektrik potansiyeli ile 1 V büyüklüğünde çıkış elektrik potansiyeli ile karşılaştırmışlardır. Giriş ve çıkış potansiyelleri ile ilgili sonuçlar elde etmişlerdir. Bu sonuçların aynı büyüklüklere sahip olduğu görülmüştür. Ayrıca, YAD aygıt modeli için toplam elektrik enerjisi elde edilmiş ve zaman aralığının sonuna yakın salınım değerinde düşüş gözlenmiştir.

Elsherbini vd. (2016), tarafından yapılan bir başka çalışmada, terminal portunda sonlandırılan güç ile giriş ve saçılma parametrelerini elde etmek için COMSOL'da FEM kullanarak 433 MHz çalışma frekansına sahip LiNbO₃ piezoelektrik malzemenin bir port IDT'si YAD rezonatörlerinin frekans domeni analizi benzetimi gerçekleştirilmiştir.

Benzetim çalışmamız, YAD aygıtının elektriksel karakterizasyonunu belirli formüller aracılığı ile hesaplamıştır. Bu formüller şunlardır: admitans Y parametreleri, dağılım S -parametreleri, ekleme kaybı.

Y parametreleri, merkez frekansta Y_{22} devrenin çıkış admitansı ve Y_{12} ters transfer admitans için olumlu yanıtlar gösterir. S parametreleri için, hem S_{22} çıkış voltajı yansıma katsayısı hem de S_{12} ters voltaj kazancı için merkez frekansta olumsuz yanıtlar gözlenmiş, S_{11} giriş voltajı yansıma katsayısı ise merkez frekansta pozitif yanıt göstermiştir.

Achour vd. (2018) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, maksimum kazanç değeri -55 dB olan 104 MHz merkez frekansı çevresinde çalışan YAD gecikme hattının ekleme kaybı yanıtı incelenmiştir. Bizim benzetimimizde ekleme kaybı sonucu -80 dB civarında merkez frekansta daha düşük bir negatif yanıt göstermektedir.

Jamil vd. (2010) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, YAD aygıtı simüle edilmiştir ve kalite faktörü 1316 merkez frekansta yüksek yanıt elde edilmiştir. Bizim benzetimimizde, kalite faktörü yanıtı, düşük merkez frekansı ve bant genişliği nedeniyle düşük genlik yanıtına sahiptir.

7.2 Mikroakışkan Temelli YAD Aygıt

Benzetimimizde, diyabetik eritrositlerin (KKH'lerinin) BKH'lerden ve trombositlerden ayrılması, COMSOL çoklu fizikte, mikroakışkan temelli YAD aygıtı kullanarak hücre ayırma işlemini üreten aktif kuvvetlerden biri olan akustik kuvvet kullanılarak önerilen akustik basınç dalgalarını üretmektedir.

Bu dalgaların içinde bulunan kan hücrelerinin alternatif basınç düğümlerine ve ters-düğümlere sahip olduğu mikroakışkan, giriş IDT'lerinde elektriksel sinyal uyarılmalarına bağlı olarak AlN piezoelektrik ince filmin salınımından kaynaklanan, akustoforetik kuvvet tarafından kontrol edilir. Akustoforetik kuvvet, mikrokanal içerisindeki akustik hareket basıncının genlik değeri, pozitif ve negatif akustik kontrast değeri ile kontrol edilir ve bu da (yoğunluk, çap boyutu ve sıkıştırılabilirlik gibi) gibi kan hücresi özelliklerinin değerlerinden etkilenir.

Giriş ve çıkış voltajı zaman domeninde elde edilir; elektrik çıkış voltajı, 3B mikroakışkan temelli YAD aygıtı aracılığıyla yayılma sırasında orantılı akustik basınç dalgasından kaynaklı mekanik enerjisinin kaybı nedeniyle 15 V genlik değerine sahip uyarılmış giriş voltajından 0,16 V değerine düşürülmüştür. Böylece, modelimizin elektrik enerjisi de elde edilmiş ve değerleri IDT'lerin giriş ve çıkışındaki elektrik gerilimi ile aynı düşüşü göstermiştir.

Benzetimimizde AlN piezoelektrik ince film salınımının başlangıcı ve bitişi, mekanik yer değiştirme, gerilim ve depolanan mekanik enerji elde edilmiş ve yanıtları YAD aygıtındaki mikroakışkan varlığı ile birlikte olarak incelenmiş ve giriş IDT'lerinde AlN piezoelektrik salınımının başlangıcına kıyasla çıkış IDT'lerine yakın salınım sonunda yüksek yanıt genlikleri göstermişlerdir. Bu sonuçlar, IDT'lerin alıcı kısmındaki salınımın sonunda tamamen elde edilene kadar 3B model boyunca her bir salınımdaki değerler üzerine eklenmiştir.

