

**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MİKRO ELEKTROMEKANİK SİSTEM İLE ORTA KULAK KEMİKÇİKLERİNİN
HAREKETİNİN ALGILANMASI**

MURAT SERTTAŞ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
HABERLEŞME PROGRAMI**

**DANIŞMAN
DR. ÖĞR. ÜYESİ SERKAN KURT**

İSTANBUL, 2018

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MİKRO ELEKTROMEKANİK SİSTEM İLE ORTA KULAK KEMİKÇİKLERİNİN
HAREKETİNİN ALGILANMASI**

Murat SERTTAŞ tarafından hazırlanan tez çalışması 28.06.2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Serkan KURT
Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Serkan KURT
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Osman Nuri UÇAN
Altınbaş Üniversitesi

Doç. Dr. Hacı İLHAN
Yıldız Teknik Üniversitesi



Bu tez çalışması Tübitak 1507 projesi desteği kapsamında proje sahibi GENMEL
Biyomedikal Arge San. Tic.Ltd.Şti. tarafından desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Yeni kesilmiş koyun kafası üzerinde cerrahi işlem gerçekleştiren ve çalışmamızda da bize destek olan KBB Uzm. Dr. Raşit CEVİZCİ' ye çok teşekkür ederim.

Haziran, 2018

Murat SERTTAŞ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ.....	vii
KISALTMA LİSTESİ.....	viii
ŞEKİL LİSTESİ.....	ix
ÇİZELGE LİSTESİ	x
ÖZET	xi
ABSTRACT.....	xiii
BÖLÜM 1	
GİRİŞ.....	1
1.1 Literatür Özeti	1
1.2 Tezin Amacı	2
1.3 Hipotez	4
BÖLÜM 2	
İŞİTME FİZYOLOJİSİ.....	5
2.1 Dış Kulak Fizyolojisi	7
2.2 Orta Kulak Fizyolojisi	7
2.3 İç Kulak Fizyolojisi	9
2.3.1 Korti Organı ve Sesin Sinyallere Dönüştürülmesi	10
BÖLÜM 3	
MEMS.....	13
3.1 MEMS Türleri	16
3.2 Çalışma Prensibi	16
3.2.1 Diferensiyel Kapasitif Transdüserler	18
3.2.2 Dielektrik Sabitinin Değişim Prensibine Göre Çalışan Kapasitif Transdüserler	19

3.3	Avantajları	20	
3.4	Dezavantajları	21	
3.5	Spesifik MEMS Örnekleri	22	
BÖLÜM 4			
İNSAN KULAĞININ MATEMATİKSEL MODELİ VE MEMS'İN YÜKLEME ETKİSİ..... 27			
4.1	Simülasyon Ortamının Gerçeklenmesi.....	30	
4.2	Yükleme Etkisinin Simülasyonlarla İncelenmesi	33	
BÖLÜM 5			
UYGULAMADA KULLANILAN BİLEŞENLER			34
BÖLÜM 6			
SONUÇ VE ÖNERİLER			38
KAYNAKLAR.....			39

SİMGE LİSTESİ

A	Kondansatörün plaka yüzey alanı
C	Kondansatör simgesi
d	Kondansatör plakaları arası uzaklık
E	Enerji
ϵ	Ortamın dielektrik sabiti
ϵ_r	Bağıl dielektrik sabiti
ϵ_0	Boşluğun dielektrik sabiti

KISALTMA LİSTESİ

FMT	Floating Mass Transducer
MEMS	Micro Electro-Mechanical Systems
STFT	Short-Time Fourier Transform

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2. 1 Kulak yapısı.....	6
Şekil 2. 2 Orta kulak kemikçikleri	8
Şekil 2. 3 Koklea sıvı hareketi ve frekans dağılımı	10
Şekil 2. 4 <i>Korti organının çalışma mekanizması</i>	11
Şekil 2. 5 Tüy hücrelerinin tepe kısımlarında bulunan stereosilyaların elektron mikroskopundaki görünüşleri	12
Şekil 3. 1 MNX tarafından üretilmiş MEMS tabanlı bir mikro-aktüatör	15
Şekil 3. 2 MNX tarafından üretilen bir yüzey mikromastalı rezonatör.	15
Şekil 3. 3 Kapasitörün genel gösterimi	16
Şekil 3. 4 Çeşitli kapasitif transdüser tasarım prensipleri	17
Şekil 3. 5 Diferansiyel kapasitif transdüser	18
Şekil 3. 6 Dielektrik sabiti değişen kapasitif transdüserler.....	20
Şekil 3. 7 Paralel plakalar arasındaki elektrik alan çizgileri ve sınır etkileri.....	21
Şekil 3. 8 MEMS accelometer çalışma mantığı	22
Şekil 3. 9 MEMS jiroskop kuvvet gösterimleri.....	23
Şekil 3. 10 MEMS jiroskop çalışma mantığı.....	24
Şekil 3. 11 MEMS magnetometer çalışma mantığı (Hall etkisiyle).....	25
Şekil 3. 12 MEMS magnetometer çalışma mantığı (magneto-rezistif etkisiyle	25
Şekil 4. 1 Feng ve Gan tarafından önerilen kulak modeli.....	27
Şekil 4. 2 Matlab / Simulink ortamında gerçekleştirilmiş model	31
Şekil 4. 3 Kulak modeli çalıştırılarak elde edilen örnek simülasyon sonuçları	32
Şekil 4. 4 Farklı incus kütlelerine (M_4) göre işitme transfer fonksiyonunun genlik yanıtı (üst panel) ve faz yanıtı (alt panel).....	33
Şekil 5. 1 Koyun kafasının kulak bölümünün mikroskop altında incelenmesi	34
Şekil 5. 2 MEMS'in yerleştirileceği yer	35
Şekil 5. 3 Incus kemikçığının bulunduğu bölge.....	35
Şekil 5. 4 MEMS, mikrodenetleyici ve ses düzeneği.....	36
Şekil 5. 5 Arduino'ya MEMS tarafından gönderilen dijital veriler.....	37

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 4. 1	Kulak modelindeki parametre değerlerinin listesi	30
--------------	--	----



**MİKRO ELEKTROMEKANİK SİSTEM İLE ORTA KULAK KEMİKÇİKLERİNİN
HAREKETİNİN ALGILANMASI**

Murat SERTTAŞ

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Serkan KURT

Tipik bir koklear implant tasarımında, implantın ses tespiti (bir mikrofon) ve aktarma ünitesi kulak arkasına yerleştirilir. Bu ünite, ses sinyallerini, kokleadaki sinir uçlarını harekete geçiren amplifikatörler ve elektrotlardan oluşan elektronik sisteme iletir. Bu tasarımın birtakım dezavantajları vardır, ilk olarak şahıs mikrofon ünitesi ile rahatça banyo yapamaz veya yüzemez, ve ikincisi görülebilen harici bir birime sahip olmak kozmetik açıdan rahatsız edici bir duygudur.

Bu çalışmada koklear sinirleri (implant sistemi aracılığıyla) doğrudan kemikçiklerin titreşimlerinden süreceak akustik sinyalin elde edilmesi fikrini araştırıyoruz. İmplant kullanımının önerildiği vakaların çoğunda, koklear sinirler genetik nedenler, travmalar, enfeksiyonlar (örn. Orta kulak iltihabı), aşırı sese, tümörlere vb. maruz kalmaktan dolayı zarar görmektedir, ancak işitme sisteminin ses duyuusal kısmı, kulak zarı ve 3 kemikçikten oluşan, hala çalışmaktadır.

Özgün fikrim, kemikçikler, yani malleus, incus ve stapes titreşimlerini tespit etmek veya algılamak için bir mikro-elektro-mekanik sistem (MEMS) tipi küçük ve hafif ivmeölçer yerleştirmek veya takmaktır. Hızlı bir analiz ya da ilk düşünce, incusun fiziksel olarak daha uzun uzantısının böyle bir sensörü takmanın en uygun ve / veya uygun yeri olduğu ortaya çıkar. İnsan, özellikle insani bir sistemse, fiziksel olarak çalışmanın veya böyle küçük ve hassas bir sistemle deney yapma zorluğunu hayal edebilir. Bu nedenle, fikrimizin fizibilitesini test etmek amacıyla, önce insan kulağının gerçekçi bir matematik modeli üzerinde bazı benzetim çalışmaları gerçekleştirdik. Benimsediğimiz model, insan kulağının genlik ve faz cevabını sistem analizi açısından karşılaştırmak için optimize edilmiştir ve otoskleroz gibi kulağın farklı hastalık durumlarını çalışmak / taklit etmek için literatürde sıklıkla kullanılmaktadır.

Bu matematiksel model üzerinde çalışmak için bir sensör yerleştirerek olası bir yükleme etkilerini incelemek ve anlamak için bazı simülasyon deneyleri tasarladık. Ön sonuçlarımız, kulağın amplitüd ve faz yanıtını ciddi şekilde etkilemeden 5 mg civarında bir sensör yerleştirebileceğimizi göstermektedir. Bu çalışma, fizyolojik sistemin simülasyonlarının biyomedikal sistemlerin tasarımında nasıl avantajlı ve kolaylaştırabileceğinin bir başka örneğidir. "Mikrofonsuz" koklear implant tasarım projemizin / çalışmamızın sonraki aşamalarında, aslında bir MEMS laboratuvarı özel tasarımına sahip olduğumuz spesifikasyonlara sahip bir sensörümüz olacak ve gerekli etik kurul onaylarını aldıktan sonra gerçek konularda test edeceğiz.

Anahtar Kelimeler: İnsan kulağının matematiksel modeli, koklear implant, sinyal analizi, mekanik yükleme etkisi, MEMS

**DETECTION OF MOVEMENT OF OSSICULAR BONES USING A MICRO
ELECTROMECHANICAL SYSTEM**

Murat SERTTAŞ

Department of Electronics and Communications Engineering

MSc. Thesis

Adviser: Assist. Prof. Serkan KURT

In a typical cochlear implant design, the sound detection (a microphone) and transmission unit of the implant is placed at back of auricle. This unit transmits audio signals into the electronic system consisting of amplifiers and electrodes that excite the nerve endings in the cochlea. This design has several drawbacks, firstly the subject cannot bath or swim comfortably with the microphone unit on, and secondly having an external attached unit which may be visible is cosmetically disturbing feeling.