Tüm 3B model sistem ve mikroakışkan basınç akustik dalgaları elde edilmiş ve ilgili genlik değerleri çalışmamızda kabul edilmiştir. Yüksek basınç genlikleri giriş IDT'lerinde 10 MPa ile başlayıp mikroakışkan sınır Bölümünde (8,5 – 9) MPa'ya düşene kadar, bu mikroakışkanda hangi optimal basınç sinyal değerinin uygulanabileceğini incelemek ve diyabetik eritrositlerin BKH'lerden ve trombositlerden ayrılması için yeterli akustoforetik kuvvet oluşturmak üzere varsayımlar yapılmış ve mikroakışkanta uygulanan optimal basınç genliği çalışmamızda 1 MPa olarak kaydedilmiştir.

Çalışmamızda, hem trombositlerin hem de BKH'lerin kan akışkan yoğunluğundan daha düşük yoğunluk değerlerine sahip olmaları nedeniyle basınç düğümlerine doğru gitmeleri, yüksek akustik kontrast değeri elde edilmesine ve akış yönünün değişmesine sebep olacaktır. Diyabetik KKH'ler ise sahip oldukları kan sıvısı yoğunluğundan daha yüksek yoğunluk değerleri nedeniyle düşük akustik kontrast değerine neden olabileceğinden ters-basınç düğümleri alanına yaklaşmaktadır.

Her bir kan hücresi için akustoforetik kuvvet üç yönlü bileşen olarak elde edilir; en yüksek genlik kuvveti, diyabetik eritrositler için y-bileşeninde, BKH'ler için x bileşeninde ve trombositler için y bileşeninde yüksek etkiye sahiptir. Akustoforetik kuvvete ek olarak, sürüklenme kuvveti de ayırma sürecini etkileyebilir, çünkü değeri trombositler ve BKH'ler için en yüksek pozitif yanıtlarla kaydedilen kan sıvısı akış hızı tarafından belirlenirken, KKH'ler için yanıtları negatiftir.

Sonuç olarak, diyabetik eritrositlere etki eden toplam kuvvet, BKH ve trombositler ile karşılaştırıldığında, diyabetik eritrositlere etki eden sürtünme kuvvetinin düşük genlikleri nedeniyle üç yönde düşük genliklerle kaydedilen iki kuvvetin toplamı kadardır.

Kan hücrelerinin konumları üç yönlü ekseninde incelenir, ancak y-eksenindeki konumları diğer eksenlerden önemli ölçüde farklıdır; burada trombositlerin ve BKH'lerin konumları aynı kalırken yüksek değerli akustoforetik kuvvetin etkisinden dolayı y eksenindeki diyabetik KKH'lerin konumları farklılık gösterir.

Kan hücrelerinin hızları açısından; BKH 'lere ve trombositlere etki eden akustoforetik kuvvetler, yüksek akustoforetik kuvvet etkinliği nedeniyle hızları diğer kan hücrelerinden düşük olan diyabetik KKH'ler üzerindeki kuvvetten daha düşüktür ve bu sebeple BKH ve trombositler için en yüksek hız değeri kaydedilir.

Akümülatörde trombosit ve BKH'den az 50 hücreye eşit diyabetik KKH'lerin her ikisinin toplam sayısı 90'a eşittir. Bunun sebebi, yüksek sürüklenme kuvveti yanıt genliklerine sahip BKH'ler ve trombositlerle karşılaştırıldığında diyabetik KKH'ler üzerinde etkili olan sürüklenme kuvveti genliğinin düşük olmasıdır.

Çalışmamızda, 3B mikroakışkan temelli YAD aygıtının benzetimi sırasında, giriş IDT'lerinde basınç genliği varsayımı ve mikroakışkanın belirlenememesi gibi birkaç kısıtlama meydana gelmiş ve kan hücrelerini ayırmak için yeterli optimal alana ulaşmamız uzun zaman almıştır.

İkinci konu sıvı türünün seçimidir; çalışmamızda kan sıvısı yerine kan hücrelerinin ayrışmasında önemli parametreler olan kan sıvısı sesinin ve mikroakışkan içindeki yoğunluğunun, basınç düğümlerinin ve ters basınç düğümlerinin konum ve basınç genlik değerinin belirlenebildiği su gibi temel bir sıvı tercih edilmiştir.

Üçüncü konu ise, zaman temelli parçacık izleme fiziği ile ilgili çalışmanın gerçekleştiği zaman aralığındaki zaman adımlarının göreceli toleransıdır.

Uygulamada teorik çalışmamızın kullanılması durumunda, kan hücreleri, teorik benzetimde kullanılan Denklem formülü ile kısıtlanan katı parçacıklar şeklinde değil, kan hücreleri konsantrasyon değeri olarak ifade edildiğinden dolayı mikro akışkanlardaki suyun kan sıvısı yerine sıvı baz olarak kullanılması önerilebilir.

7.3 Fotoakustik Olgu

Diyabetik ve normal KKH için sıcaklık, biyo-ısı transferi fiziğinden hesaplanır. Her ikisi de KKH'nin normal sıcaklıktan 36 °C yükselen sıcaklığının 0,8 sn'de 39.99 °C kararlılık değerine ulaşması, çünkü hücre, lazer ısı kaynağı tarafından uygulanan ısı enerjisini emerek termal genleşmeyi üretmesi açıklanmıştır mekanik basıncın

üretilemesinden sorumlu olan. Isı kaynağı tepkisi, değerinin $2 \times 10^5 \text{ W/m}^3$ 'ten düşürölmesiyle kaydedilen sıcaklık grafiğinden tersine dönerken $0,5 \times 10^5 \text{ W/m}^3$ kararlı bir değere ulaşır.

Mikrokanal içindeki diyabetik KKH ve normal KKH'nin hareketini etkileyen ve etkileyen y-bileşenindeki toplam kuvvet. Y-ekseni toplam kuvveti, normal KKH ile karşılaştırıldığında diyabetik eritrosit durumunda yüksek bir tepkiye sahiptir, çünkü diyabetik çapın normalden büyük olması, Denklem'de açıklandığı gibi toplam kuvvetle orantılı olan yüksek hacim anlamına gelen yüksek kütle anlamına gelir (Denklem (5.47)).

Tek bir diyabetik KKH hücreinin ve normal KKH'nin hızına gelince, her ikisi de hızlarının, lazer kaynağının mikroakışkanın daire alanına odaklandığı daire mikrokanaldaki merkez konumunda azaldığını göstermiştir. Bundan sonra, diyabetik KKH veya normal KKH dairesel mikrokanaldan çıktığında hızlarını tekrar arttırırlar. Diyabetik KKH, ikinci dikdörtgen mikrokanalda KKH örneklerinin her biri için farklı çap boyutları nedeniyle normal KKH durumunda gösterildiğinden daha yüksek hızda yanıt verir. Hem diyabetik hem de normal KKH'nin farklı geometrileri alanı, hem KKH'nin (normal hem de diyabetik) örgü elemanlarının dağılımını etkileyebilir.

Diyabetik ve normal KKH için farklı arsa tepkilerinin (mekanik, akustik, elektriksel) elde edilmesine neden olan farklı sayıda örgü elemanının sonucu. Diyabetik KKH ve normalin yer değıştirme, stres basıncı ve mekanik olarak depolanan enerjisi yanıtları Şekiller (6.46–6.48)'de açıklanmıştır. Yer değıştirme, her iki durumda da diyabetik KKH ve normal KKH için termal genişlemenin bir sonucu olarak üretilir. Ve her iki yer değıştirmeler de üssel tepkiler olarak artar, ancak diyabetik ve normal KKH için farklı değerlerle. Normal KKH yanıtını diyabetik KKH'den daha düşük olarak gözlemleyebiliriz.

Basıncı stresi sıfır zamanında başlayıp en yüksek tepe ile başlarken, normal KKH'ye kıyasla daha yüksek diyabetik KKH yanıtları ile asimetrik sinüzoidal yanıt olarak değerlerinde azalır. Diyabetik KKH'nin mekanik depolanan enerji sonucuna gelince, normal KKH'den daha fazla diyabetik KKH'nin mekanik enerjisini depolayan normal

KKH'ye kıyasla, diyabetik KKH vakasındaki yüksek yer değiştirme ve basınç stres yanıtlarının etkisi nedeniyle normal KKH'ye göre daha az yanıt verir.

Diyabetik KKH ve normal KKH'deki akustik basınç yayılımı, farklı materyallerde yayılan FA sinyalinin üretimini temsil eder. KKH'de (diyabetik ve normal) en yüksek sinüzoidal yanıtlarla kaydedilir, ardından su, PDMS mikroakışkan ve AlN piezoelektrik temelli YAD cihazında azalma. Mekanik enerji kaybı nedeniyle, FA sinyal enerjisi, yayılma işlemi sırasında farklı malzeme sınırları boyunca zayıflar.