In this study, we explore the idea of obtaining the acoustic signal that would drive the cochlear nerves (through the implant system) directly from the vibrations of the ossicles. In most of the cases where implant use is recommended, the cochlear nerves are damaged due to genetic reasons, traumas, infections (e.g. otitis media), being exposed to excessive noise, tumors, etc., however the audio sensory part of the hearing system, consisting of eardrum and 3 ossicles, is still functioning.

My novel idea is to place or attach a micro-electro-mechanical-system (MEMS) type of tiny and lightweight accelerometer to sense or detect the vibrations of ossicles, namely malleus, incus and stapes. A quick analysis or first-thought reveals that physically longer extension of the incus is the most suitable and/or convenient place to attach such a sensor. One can imagine the difficulty of physically working or experimenting with such a tiny and delicate system, especially if it is a humanly system. Therefore, in an attempt to test the feasibility of our idea we have carried out some simulation studies on a realistic mathematical model of human ear first. The model we have adopted has been optimized to match the amplitude and phase response of the human ear from system analysis point of view, and used frequently in literature to study/mimic different disease conditions of the ear, such as otosclerosis.

We have designed some simulation experiments to run on this mathematical model to study and understand possible loading effects of placing a sensor on the incus. Our preliminary results indicate that we can place a sensor of weight about 5 mg without seriously effecting amplitude and phase response of the ear. This study is yet another example of how simulations of physiological system can be advantageous and facilitating in design of biomedical systems. In the forthcoming phases of our “microphoneless” cochlear implant design project/effort, we will actually have a MEMS lab custom design a sensor with our specifications and test it on real subjects after obtaining required ethical committee approvals.

Keywords: Mathematical model of the human ear, cochlear implant, signal analysis, mechanical loading effect, MEMS

1.1 Literatür Özeti

Orta kulak implantlarının fizibilitesi ya da fikri ilk olarak 1935 yılında timpanik membrana demir partikülleri yerleştirilerek ve bir magnetik alanla onları hareket ettirmek suretiyle işitmenin gerçekleştirildiği gösterildi. 1950'lerde, kemikçiklere bağlı 10 mg mıknatıs ile başarılı sonuçlar elde edildi. 2001 yılında, Hough ve arkadaşları Soundtec Company'de bir çalışma yürüttü ve örs ve üzengi (incus ve stapes) kemiklerin bulunduğu incudo-stapedial eklemine bir mıknatıs yerleştirdi. Bu mıknatıs, bir işlemciyle ve kulak yolunun içine veya dışına yerleştirilen bir bobin tarafından elektromanyetik olarak sürülmeye çalışılmıştır. 2002 yılında ilk klinik çalışmalardan elde edilen sonuçlarla ikinci bir klinik çalışma gerçekleştirilmiş, ancak aşamalı olarak kaldırılmıştır, ancak mıknatıs, kulak kanalının kapaması ve kazanç nedenleriyle piyasadan çekilmiştir, ki bu işitme cihazları için istenmeyen bir durumdur.

Öte yandan, şu anki ismi Med-El olan Symphonix Devices firması 2000 yılında FDA onayı alan Vibrant Soundbridge isimli cihazını piyasaya sundu. Bu yarı implante cihaz, incus (örs kemiği) üzerine yerleştirilmiş yüzen kütle dönüştürücü (FMT) ile çalışır. Dış sesler, mikrofon ve modülatörden oluşan harici ünite vasıtasıyla elektromanyetik dalgalara dönüştürülür. Aktarılan dalgalar deri altına yerleştirilmiş bir spiral anten ile toplanır ve FMT'ye aktarılır. Diğer bir çalışma Yanagihara ve meslektaşları tarafında Rion şirketiyle gerçekleştirildi. Projenin amacı malleus'un baş kısmına bir piezoelektrik dönüştürücü yerleştirerek bu dönüştürücü kullanma fikrini daha da geliştirmektir. Aynı dönemlerde St. Croix Medical şirketi (şimdiki adıyla Envoy Medical) oldukça iyi yarı implante edilebilir

cihazlar üretti. En son tasarımları, malleus kemikçiğindeki titreşimleri arttırır ve daha sonra stapes'e iletmek için piezoelektrik aktüatörleri kullanır. Batarya dahil, tamamen implante edilebilir olan bu cihaz, orta kulak problemleri veya işitme kaybı olan hastalarda başarılı olmuştur. Bu cihazın dezavantajı, incus'un merkezden kaldırılmasıdır. Piezoelektrik sensör ve sürücü malleus ve stapes arasındaki bağlantıyı sağlar. Ortologics tarafından üretilen Carina adlı bir başka tamamen implante edilebilir cihaz, özellikle kulak zarı hasarı olan hastalarda kullanılır. Bu tasarım, deri altından yerleştirilmiş bir mikrofonla harici sesler alır ve tek bir piezoelektrik aktüatör kullanarak kemikçik zincirini harekete geçirir. Diğer implant tasarımlarına benzer şekilde, ileri ve ciddi işitme kaybı vakalarında kullanıma uygun değildir.

Bu literatür araştırması gereği, tamamen implante edilebilen birçok koklear implant tasarımı, kulak kanalındaki ses / basınç değişikliklerinden dolayı titreşim sinyallerini almak için, özellikle de malleus veya incus üzerine bir transdüser (dönüştürücü)'in yerleştirilmesini içerir.

1.2 Tezin Amacı

İşitme duyusu, dış ortamda bulunan ve ses olarak adlandırdığımız mekanik titreşimlerin dış kulak yolundan içeri girerek, iç kulağı uyarması ve oluşan elektriksel potansiyelin akustik sinir aracılığıyla işitme korteksine taşınması sonucu ortaya çıkmaktadır. İşitme, sesleri algılama eylemi veya süreci olarak tanımlanmaktadır. İşitme kaybı ise, dış, orta, iç kulak ve işitsel yollarda meydana gelen patolojiler sonucu çevredeki seslerin algılanamamasıdır. Bunun sonucunda bireyde kısmi veya tamamen işitme kaybı oluşmaktadır. İşitme kayıpları Dünya Sağlık Örgütü (WHO) raporlarına göre çok yaygın bir hastalıktır [1]. İşitme kaybına erken tanı konulamaması ve gerekli tedavinin verilememesi nedeniyle, sorunu olan çocukların konuşma ve anlama becerileri önemli oranda bozulmaktadır. 2017 Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) verilerine göre, dünya nüfusunun% 5'inden fazlası (466 milyon kişi) işitme kaybı yaşamaktadır(432 milyon yetişkin ve 34 milyon çocuk). 2050 yılına kadar 900 milyondan fazla kişinin - ya da her on kişiden birinin - işitme kaybını yaşayacağı tahmin edilmektedir [2]. Dünya ortalamalarına göre, doğuştan işitme kaybı insidansı 1/800 - 1/1500 arasında değişmektedir. Ülkemiz, doğuştan işitme kayıplarının en sık görüldüğü ülkeler arasındadır. Türkiye'de, her yıl

yaklaşık olarak 2500 bebek işitme kaybı ile doğmaktadır. Okul çağına kadar işitme kaybı oranı 5/1000'e ulaşmaktadır. İşitme kaybı, günümüzde özellikle yaşlılarda çok sık rastlanan bir durumdur. 65 yaşın üstündeki insanların yaklaşık üçte biri işitme kaybıyla karşılaşmaktadır. Bu yaş grubundaki hastalık oranı Güney Asya, Asya Pasifik ve Sahra-altı Afrika'da en yüksektir [2]. Dünya Sağlık Örgütü'ne göre 2010 yılındaki 65 yaş üstü dünya nüfusu 524 milyondur (toplam nüfusun % 8'i) ve 2050 yılında bu sayı tahmini olarak 1,5 milyara (toplam nüfusun % 16'sına) ulaşacaktır. Türkiye'de ise 65 yaş üstü nüfus 2011'de % 7.3 olup, bu oranın 2050'de % 17.6'ya ulaşacağı tahmin edilmektedir. Dünyada işitme kaybı olan yetişkinlerin sayısı yaklaşık olarak 328 milyon ve 65 yaş üstü nüfusun yaklaşık 1/3'i işitme kaybından etkilenmiştir. DSÖ verilerine göre sakatlığa bağlı olarak kaybedilen sağlıklı yılların toplamı değerlendirildiğinde bu kayba yol açan nedenler arasında presbiakuzi üçüncü sırada bulunmaktadır.

İşitmenin temelinde ses dalgaları ön plandadır. Kulak yolundan gelen ses dalgaları basınç üreterek kulak zarını ve ona bağlı olan malleus-incus-stapes kemikçik üçlüsünü titreştirir. Bu 3 kemikçik oluşturulan ses titreşimini güçlendirir. Ayrıca kulak zarının yüzey alanı $55.8 - 85 \text{ mm}^2$ iken, oval pencerenin yüzey alanının 3.2 mm^2 olmasından dolayı oluşan kuvvet kazancı da ortadadır [3,4]. İleri veya çok ileri işitme kayıplarında geleneksel işitme cihazları işitebilmek için yeterli gelmemekte ve koklea içerisindeki kısmen veya tamamen zarar görmüş olan bu tüy hücrelerinin görevini üstlenmeyi hedefleyen koklear implant kullanılmaktadır. Bu cihaz ses enerjisini elektrik sinyallerine dönüştürerek koklea'daki spiral ganglion hücrelerini direk olarak uyarmayı amaçlar. Koklear implant, iki kısımdan oluşur: dış ve iç ünite. Dış ünite (ses işlemcisi) ses dalgalarını alan bir cihaz olup bu ses dalgalarını analiz edip sayısal olarak kodlar ve vericiye gönderir. Verici bu kodları deri altındaki alıcıya radyo frekansı ile iletir. İç ünitedeki işlemci bu kodlanmış sinyalleri elektrik sinyallerine dönüştürerek koklea'ya yerleştirilmiş olan elektrot dizinine ulaştırır. Elektrot dizini ise bu sinyalleri spiral ganglion hücrelerine iletir ve ses algılanır. Koklear implant ilk olarak 1960'lı yıllarda House tarafından uygulanmıştır [5]. Ardından teknolojinin gelişmesine paralel olarak daha gelişmiş sistemler geliştirilmiştir. Günümüzde birçok merkezde koklear implantasyon başarıyla uygulanmaktadır. Ülkemizde yılda 2500 implant uygulaması yapılmasına karşı dünyada yaklaşık 250 bin hastaya bu uygulama yapılmaktadır.

Mevcut tasarımlarda mikrofon ve ses işlemcisi kulak dışında kalmakta (dış ünite) ve bu tasarım estetik kaygı, yaşam konforu açısından sıkıntı oluşturmaktadır. Kullanıcılar bazı sosyal faaliyetlerde cihazlarını çıkarmak zorunda kalmakta ve kazanılan duyma yetisi kaybolmaktadır. Bu makaledeki amaç, bu gibi sosyal yaşamı zorlaştıran olumsuz faktörleri ortadan kaldırarak, MEMS'in orta kulaktaki incus kemiği üzerine implante edilebilmesinin uygulanabilirliğini test eden matematiksel modeli geliştirmektir. Ayrıca MEMS ve mikrodenetleyici uygulamasından test verileri alabilmektir.

1.3 Hipotez

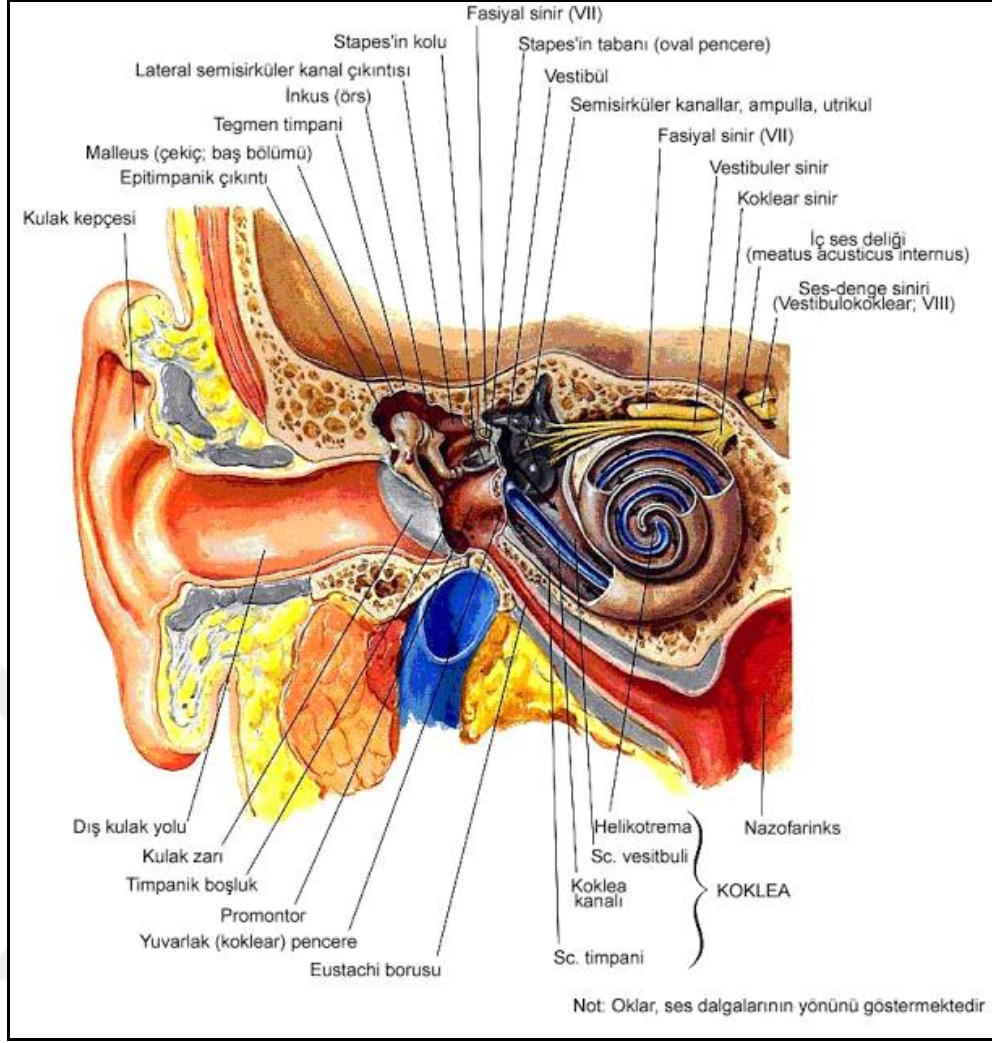
Koklea'daki tüy hücrelerinin fonksiyonlarını yerine getirememeleri sonucu sinir hücrelerinde elektriksel gerilim oluşmamakta ve bunun sonucunda işitme merkezinde duyma işlemi gerçekleştirilememektedir. Var olan bu sensörinöral işitme kaybının tedavisinde kullanılan koklear implant tekniğinde kulak içi ve dışında üniteler bulunmaktadır. Amacımız bu kulak dışında bulunan üniteyi kaldırarak tamamen implante edilmiş bir sistem geliştirmek ve bu aşamada gerekli olan ses analizi ve mekaniksel modellemeyi sunmaktır. Ayrıca, bu çalışmada, transdüserlerin mekanik yükleme etkilerini, gerçekçi bir insan kulağı modeli üzerinde incelemeyi amaçladık. Temel olarak MEMS (Mikro Elektro Mekanik Sistem) bir cihaz olan transdüserin, orta kulaktaki incus kemiği üzerinde bir MEMS ivmeölçer (accelerometer) olduğunu varsayıyoruz. MEMS cihazları, minyatür boyutları ve hafiflikleri nedeniyle böyle bir uygulama için çok uygundur. İncus kemikçığı, kemikçiklerin en büyüğüdür ve implant cerrahisi sırasında ulaşılması (ameliyat edilmesi) kolaydır.

BÖLÜM 2

İŞİTME FİZYOLOJİSİ

İşitme olayının aşamalarından bahsetmeden önce kulağın hangi kısımlardan oluştuğuna göz atalım.

- Dış kulak: Kulak kepçesi (aurikula) ve kulak kanalını içeren kısımdır.
- Orta kulak: Kulak zarı, çekiç (malleus), örs (incus), üzengi (stapes), mastoid hücreleri ve östaki borusunu içermektedir.
- İç kulak: Salyangoz (koklea) ve vestibüler kısımlarından oluşur.



Şekil 2. 1 Kulak yapısı

İşitme olayı aşağıdaki aşamalar sonucunda oluşmaktadır.

- I. Dış ortamdan gelen ses sinyalleri, esasen ortam (hava) moleküllerinin basınç yoluyla titreşmesinin sonucunda canlının kulağına gelen bir titreşim hareketidir ve ses dalgaları boyuna dalgalar olarak kategorize edilir.
- II. Kulak kepçesinin (aurikula) görevi; bu aşamada kulağa gelen bu titreşimlerin dış kulak deliğinden kulak zarına doğru odaklanmasını sağlamaktır.
- III. Orta kulakta yer alan malleus (çekiç), incus (örs) ve stapes (üzengi) kemikçik dizisi birbirlerine rijit bir şekilde bağlı olmakla birlikte aynı zamanda malleus kemiğinin de kulak zarına rijit bir bağlantısı bulunmaktadır. Böylece dış kulaktan gelen ses dalgalarının kulak zarını titreştirerek oluşturmuş olduğu titreşim hareketinin enerjisi ve frekansı orta kulakta bulunan bu kemikçik dizisine aktarılır.

- IV. Stapes kemiği oval pencere üzerinden koklea (salyangoz)'ya aktarılır. Bu noktaya kadar gelen ses enerjisi, koklea sıvısı içerisinde bulunan tüylerin kasılıp gevşemesini sağlayarak iyon değişiminin yaşanmasına sebep olur. Oluşan bu iyon değişimi ise elektriksel gerilim ve akım oluşmasına sebep olarak tüylere bağlı bulunan sinir liflerine elektriksel uyarı olarak iletilir.
- V. Sinir liflerinin taşıdığı elektriksel uyarı işitme merkezinde birleştirilir ve ses sentezi beyin tarafından gerçekleştirilir.

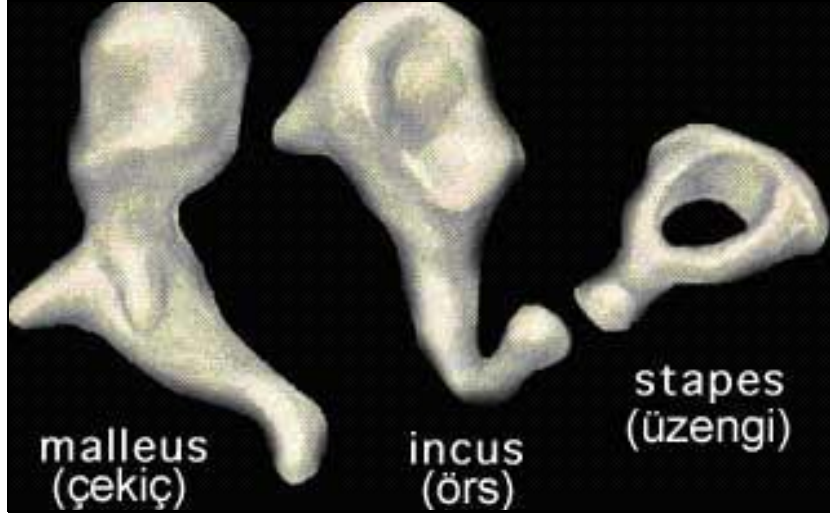
2.1 Dış Kulak Fizyolojisi

Kulak kepçesi kendine özgü şekli sayesinde ses dalgalarını toplayarak kulak yoluna iletir. Ortalama 2 cm. olan kulak yolundan geçen bu ses dalgaları, dış kulağın yapısından dolayı aktarım esnasında -özellikle 3000 Hz. frekansındaki seslerin şiddeti- artırılarak orta kulağa gönderilir. Esasında ses dalgaları kulak zarına çarparak titreşmesine neden olurlar.

2.2 Orta Kulak Fizyolojisi

Kulak kepçesi tarafından toplanan titreşim hareketlerinin kulak zarını titreştirmesi sonucunda orta kulakta bulunan kemikçiklere (çekiç, örs, üzengi) gelmesi aşaması şöyle gerçekleşmektedir.