KKH, su, PDMS ve AlN-YAD aygıtı gibi malzemelerdeki yayılma FA sinyal yanıtlarının, normal KKH'ye kıyasla diyabetik KKH durumunda daha yüksek bir sonuç yanıtı olduğu gösterilmiştir.

Mikrokanaldaki KKH örneğinin pozisyonunun mantığına dönen diyabetik ve normal KKH'deki her iki vakanın hem ilk IDT çıkışı hem de ikinci IDT çıkışı için elektrik potansiyellerinin farklı tepkileri tam olarak daire mikrokanalının merkez konumunda değildir. Bu, basıncın (FA sinyali) mikroakışkan temelli YAD cihazı aracılığıyla asimetrik bir şekilde yayılmasına neden olur. Sonuç olarak, birinci ve ikinci IDT'ler arasındaki gecikme yanıtı.

Toplam elektrik enerjileri her iki çıkış IDT'si için kaydedilir. Yanıtlarını, normal KKH durumunda IDT'lerin çıkışlarında kaydedilen düşük elektrik potansiyelleri nedeniyle, diyabetik KKH ile karşılaştırıldığında, normal KKH'de elektrik enerjisinin tepe noktası tepkilerini daha düşük genlikli hem diyabetik hem de normal KKH'de gösteriyoruz.

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

YAD aygıtı COMSOL çoklu fizik kullanılarak, merkez frekansı 15,8 MHz'e eşit olan mekanik ve elektriksel karakterizasyonların teorik performansını araştırmak ve bunları deneysel karakterizasyonlarla karşılaştırmak için simüle edilmiştir. Böylece AlN temelli YAD aygıtı gelecekte biyomedikal uygulamalarda tanı için kullanılabileceği öngörülmektedir.

Benzetimimiz, COMSOL platformunda 3B mikroakışkan temelli YAD aygıt modeli yardımıyla BKH ve trombositlerden diyabetik eritrositlerin akustoforez ayırma prensibini uygulayarak diyabetesli bireylerin teşhisinde yararlanılan sensör yapımında kullanılabilecek olası sonuçları elde eden teorik bir çalışmadır.

FA olgusu benzetimimizde her diyabetik ve normal KKH'ler lazer ısı kaynağı ile mikroakışkan temelli YAD aygıtı kullanarak ayrı ayrı modellenmesi yapılarak uygulanmıştır. Gelecekte gerçek zamanlı biyomedikal uygulamalarda kullanılacak deneysel sonuçlarla karşılaştırılabilecek umut verici sonuçlar ortaya koyacağı tahmin edilmektedir.

KAYNAKLAR

- Ai, Y., Sanders, C. K., & Marrone, B. L. (2013). Separation of Escherichia coli bacteria from peripheral blood mononuclear cells using standing surface acoustic waves. *Analytical chemistry*, 85(19), 9126-9134.
- Al Ahmad, M., & Plana, R. (2009). Piezoelectric coefficients of thin film aluminum nitride characterizations using capacitance measurements. *IEEE microwave and wireless components letters*, 19(3), 140-142.
- Asaduzzaman, A., Samadarsinee, S., & Chidella, K. K. (2016). Simulating multisensor noninvasive blood glucose monitoring systems. *SoutheastCon 2016, IEEE*, 1-7, Norfolk.
- Achour, B., Aloui, N., Fourati, N., Zerrouki, C. and Yaakoubi, N. (2018). December. Modelling and simulation of SAW delay line sensors with COMSOL Multiphysics. *MOL2NET 2018, International Conference on Multidisciplinary Sciences, 4th edition*. (1-5), Paris, France.
- Ashour, M. M., Sharaf, A., & Serry, M. (2013). Wireless Passive Surface Acoustic Wave Based MEMS Glucose Sensor for Real Time Measurement. *IEEE Engineering Medical and Biomedical Society*, 1-5, Cairo.
- Barani, A., Paktinat, H., Janmaleki, M., Mohammadi, A., Mosaddegh, P., Fadaei-Tehrani, A., & Sanati-Nezhad, A. (2016). Microfluidic integrated acoustic waving for manipulation of cells and molecules. *Biosensors and Bioelectronics*, 85, 714-725.
- Banupriya, R., Venkatesan, T., Pandiyarajan, G., & Pandya, H. M. (2014). SAW devices—a comprehensive review. *Journal of Environmental Nanotechnology*, 3(3), 106-115.
- Bawiskar, S., & Manza, R. (2013). Detecting Pressure from Aqueous-Blood Medium Using Simulated Tool. *Journal of Engineering Research and Applications*, 3(6), 1395-1397.
- Bin Yunos, M. F. A., Nordin, A. N., & Khan, S. (2018). Simulation of RF Patch Antenna Sensor for Biological Applications. *7th International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCE), IEEE*, 317-320, Kuala Lumpur.
- Brookes, J., Bufacchi, R., Kondoh, J., Duffy, D. M., & McKendry, R. A. (2016). Determining biosensing modes in SH-SAW device using 3D finite element analysis. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 234, 412-419.