Titreşimler, oldukça gergin olan kulak zarına çarpar. Kulak zarı çekiç kemikciğiyle bağlantılı olduğundan bu ses dalgaları bu kemikciği de titreştirir. Çekicin hareketi örs ve üzengiye de hareket ettirir ve üzengi iç kulaktaki oval pencereyle bağlantılı olduğundan dolayı, bu titreşimleri iç kulağa iletir.



Şekil 2. 2 Orta kulak kemikçikleri

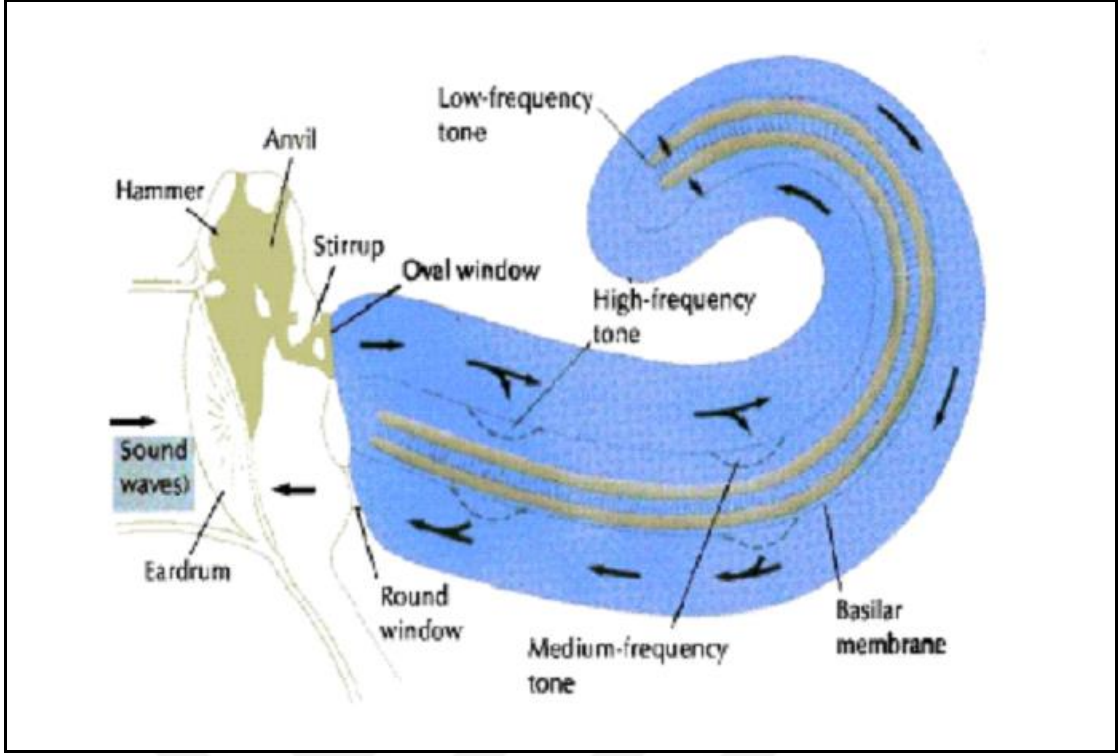
Ses dalgasının iletiminde yol kayıpları da gerçekleştiği için sinyalin genliği ve dolayısıyla enerjisi azalır. Ses dalgaları atmosferden perilenfe gelinceye kadar 30 dB'lik bir kayıp gerçekleşir. Ses dalgalarının sadece 1/1000'i perilenfe ulaşabilir. Bu aşamalarda kulak zarı ve orta kulaktaki malleus, incus ve stapes kemikçikleri ve oval pencerede bu 30 dB'lik kaybı telafi edecek şekilde 30 dB'lik bir transfer fonksiyonu kazancı üretir. Ayrıntılarına girecek olursak;

Malleus ve incus 1.3 oranında bir kuvvetlendirme kazancı sağlar. Bu kazanç manivela gibi hareket etmesinden kaynaklanır. Kulak zarının yüzey alanı oval pencereye kıyasla 17 kat daha büyüktür. Böylece 17 katlık bir kazanç daha elde edilmiş olur. Kulak zarının her bölgesi aynı miktarda titreşmez. Malleus bağlantısının gerçekleştiği bölgede titreşim miktarı çok daha az olduğundan dolayı stapese uygulanan basınç artar. Orta kulakta bulunan oval pencere stapesin baskısıyla titreşirken, yuvarlak pencere direkt hava yoluyla gelen ses dalgası tarafından titreştirilir. Sesin iletim hızı katılarda gazlara nazaran daha yüksek olduğundan iki titreşim tipi arasında faz farkı oluşur ve bu faz farkı kokleadaki potansiyelin optimum olabilmesi için elzemdir. Ses dalgalarının baziler membranı uyarabilmesi için perilenfin hareket etmesi gerekmektedir. Yuvarlak pencerenin varlığı burada devreye girer ve uyarı oluşumu sağlar. Yuvarlak pencereye hava yoluyla gelen ses dalgaları perilenfin hareket etmesini sağlayacaktır [6].

2.3 İç Kulak Fizyolojisi

Von Berkey tarafından önerilen işitme teorisine göre:

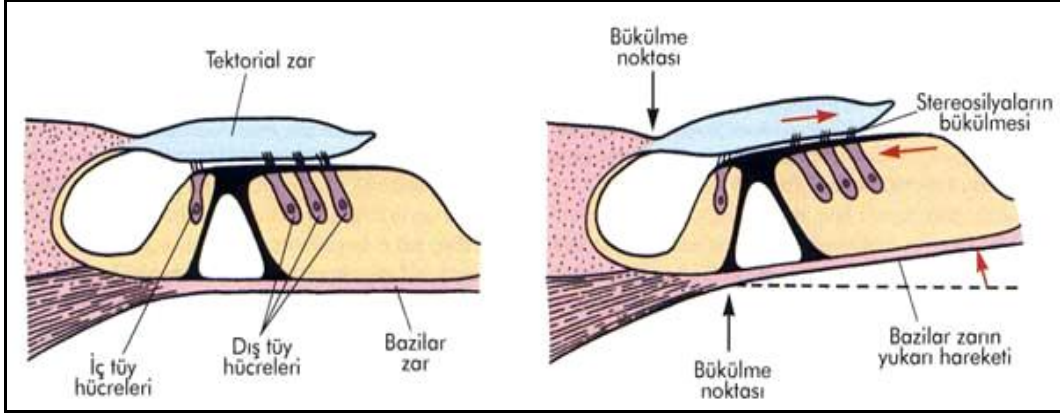
Stapes taban hareketi ile başlayarak perilenfe iletilen mekanik dalga baziler membranı tabandan apekse doğru hareketlendirir. Bu dalganın özelliği ise amplitüdün giderek artmasıdır ve titreşimlerin belirli bir bölgede maksimum amplitüde ulaştıktan sonra sönmesidir. İletim dalgası baziler membran üzerinde stimulusun taşıdığı frekansa tekabül eden bölgede maksimum amplitüde ulaşır ve bu bölgeyi hareket ettiren fibrilleri uyarır. Kokleaya giren titreşimler perilenfte oval pencereden yuvarlak pencereye doğru bir harekete neden olurlar. Bu titreşimler skala vestibulide ilerlerken perilenfin karşı koyuculuğu ile her frekans için özel bir yerde olmak üzere membrana basillaris üzerine yöneltirler. Böylece koklea kanalı skala timpaniye doğru itilir. Bu sırada hava yoluyla yuvarlak pencereye iletilen titreşimlerin oluşturduğu skala timpanideki hareket de bu harekete karşı koyar. Böylece iki skala arasındaki dalgalanma hareketi korti organında bir dalgalanmaya neden olur. Kokleadaki baziler membranın tabana yakın kısmı ince, kısa, gergin ve tiz sesler için hassastır. Apekse yakın yeri ise kalın, uzun, gevşektir ve pes sesler tarafından uyarılır. Baziler membranın hareketi sırasında üstündeki tüylü hücreler tektorial membrana çarparak mekanik enerjiyi elektrokimyasal enerjiye dönüştürürler. Bu da sinir impulsları ile işitme merkezine iletilir. Yüksek tonlar işitme merkezinin derinlerinde, düşük tonlar ise yüzeylelerinde sonlanırlar [6].



Şekil 2. 3 Koklea sıvı hareketi ve frekans dağılımı [6]

2.3.1 Korti Organı ve Sesin Sinyallere Dönüştürülmesi

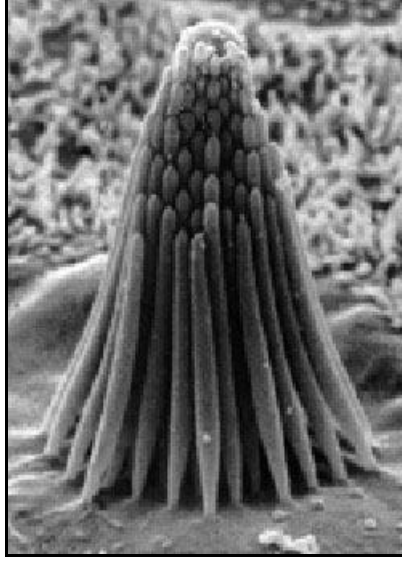
Sinir uyarıları üreten reseptör organı olan korti organı, tüy hücreleri ve destek hücrelerinden oluşmakta olup 'iç' ve 'dış' tüy hücreleri olmak üzere ikiye ayrılır. Bunların %80'i dış tüy hücresi olup, yaklaşık 16.000 civarındadır. Her bir tüy hücresinde 30-100 adet tüy bulunur ve bu hücrelerin tabanı destek hücrelerine oturur. *Üst uçları ise baziler liflerin tabanlarına sıkıca bağlanmış olan üçgen şeklindeki "korti çubukları" ile desteklenerek "retiküler lamina" denen yassı bir plaka şeklindeki sert bir yapıya sıkıca tespit edilmiştir. Böylece baziler lifler, korti çubukları ve retiküler lamina hep beraber set bir birim halinde hareket etmektedir. Tüy hücrelerinin üzerinde bulunan stereosilyumların boyları bir tarafta uzun iken diğer tarafa doğru kısalmır. Kısdan uzuna doğru sıralanmış tüyler birbirlerine köprüler yardımı ile tutunmuşlardır.*



Şekil 2. 4 Korti organının çalışma mekanizması [7].

Baziler zarın titreşimi, tektorial zar içine gömülü durumdaki tüy hücre uzantılarının (stereosilya) bükülmesine neden olur. Bu mekanik etki, hücrelerin elektriksel potansiyellerini değiştirerek, ses titreşimlerini elektriksel sinir sinyallerine dönüştürür.

Baziler zarın titreşmesi birbirlerine tutunmuş olan silyaların bir yöne eğilmesine neden olur. Bu eğilme hareketiyle tüylerin tektoryal membrana sürtünmesi tüy hücresinde 200-300 adet katyon iletici kanalın açılmasını sağlar ve yüksek potasyum konsantrasyonu içeren endolenf sıvısında tüy hücrelerine doğru pozitif yüklü potasyum iyonları akar. Bu pozitif yük tüy hücresinin depolarizasyonuna neden olur. Baziler zarın aşağı doğru hareketi ile silyalar zıt yönde bükülür ve hücre hiperpolarize olur. Bu sayede tüy hücrelerinde değişken bir reseptör potansiyeli yaratılarak hücrenin tabanı ile sinaps yapan koklear sinir hücreleri uyarılmış olunur. Böylece tüy hücreleri mekanik enerjiyi nöral sinyallere dönüştürürler [7].



Şekil 2. 5 Tüy hücrelerinin tepe kısımlarında bulunan stereosilyaların elektron mikroskopundaki görünüşleri [7]

BÖLÜM 3

MEMS

MEMS (Micro Elektro-Mechanical Systems)'ler elektronik entegre devrelere çok benzerler. Farkları ise elektronik bileşenlerin yapılarını mekaniksel olarak giriş verileri vasıtasıyla değiştirmeleri ve bu sayede oluşacak olan gerilim ve akım farklılıkları üretmesidir. Buradan sonra ise MEMS çıktılarını alıp değerlendirecek mikrodenetleyici sistemi devreye girer ve MEMS girişindeki mekanik farklılıkların elektriksel işaret farklarına dönüşmesinden yararlanarak işe yarar sonuçlar üretirler.

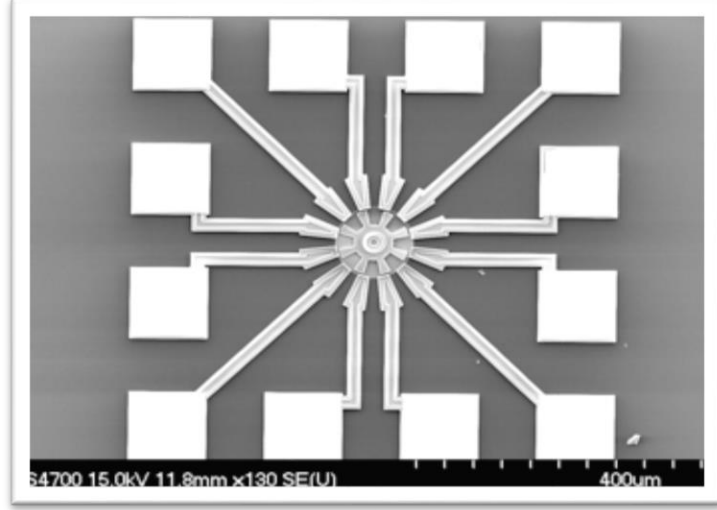
MEMS aynı zamanda mikrometre boyutunda sensörler içerdiğinden boyut kısıtlaması olan uygulamalarda da oldukça kullanışlıdır. Mikrofabrikasyon aşamasında temel elektronik prensiplere bağlı kalarak çok çeşitli dizaynlarda MEMS'ler üretilebilir.

Mikro-Elektro-Mekanik Sistemler veya MEMS, en genel haliyle, mikrofabrikasyon teknikleri kullanılarak yapılan minyatür mekanik ve elektro-mekanik elemanlar (yani, cihazlar ve yapılar) olarak tanımlanabilen bir teknolojidir. MEMS cihazlarının kritik fiziksel boyutları, boyutsal spektrumun alt ucundaki bir mikronun altında, birkaç milimetreye kadar değişebilir. Benzer şekilde, MEMS cihazlarının tipleri, hareketli elemanlara sahip olmayan nispeten basit yapılardan, entegre mikroelektronik kontrolü altında çoklu hareketli elemanlara sahip son derece karmaşık elektromekanik sistemlere kadar değişebilir. MEMS'in bir ana kriteri, bu elemanların hareket edip edemeyeceği, en azından bazı mekanik işlemlere sahip bazı elemanlar olmasıdır. MEMS'i tanımlamak için kullanılan terim, dünyanın farklı bölgelerinde değişiklik göstermektedir. ABD'de baskın

olarak MEMS olarak adlandırılırken, dünyanın bazı yerlerinde “Microsystems Technology” veya “micromachined devices” olarak adlandırılır.

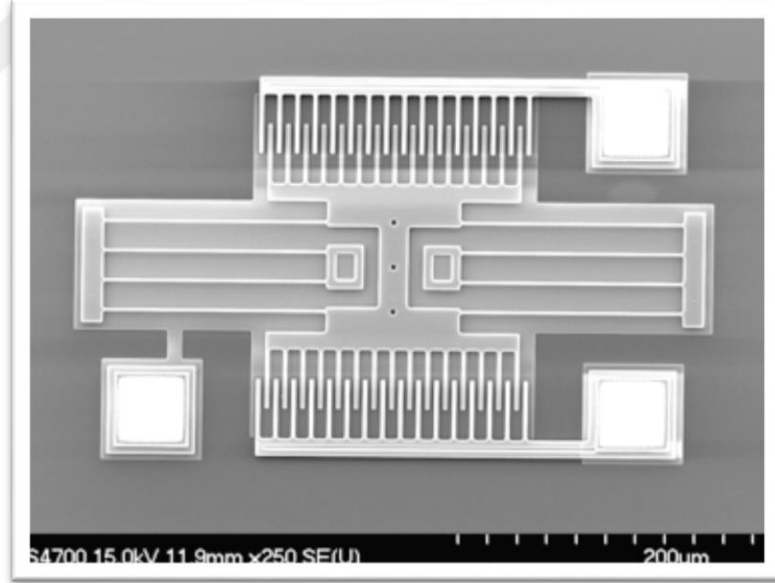
MEMS'in fonksiyonel elemanları minyatür yapılar, sensörler, aktüatörler ve mikroelektronik olsa da, en dikkate değer (ve belki de en ilginç) elementler mikrosensörler ve mikro-aktüatörlerdir. Mikrosensörler ve mikro-aktüatörler, enerjiyi bir formdan diğerine dönüştüren cihazlar olarak tanımlanan “transdüserler” olarak sınıflandırılır. Mikrosensörler söz konusu olduğunda, cihaz tipik olarak ölçülen bir mekanik sinyali bir elektrik sinyaline dönüştürür. Geçtiğimiz birkaç on yıl boyunca MEMS araştırmacıları ve geliştiricileri, sıcaklık, basınç, atalet kuvvetleri, kimyasal türler, manyetik alanlar, radyasyon vb. Dahil olmak üzere hemen hemen her olası algılama modalitesi için çok sayıda mikrosensör göstermişlerdir. Dikkat çekici bir şekilde, bu mikromekanik sensörlerin birçoğu makro boyuttaki benzer sistemlerin performanslarını aşan performanslara ulaşmıştır. Örneğin bir basınç dönüştürücüsünün mikro işlemci versiyonu, genellikle en hassas makro ölçekli seviye işleme teknikleri kullanılarak yapılan bir basınç sensöründen daha iyi performans gösterir. Sadece MEMS cihazlarının performansı istisnai değil, aynı zamanda üretim metotları, entegre devre endüstrisinde kullanılan aynı seri imalat tekniklerinden yararlanmaktadır. Bu da düşük cihaz başına üretim maliyetlerine ve diğer birçok faydaya dönüşebilir.

Daha yakın zamanlarda, MEMS araştırma ve geliştirme topluluğu, aşağıdakileri içeren bir dizi mikro-aktüatör göstermiştir: gaz ve sıvı akışlarının kontrolü için mikrovalfler; ışık ışınlarını yönlendirmek veya modüle etmek için optik anahtarlar ve aynalar; göstergeler için bağımsız olarak kontrol edilen mikromirror dizileri, bir takım farklı uygulamalar için mikro-rezonatörler, pozitif akışkan basınçlarını geliştirmek için mikro-pompalar, hava folyoları üzerindeki hava akışlarını modüle etmek için mikroflaplar, ve diğerleri. Şaşırtıcı bir şekilde, bu mikro-aktüatörler son derece küçük olsalar da, sıklıkla makro ölçek seviyesinde etkilere neden olabilirler; Yani, bu küçük aktüatörler boyutlarının ima ettiğinden çok daha büyük mekanik yetenekler yapabilirler. Örneğin, araştırmacılar bir uçağın kanat uçlarının ön kenarına küçük mikroaktörler yerleştirmiş ve sadece bu mikro küçültülmüş cihazları kullanarak uçağı yönlendirebilmişlerdir.



Şekil 3. 1 MNX tarafından üretilmiş MEMS tabanlı bir mikro-aktüatör [8]

MEMS'in gerçek potansiyeli, bu minyatür sensörler, aktüatörler ve yapılar, entegre devreler (yani, mikroelektronik) ile birlikte ortak bir silikon substrat üzerine birleştirilebildiği zaman gerçekleşmeye başlar.



Şekil 3. 2 MNX tarafından üretilen bir yüzey mikromastalı rezonatör [8].

Mikrosensörler, mikroaktüatörler ve mikroelektronik ve diğer teknolojilerin tek bir mikroçip'e entegre edilebildiği MEMS'in bu vizyonunun, geleceğin en önemli teknolojik atılımlarından biri olması beklenmektedir. Bu, mikroelektroniklerin hesaplama

yeteneklerini, mikrosensörlerin ve mikro-aktuatörlerin algılama ve kontrol yetenekleri ile artırarak akıllı ürünlerin geliştirilmesini mümkün kılacaktır.

3.1 MEMS Türleri

Birçok transdüser yer değişimlerine karşı hassastır ve yer değişimi ölçen transdüserler çalışma prensibine göre üç gruba ayrılır:

- Kapasitif MEMS,
- Endüktif MEMS,
- Piezo-rezistif MEMS.