- Buchwald, P. (2009). FEM-based oxygen consumption and cell viability models for avascular pancreatic islets. *Theoretical Biology and Medical Modelling*, 6(1), 1-13.
- Buckingham, B., Block, J., & Wilson, D. M. (2005). Continuous glucose monitoring. *Current Opinion in Endocrinology, Diabetes and Obesity*, 12(4), 273-279.
- Buys, A. V., Van Rooy, M. J., Soma, P., Van Papendorp, D., Lipinski, B., & Pretorius, E. (2013). Changes in red blood cell membrane structure in type 2 diabetes: a scanning electron and atomic force microscopy study. *Cardiovascular diabetology*, 12(1), 1-8.
- Cafarelli, A., Verbeni, A., Poliziani, A., Dario, P., Menciassi, A., & Ricotti, L. (2017). Tuning acoustic and mechanical properties of materials for ultrasound phantoms and smart substrates for cell cultures. *Acta biomaterialia*, 49, 368-378.
- Collins, A. T., Lightowers, E. C., & Dean, P. J. (1967). Lattice vibration spectra of aluminum nitride. *Physical Review*, 158(3), 833-838.
- Devkota, J., Ohodnicki, P. R., & Greve, D. W. (2017). SAW sensors for chemical vapors and gases. *Sensors*, 17(4), 1-28.
- Du Plessis, H. G., & Perold, W. J. (2013). Simulation of ZnO Enhanced SAW Gas Sensor. *Proceedings of the Comsol Conference in Rotterdam*, 1-4, Rotterdam.
- Elsherbini, M. M., Elkordy, M. F., & Gomaa, A. M. (2015). A Transient Study for SAW Propagation upon GaAs Substrate. *International Journal of Materials Chemistry and Physics*, 1(2), 182-188.
- Elsherbini, M. M., Elkordy, M. F., & Gomaa, A. M. (2016). Finite element method simulation for SAW resonator-based sensors. *The Institute of Electrical Engineers of Japan*, 7, 2167-2172.
- Erfanzadeh, M., & Zhu, Q. (2019). Photoacoustic imaging with low-cost sources; A review. *Photoacoustics*, 14, 1-11.
- Fotiadis, D. I., & Massalas, C. (2004). Advances in Scattering and Biomedical Engineering. *Proceedings of the Sixth International Workshop*, 1-205, Tsepelovo, Greece.
- Gerlich, D., Dole, S. L., & Slack, G. A. (1986). Elastic properties of aluminum nitride. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, 47(5), 437-441.

- Glynne-Jones, P., Boltryk, R. J., & Hill, M. (2012). Acoustofluidics 9: Modelling and applications of planar resonant devices for acoustic particle manipulation. *Lab on a Chip*, 12(8), 1417-1426.
- Grenvall, C. (2014). Acoustic Forces in Cytometry and Biomedical Applications: Multidimensional Acoustophoresis. Doctoral Dissertation, *Lund University Department of Biomedical Engineering*. Sweden.
- Hillson, R. (2015). Diabetes and the blood–red cells. *Practical Diabetes*, 32(4), 124-126.
- Hua, F., Sun, Y., Gaur, A., Meitl, M. A., Bilhaut, L., Rotkina, L., Wang, J., Geil, P., Shim, M., Rogers, J.A. and Shim, A. (2004). Polymer imprint lithography with molecular-scale resolution. *Nano letters*, 4(12), 2467-2471.
- Hysi, E., Saha, R. K., & Kolios, M. C. (2012). On the use of photoacoustic to detect red blood cell aggregation. *Biomedical Optics Express*, 3(9), 2326-2338.
- Iroh, J.O. (1999). Poly(epsilon-caprolactone). J.E. Mark (Ed.), *Polymer data handbook* (361–362). USA: Oxford Press.
- Jamil, N., Nordin, A. N., Voiculescu, I., & Mel, M. (2010). Simulations of surface and bulk acoustic wave MEMS biosensors. *Symposium on Design Test Integration and Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP), IEEE*, 129-133, New York.
- Johnston, I. D., McCluskey, D. K., Tan, C. K. L., & Tracey, M. C. (2014). Mechanical characterization of bulk Sylgard 184 for microfluidics and microengineering. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 24(3), 1-8.
- Johnson, S. & Shanmuganantham, T. (2014). Design and analysis of SAW based MEMS gas sensor for the detection of volatile organic gases. *Carbon*, 119(5), 1-5.
- Khan, S., Arya, S., & Lehana, P. (2013). Modeling and design of AlN based SAW device and effect of reflected bulk acoustic wave generated in the device. *Journal of Nano- and Electronic Physics*, 5(2), 1-4.
- Kim, Y., Kim, K., & Park, Y. (2012). Measurement techniques for red blood cell deformability: recent advances. *Blood Cell—An Overview of Studies in Hematology*, 10, 167-194.
- Kirtskhalia, V. (2016). Correct Definition of Sound Speed and Its Consequences in the Tasks of Hydrodynamics. *Journal of Fluids*, 2016, 1-9.