Transdüserler ifadesi MEMS'e göre çok daha genel bir kavramdır. Bu bölümde transdüser kavramından bahsedilirken aslında MEMS hedeflenmiştir.

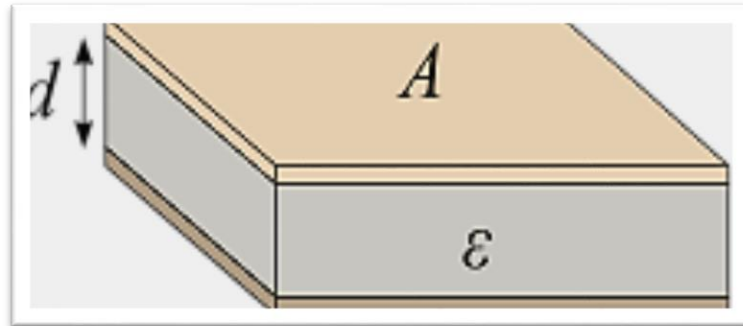
Bu çalışmada, 'Kapasitif Transdüserler' incelenmiştir.

3.2 Çalışma Prensibi

İki paralel plaka arasındaki elektriksel kapasite (sığa),

$$C = \epsilon_0 \times \epsilon_r \times \frac{A}{d} \quad (3.1)$$

ile ifade edilir.



Şekil 3. 3 Kapasitörün genel gösterimi

Burada;

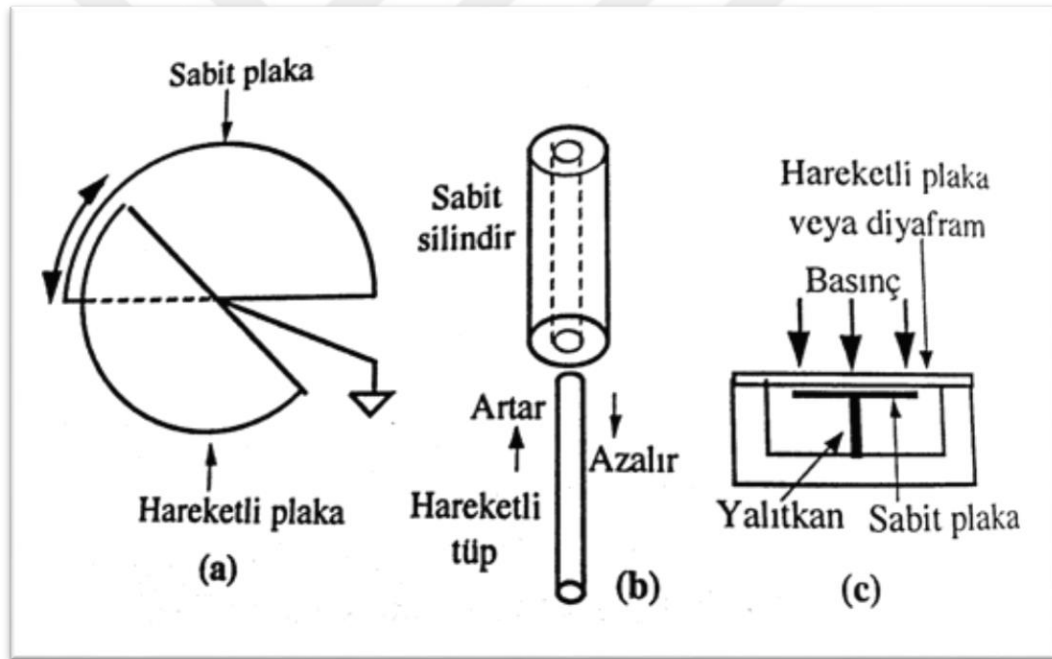
A: Plaka alanı (m^2), d: Plakalar arasındaki mesafe (m), ϵ_r : Bağıl dielektrik sabiti, ϵ_0 : Havanın dielektrik sabiti (8.854×10^{-12} F/m), [$\epsilon = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r$]: Ortamın dielektrik sabiti.

(1) Numaralı eşitlikten anlaşıldığı üzere:

- İki plaka arasındaki mesafenin değişimi,
- Plaka alanının değişimi,
- Kullanılan dielektrik malzemenin bağıl dielektrik katsayısı

Mesafe ve Alan değişikliği; Kuvvet (ΔF), Basınç (ΔP) veya Yer (Δx) değişimi sonucunda elde edilebilir. Yalıtkan madde özelliğinin değişimi ise ortamın sıvı veya gaz seviyeleri ile konsantrasyonunun ölçülmesi söz konusu olduğu zaman kullanılır.

Kapasite değişimi bir AC köprüsü ile elektriksel işarete dönüştürülür ve ölçülür.



Şekil 3. 4 Çeşitli kapasitif transdüser tasarım prensipleri

Burada çeşitli kapasitif transdüserler gösterilmiştir. Bunlarda plakalardan biri sabit, diğeri hareketlidir.

(a)'daki radyo alıcılarında kullanılan döner tip, alan değişimine bağlı bir kapasitedir. Böyle bir transdüser, açısal hız veya açısal yer değişimi ile lineer (doğrusal) orantılı işaretler üretir.

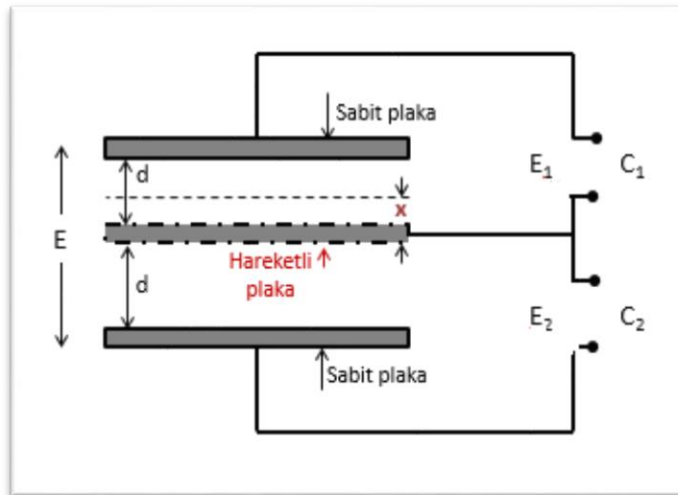
(b)'deki silindirik bir sabit ve bir titreşen plakadan oluşmuş bir kapasitif mikrofon gösterilmiştir. Bu kapasite sabit ve hareketli iki silindirden meydana gelmiştir. Hareketli silindirin hareketi ile kondansatörün alanı değişir ve sonunda kapasite değişikliği elde edilir. Böyle bir transdüser ile 'mm' seviyesinden 'cm' seviyesine kadar olan yer değişimleri ölçülebilir. Kapasite değişimi ile yer değişimi lineer (doğrusal) dir.

(c)'deki ise bir sabit ve bir titreşen plakadan oluşmuş bir kapasitif mikrofon gösterilmiştir. Plakalar arasında mesafe ile kapasite değeri ters orantılıdır. Plakalar arası mesafe azalınca kapasite artar ve mesafe artınca kapasite azalır. Bu transdüserin duyarlılığı konuma göre sürekli değişir, sabit değildir. Kapasite ile mesafe arasındaki ilişki hiperbolik olup lineer (doğrusal) değildir. Çok kısa mesafelerde lineer kabul edilebilir. Bu transdüser ile yer değişimi ölçülebileceği gibi, basınç değişimi de ölçülmektedir. Böylece, ses basıncı elektriksel işarete dönüştürülür.

Kapasitif transdüserler çok değişik amaçlarla kullanılır. Önemli olanlarından biri; bir RF osilatöründe, kapasite değişikliğine bağlı olarak frekans modülasyonu oluşturmaktır. Kapasitif transdüserlerin frekans cevapları çok iyi olduğu için, statik ve dinamik ölçmelerde çok kullanılır.

3.2.1 Diferansiyel Kapasitif Transdüserler

Bir diferansiyel kapasitif transdüser; iki sabit ve bir hareketli plakadan oluşmuştur. Aradaki hareketli plaka tam ortada iken, C_1 ve C_2 kapasiteleri birbirine eşit olur.



Şekil 3. 5 Diferansiyel kapasitif transdüser

Sabit plakalara E kadar bir AC gerilim uygulandığında, aradaki iki kapasitenin uçlarında oluşan gerilim farkı çıkış olarak alınır. Hareketli plaka tam ortadayken;

$$C_1 = C_2 = \epsilon \cdot \frac{A}{d} \quad \text{ve} \quad E_1 = E_2 \quad (3.2)$$

$$C_1 \text{'deki gerilim } E_1 = \frac{E \times C_2}{C_1 + C_2} = \frac{E}{2} \quad (3.3)$$

$$C_2 \text{'deki gerilim } E_2 = \frac{E \times C_1}{C_1 + C_2} = \frac{E}{2} \quad (3.4)$$

Hareketli plaka tam ortadayken fark çıkış gerilimi; $\Delta E = E_1 - E_2 = 0$ 'dır. Hareketli plaka x kadar yukarıya doğru hareket etsin.

$$C_1 = \frac{\epsilon \times A}{d-x} \quad \text{ve} \quad C_2 = \frac{\epsilon \times A}{d+x} \quad (3.5)$$

$$E_1 = \frac{E \times C_2}{C_1 + C_2} = \frac{\epsilon \times A / (d+x)}{(\epsilon \times A / (d-x)) + (\epsilon \times A / (d+x))} \times E = \frac{d-x}{2 \times d} \times E \quad (3.6)$$

$$E_2 = \frac{E \times C_1}{C_1 + C_2} = \frac{\epsilon \times A / (d-x)}{(\epsilon \times A / (d-x)) + (\epsilon \times A / (d+x))} \times E = \frac{d+x}{2 \times d} \times E \quad (3.7)$$

Çıkıştaki fark gerilimi şu şekilde hesaplanır:

$$\Delta E = E_2 - E_1 = \frac{d+x}{2 \times d} \times E - \frac{d-x}{2 \times d} \times E = \frac{x}{d} \times E \quad (3.8)$$

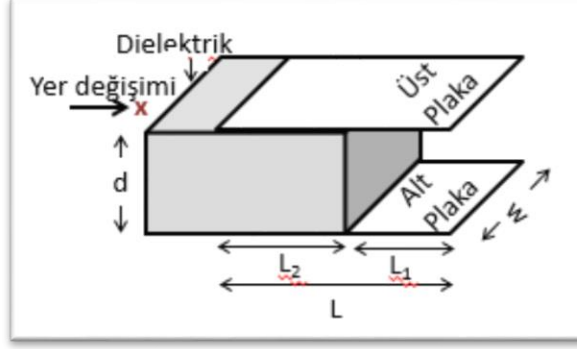
Çıkış gerilimi yer değişimi ile lineer (doğrusal) orantılıdır. Yukarıdaki bağıntıdan duyarlılık hesaplanırsa:

$$S = \frac{\Delta E}{x} = \frac{E}{d} \quad (3.9)$$

olarak bulunur.

3.2.2 Dielektrik Sabitinin Değişim Prensibine Göre Çalışan Kapasitif Transdüserler

Kapasitenin değeri, dielektrik sabitine bağlı olarak da değişir. İletken plakalar arasında kalan dielektriğin boyu L_2 ve hava boşluğu arasında kalan plakaların boyu ise L_1 olsun.



Şekil 3. 6 Dielektrik sabiti değişen kapasitif transdüserler

Bu durumda transdüserin kapasite değeri;

Toplam kapasite = C olmak üzere

$$C = \frac{\epsilon_0 \times W \times L_1}{d} + \epsilon_0 \times \epsilon_r \times \frac{W \times L_2}{d} = \epsilon_0 \times \frac{W}{d} (L_1 + \epsilon_r \times L_2) \quad (3.10)$$

Dielektrik malzemenin şekilde belirtilen yönde 'x' kadar hareket ettiğinde kapasitenin ΔC kadar arttığını kabul edelim.

$$C + \Delta C = \epsilon_0 \times \frac{W}{d} (L_1 - x) + \epsilon_0 \times \epsilon_r \times \frac{W}{d} (L_2 + x) \quad (3.11)$$

$$C + \Delta C = \epsilon_0 \times \frac{W}{d} \times [(L_1 - x) + \epsilon_r (L_2 + x)] \quad (3.12)$$

$$C + \Delta C = \epsilon_0 \times \frac{W}{d} \times (L_1 + \epsilon_r \times L_2) + \epsilon_0 \times \frac{W \times x}{d} \times (\epsilon_r - 1) \quad (3.13)$$

$$C + \Delta C = C + \epsilon_0 \times \frac{W \times x}{d} \times (\epsilon_r - 1) \quad (3.14)$$

$$\Delta C = \epsilon_0 \times \frac{W \times x}{d} \times (\epsilon_r - 1) \quad (3.15)$$

Görüldüğü gibi kapasite değişimi, yer değişimi ile doğru orantılıdır.

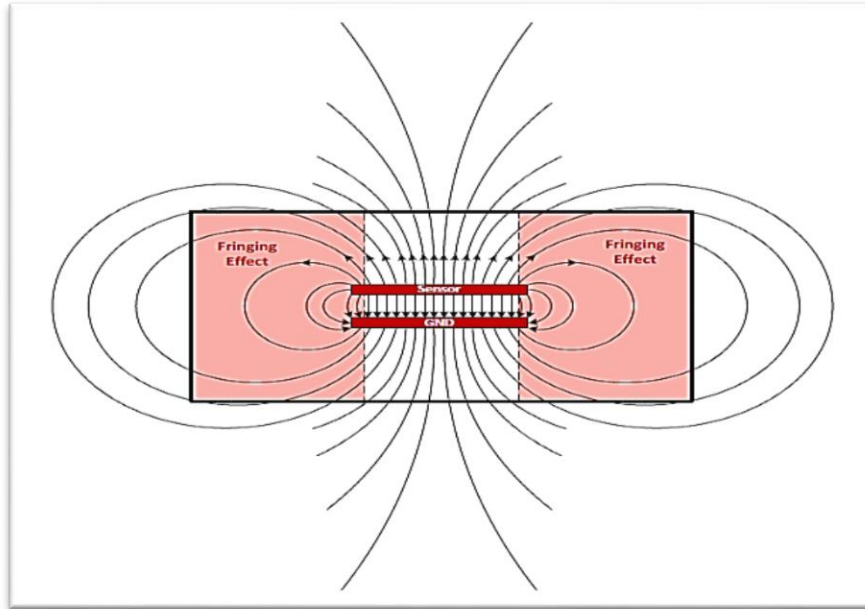
3.3 Avantajları

- İki plaka arasındaki mesafenin değişimi,
- Çalışması için çok küçük bir kuvvete veya güce gerek vardır. Küçük boyutlu yapılabilir ve küçük boyutlu sistemlerde kullanılabilir.
- Duyarlılıkları çok yüksektir.
- Frekans cevapları iyidir. 50 kHz'e kadar çalışabilirler. Dinamik çalışmalarda çok verimli sonuçlar verirler.

- Giriş dirençleri büyüktür. Yükleme etkileri minimumdur.
- $2,5 \times 10^{-3}$ mm seviyesinde bir rezolüsyon elde edilebilir.
- Endüktif transdüserlerin çalışmadığı kaçak manyetik alanların kuvvetli olduğu ortamlarda kapasitif transdüserler etkilenmeden çalışabilirler.
- Kaçak kapasite etkisinden kurtulmak için kapasitif transdüserin metal kısımları birbirinden izole edilmelidir. Kapasitenin metal kılıfı topraklanmalıdır.
- Kapasitif transdüserler sıcaklığa karşı çok hassastırlar.

3.4 Dezavantajları

- Kaçak kapasite etkisinden kurtulmak için kapasitif transdüserin metal kısımları birbirinden izole edilmelidir. Kapasitenin metal kılıfı topraklanmalıdır.
- Kapasitif transdüserler sıcaklığa karşı çok hassastırlar.
- Kapasitif transdüser sınır (fringe) etkilerinden dolayı *lineersizlik* gösterir. Bunu önlemek amacı ile özellikle pF seviyesinde küçük değerli kapasitelerde koruyucu halka kullanılır.

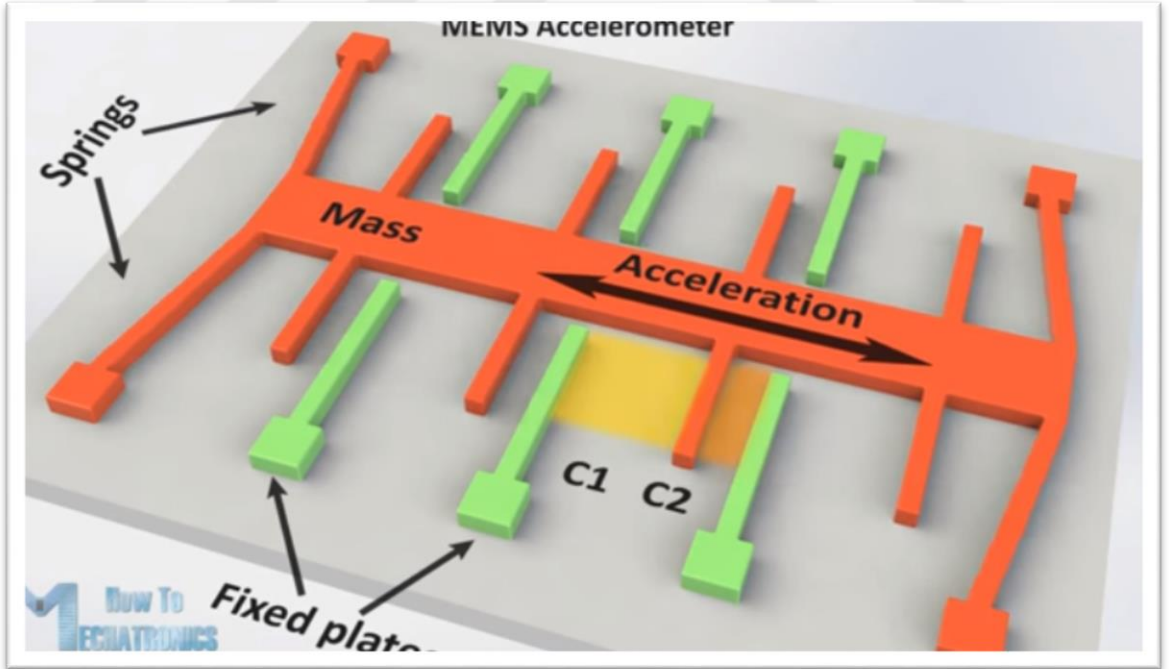


Şekil 3. 7 Paralel plakalar arasındaki elektrik alan çizgileri ve sınır etkileri

- Çıkış empedansı kapasite değerine ve frekansa bağlıdır. Küçük kapasite değerlerinde (10-500pF) frekansa bağlı olarak 1 kΩ ile 10 MΩ arasında bir çıkış direnci söz konusudur. Böyle büyük değerli bir direnci korumak gerekir. Aksi halde duyarlılık azalır. Çıkış direncinin küçülmesinde toz ve rutubetin etkisi çoktur.
- Kapasiteye bağlanan kablolar da bir hata kaynağıdır. Alçak frekanslarda etkili olur. Kabloların kısa olması tavsiye edilir.
- Bu transdüserler için gerekli olan enstrümantasyon komplekstir.