- Kishor, R., Gao, F., Sreejith, S., Feng, X., Seah, Y.P., Wang, Z., Stuparu, M.C., Lim, T.T., Chen, X. & Zheng, Y. (2016). Photoacoustic induced surface acoustic wave sensor for concurrent opto-mechanical microfluidic sensing of dyes and plasmonic nanoparticles. *RSC advances*, 6(55), 50238-50244.
- Kishor, R., Yuanjin, Z., Wang, Z., & Lim, T. T. (2016). FEM modelling of a SAW microfluidic sensor based on the photoacoustic effect. *IEEE International Ultrasonic Symposium (IUS)*, 1-4, France.
- Lal, B.S. (2016). Diabetes: Causes, Symptoms and Treatments. Serials Publications 1 st. (Eds.), *Public Health Environment and Social Issues in India* (pp. 55-67).
- Leboulanger, B., Guy, R. H., & Delgado-Charro, M. B. (2004). Reverse iontophoresis for non-invasive transdermal monitoring. *Physiological measurement*, 25(3), 35-50.
- Leeladurga, V., Teja, U. C., Sultana, S. A., Sudeep, K., Anusha, V. S. S., Han, T., ... & Das, D. B. (2016). Application of microneedle arrays for enhancement of transdermal permeation of insulin: in vitro experiments, scaling analyses and numerical simulations. *AAPS PharmSciTech*, 17(4), 915-922.
- Lesieutre, G. A. (1998). Vibration damping and control using shunted piezoelectric materials. *Shock and Vibration Digest*, 30(3), 187-195.
- Maduna, L., & Patnaik, A. (2017). Textiles in air filtration. *Textile Progress*, 49(4), 173-247.
- Mäkinen, J., Canle, D. V., Blomqvist, R., Salmi, A., & Haeggström, E. (2018). Simulation of Laser-excited Surface Acoustic Waves Traveling on A Hemispherical Steel Shell. *Excerpt from the Proceedings of the 2018 COMSOL Conference*, 1-5, Lausanne.
- Mancilla, R. B., Romero, C. T., Velazco, M. I. G., Wolf, D., Hernández, A. V., & Salas, L. L. (2018). 3D Multilayer Foot Model based on CT Medical Imaging Processing for the Study of the Diabetic Foot Complication. *15th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE), IEEE*, 1-6, Mexico City.
- Moreno, T., Ragan, G. L., & Pierce, J. R. (1948). Microwave Transmission Design Data and Microwave Transmission Circuits. *Physics Today*, 1(5), 1- 35.
- Morshidi, W. H. W., Zaharudin, Z., Khan, S., Nordin, A. N., Shaikh, F. A., Adam, I., & Kader, K. A. (2018). Inter-digital sensor for non-invasive blood glucose monitoring. *International Conference on Innovative Research and Development (ICIRD), IEEE*, 1-6, Bangkok, Thailand.

- Pati R.K., Ali, S.K.M., Mohapatra, S. & Panigrahi, M. (2013). Surface Acoustics Wave Sensor by Using Piezoelectric Devices, *Proceedings of the COMSOL Conference Bangalore*, 1-30, Odisha, India
- Persad, J., Rocke, S., Abdool, A., & Ringis, D. (2015). Skin Variations Impact on Non-Invasive Measurement of Blood Glucose with Interdigital Electrodes. *Proceedings of the 2015 COMSOL Conference*, 1-6, Grenoble.
- Piruska, A., Nikcevic, I., Lee, S. H., Ahn, C., Heineman, W. R., Limbach, P. A., & Seliskar, C. J. (2005). The autofluorescence of plastic materials and chips measured under laser irradiation. *Lab on a Chip*, 5(12), 1348-1354.
- Presgrave, A. V., Guedes, R. O. C., & Scofano Neto, F., (2009). Integral transform solution to the endometrial ablation problem. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 31(2), 117-124.
- Ralib, A. A. M., & Ab Rahim, R. (2018). Performance Analysis of SAW Gas Sensor Based on ST-Cut Quartz for Breath Analysis. *IEEE International Conference on Semiconductor Electronics (ICSE)*, 97-100, Malaysia.
- Rama Krishnan, N., Nemade, H. B., & Paily, R. (2006). Simulation of one-port SAW resonator using COMSOL multiphysics. *Proceedings of the COMSOL Users Conference*, 1-5, Bangalore.
- Ramakrishnan, N., Namdeo, A. K., Nemade, H. B., & Palathinkal, R. P. (2012). Simplified model for FEM simulation of SAW Delay Line Sensor. *Procedia Engineering*, 41, 1022-1027.
- Ramli, N. A., & Nordin, A. N. (2011). Design and modeling of MEMS SAW resonator on Lithium Niobate. *4th International Conference on Mechatronics (ICOM)*, 1-4, Malaysia
- Ramo, S., Whinnery, J. R., & Van Duzer, T. (1994). *Fields and waves in communication electronics*. John Wiley & Sons.
- Rayleigh, L. (1885). On waves propagated along the plane surface of an elastic solid. *Proceedings of the London mathematical Society*, 1, 4–10.
- Rayleigh, L. (1902). On the pressure of vibrations. *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, 3(15), 338-346.
- Renard, E. (2005). Monitoring glycemic control: the importance of self-monitoring of blood glucose. *The American Journal of Medicine*, 118(9), 12-19.

- Rosencwaig, A. (1980). Photoacoustic and photoacoustic spectroscopy. John Wiley & Sons. *Chemical Analysis: A Series of Monographs on Analytical Chemistry and Its Applications*, Vol. 57. New York.
- Russer, P. (2003). *Electromagnetics, microwave circuit and antenna design for communications engineering*. Artech House.
- Sabani, Z., Ralib, A. A. M., Karim, J., Saidin, N. B., & Razali, N. F. B. M. (2019). Design and simulation of Film Bulk Acoustic Wave Resonator (FBAR) Gas Sensor Based on ZnO Thin Film. *2019 IEEE Regional Symposium on Micro and Nanoelectronics (RSM)*, 34-37, Malaysia
- Sadeghi, M., Ghayour, R., Abiri, H., & Karimi, M. (2009). Design and Simulation of a SAW Filter and a New Approach for Bandwidth's Tuning. *IEEE 8th International Conference on ASIC*, 642-645, China.
- Sackmann, E. K., Fulton, A. L., & Beebe, D. J. (2014). The present and future role of microfluidics in biomedical research. *Nature*, 507(7491), 181-189.
- Samant, P., Chen, J., & Xiang, L., (2016). Characterization of the temperature rise in a single cell during photoacoustic tomography at the nanoscale. *Journal of Biomedical Optics*, 21(7), 1-8.
- Samyuktha, N., Maneesha, P., Sreelakshmi, B. R., Pattnaik, P. K., & Narayan, K. (2015, November). Application of MEMS based capacitive sensor for continuous monitoring of glucose. *TENCON 2015-2015 IEEE Region 10 Conference*, 1-4, Macao.
- Sateesh, J. (2015). Design of MEMS bio sensor for Glucose Measurement. *Journal of MEMS and Mechanics*, 5, 83-89.
- Schmitz, A. (1997). Microalbuminuria, Blood Pressure, Metabolic Control, and Renal Involvement: Longitudinal Studies in White Non–Insulin-Dependent Diabetic Patients. *American journal of hypertension*, 10(6), 1-9.
- Shameem, S., Krishna, D. V., Kumar, K. S., & Avinash, K. (2018). Design of MEMS Sensor for The Detection of Diabetes. *International Conference on Inventive Computation Technologies (ICICT)*, 413-416, India.
- Shamloo, A., & Parast, F. Y. (2019). Simulation of blood particle separation in a trapezoidal microfluidic device by acoustic force. *IEEE Transactions on Electron Devices*, 66(3), 1495-1503.

- Soliman, A. M., Eldosoky, M. A., & Taha, T. E. (2017). The separation of blood components using standing surface acoustic waves (SSAWs) microfluidic devices: analysis and simulation. *Bioengineering*, 4(2), 1-16.
- Strohm, E. M., Hysi, E., & Kolios, M. C. (2012). Photoacoustic measurements of single red blood cells. *IEEE International Ultrasonics Symposium*, 1406-1409, Germany.
- Torres, I. A., Leija, L., Vera, A., & Ramos, A. (2019). Determination of the Thickness of Biological Tissue through a Multilayer Model of Acoustic Pressure. *Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*, 1-5, Argentina.
- Tripathy, H. P., Pattanaik, P., Kamilla, S. K., & Tripathy, R. K. (2017). A simulation approach to study the effect of ultrasonic MEMS based receiver for blood glucose sensing applications. *IEEE sensors letters*, 1(5), 1-4.
- Trivedi, S., & Nemade, H. B. (2015). Finite element simulation of Love Wave based SAW delay line using COMSOL multiphysics. *The proceedings of the COMSOL conference in Pune*, 1-6, India.
- Tomaiuolo, G., (2014). Biomechanical properties of red blood cells in health and disease towards microfluidics. *Biomicrofluidics*, 8(5), 1-19.
- Turgeon, M. L., (2005). *Clinical hematology: Theory and procedures*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Umeno, A., Fukui, T., Hashimoto, Y., Kataoka, M., Hagihara, Y., Nagai, H., Hidenori N., Masanori H., Mototada S., Kohzoh Y. & Yoshida, Y. (2018). Early diagnosis of type 2 diabetes based on multiple biomarkers and non-invasive indices. *Journal of clinical biochemistry and nutrition*, 17-81.
- URL-1 Researchers combine modified insulin red blood cells regulate blood sugar diabetic mice 2017, <https://www.drugdeliverybusiness.com>, Erişim tarihi; 7/10/2020.
- URL-2 Bridging the gap in glucose monitoring 2015, <https://www.thepathologist.com>, Erişim tarihi; 12/11/2020.
- URL-3 World Health Organization. Diabetes 2019, <https://www.who.int/newsroom/fact-sheets/detail/diabetes>, Erişim tarihi; 18/9/2020.
- White, R.M. & Voltmer, F. W. (1965). Direct piezoelectric coupling to surface elastic waves. *Applied Physics Letters*, 7, 314-316.

- Xia, Y., & Whitesides, G. M. (1998). Angew. Soft Lithography. *Angewandte Chemie International Edition in English*, 37(5), 550-575.
- Xing, Y., Urasinska-Wojcik, B., & Gardner, J. W. (2018, May). Plasmonic enhanced CMOS non-dispersive infrared gas sensor for acetone and ammonia detection. *IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, 1-5, Texas.
- Whitesides, G.W. (2006). The origins and the future of microfluidics. *Nature*, 442(7101), 368-373.
- Yadav, J., Rani, A., Singh, V., & Murari, B. M. (2015). Prospects and limit of non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy. *Biomedical Signal Processing and Control*, 18, 214-227.
- Yin, Y., Li, C., & Song, G. (2019). An application of pulsed infrared thermal imaging in the diagnosis of diabetic microangiopathy. *Thermal Science*, 23(3), 1473-1478.
- Zakaria, M. R., Shamsuddin, M. A. F., Hashim, U., Adam, T., & Al-Mufti, A. W. (2014). Design and Fabrication of IDT Surface Acoustic Wave Device For Biosensor Application. *5th International Conference on Intelligent Systems, Modelling and Simulation*, 760-764, Malaysia.
- Zazerin, A., Ulianova, V., Bogdan, O., & Orlov, A. (2016). Sensitivity evaluation of the nanostructure-enhanced BAW mass sensor. *3rd International Conference on Nanotechnologies and Biomedical Engineering*, 345-348, Singapore.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Hajer Al-JEBURY
Doğum Yeri ve Yılı : Bağdat, 1994
Medeni Hali : Bekar
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : yorrhhe@gmail.com



Eğitim Durumu

Lise : Al Aqeeda Lisesi, Bağdat, Irak
Lisans : Al-Nahrain Üniversitesi, 2016

Mesleki Deneyim

İş Yeri : Irak'taki Al-Hadi Üniversitesinde Elektrik Asistanı (2017-2018)

Yayın Listesi:

Al-Jebury, H. & Altural Özkan, H. (2020). Three dimensional modelling transient analysis of surface acoustic wave delay line device using COMSOL Multiphysics. *9th International Conference on Advanced Technologies*,1-12, Istanbul, Turkey

Al-Jebury, H. & Altural Özkan, H. (2020). Separation of diabetic red blood cells in microfluidic based surface acoustic wave device using COMSOL Multiphysics. (Hazırlanıyor)