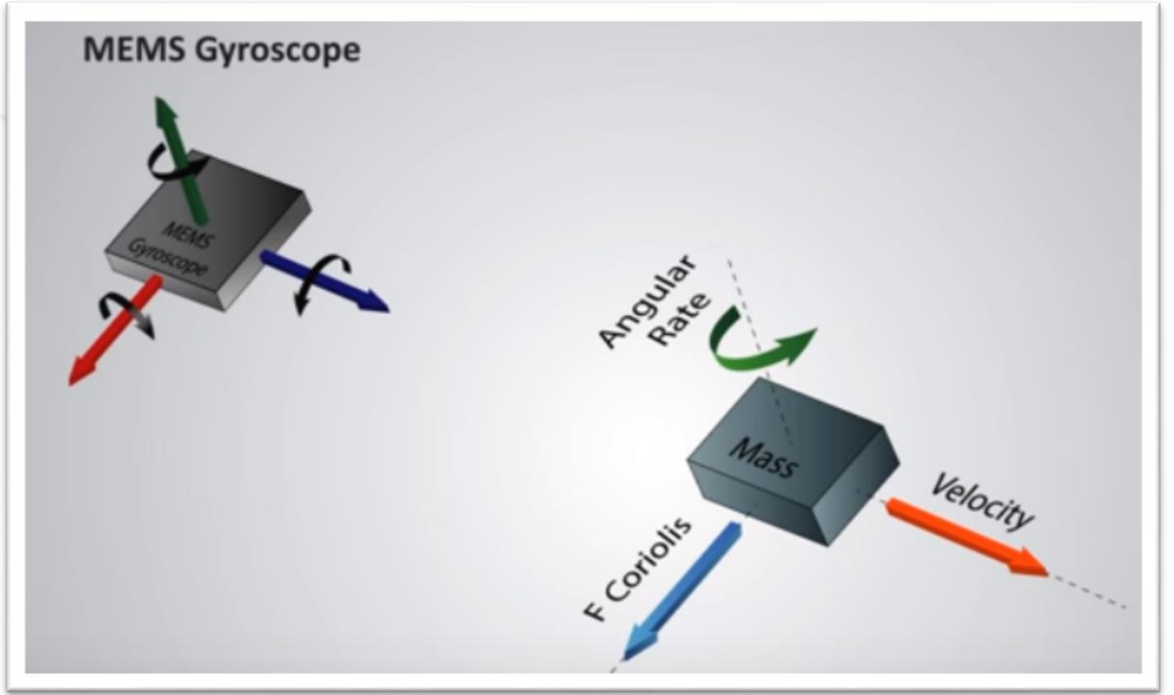
3.5 Spesifik MEMS Örnekleri

Bu bölümde piyasada rağbet edilen MEMS'lerde bulunan özellikler farklılık göstermekle birlikte çalışmamda ihtiyacım olan özellikteki MEMS'ler genelde accelerometer (ivmeölçer), gyroscope (jiroskop) ve magnetometer olarak aynı entegre içerisinde mevcut özellikler bulunmaktadır. Ses analizinde ise ivmeölçer özelliği yeterli olmaktadır. Bu çalışmada MEMS olarak MPU-9250 kullanılmıştır.

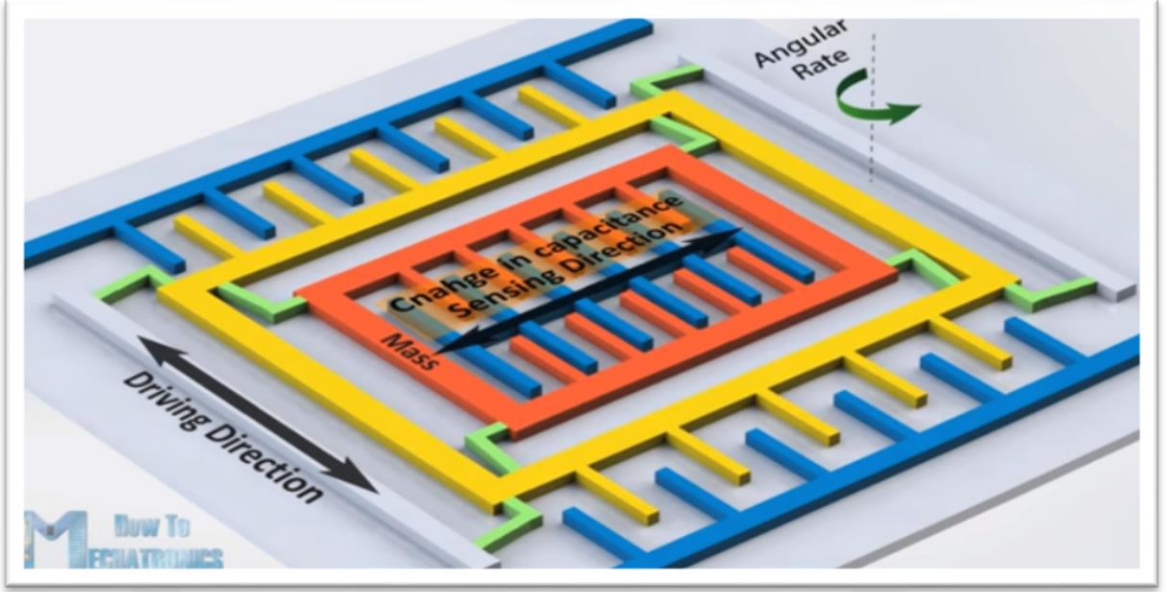


Şekil 3. 8 MEMS acceloremeter çalışma mantığı

Şekil 3.8'deki ivmeölçerin çalışma mantığını inceleyecek olursak her iki uçta esnek yaylara bağlı olan kondansatörlerin hareketli plakaları herhangi bir kuvvet etkisi altında yer değişimine maruz kalacaklardır. Sabit olan kondansatör plakaları ise bundan etkilenmeyecektir. Dolayısıyla C_1 ve C_2 olmak üzere 2 farklı kapasite değerinin oluşumu sayesinde etki eden kuvvetin büyüklüğü ve etki etme frekansları hassas bir şekilde ölçülebilmektedir. Bu tür mekanik etkiyle çalışan cihazlarda, cihazın kütlesinin küçük olması etkiyen kuvvete karşı değişim hassasiyetini arttırmaktadır. MEMS'ler ise bu iş için son derece uygundur.

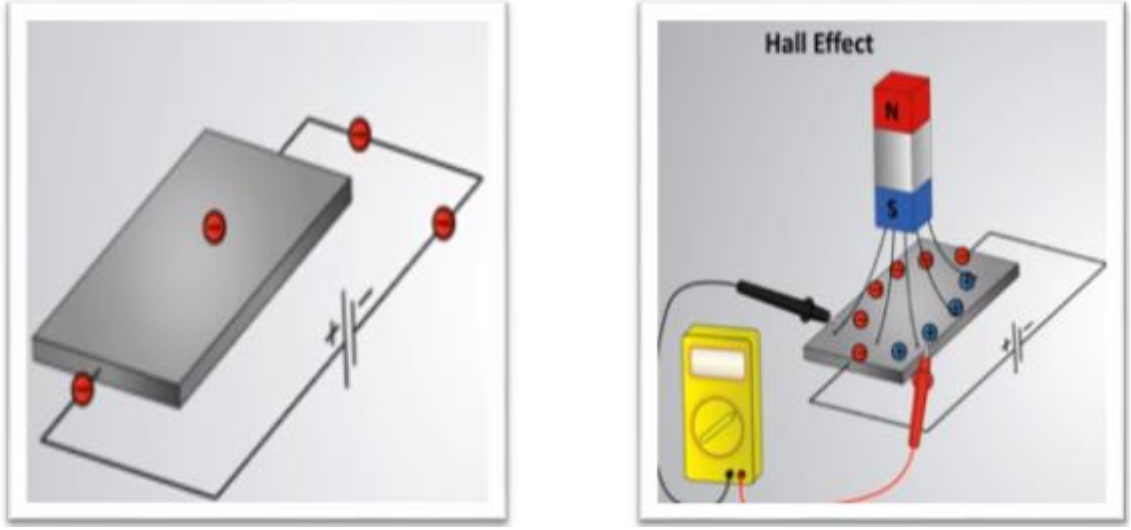


Şekil 3. 9 MEMS jiroskop kuvvet gösterimleri



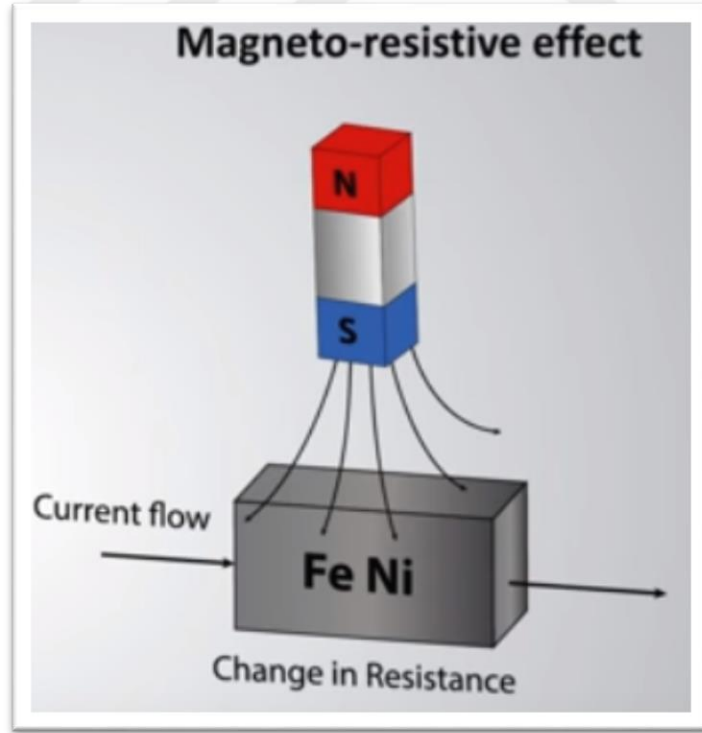
Şekil 3. 10 MEMS jiroskop çalışma mantığı

MEMS jiroskopların çalışma mantığına gelecek olursak sabit bir hız altında açısal hızla dönme hareketi yapan bir cisim coriolis etkisi altında bir kuvvet etki eder. Jiroskopun çalışma mantığında Şekil 3.10'da görüldüğü gibi hareketli olan kondansatör plakalarına etkiyen coriolis kuvveti açısal hızın değişimine ve yönüne göre farklılık gösterecektir. Dolayısıyla plakalar arasındaki mesafe açısal hızla yani dönme hareketinin şekline bağlıdır. Değişen kapasite değerlerinin oluşturduğu değişken elektriksel sinyallerinin mikrodenetleyicide yorumlanması sonrasında cismin dönüş yönünü ve dönme hızını tespit etmek mümkün olmaktadır.



Şekil 3. 11 MEMS magnetometer çalışma mantığı (Hall etkisiyle)

Hall etkisini prensip edinerek çalışan magnetometer'larda manyetik alan çizgilerinin etkisiyle (-) ve (+) yükler karşılıklı olarak kutuplanırlar. Kutuplanmanın sonucu olarak oluşacak olan gerilimin ölçülmesi suretiyle etki eden manyetik alan çizgilerinin gücü tespit edilebilir. Böylece magnetik alan ölçümü gerçekleştirilmiş olur.



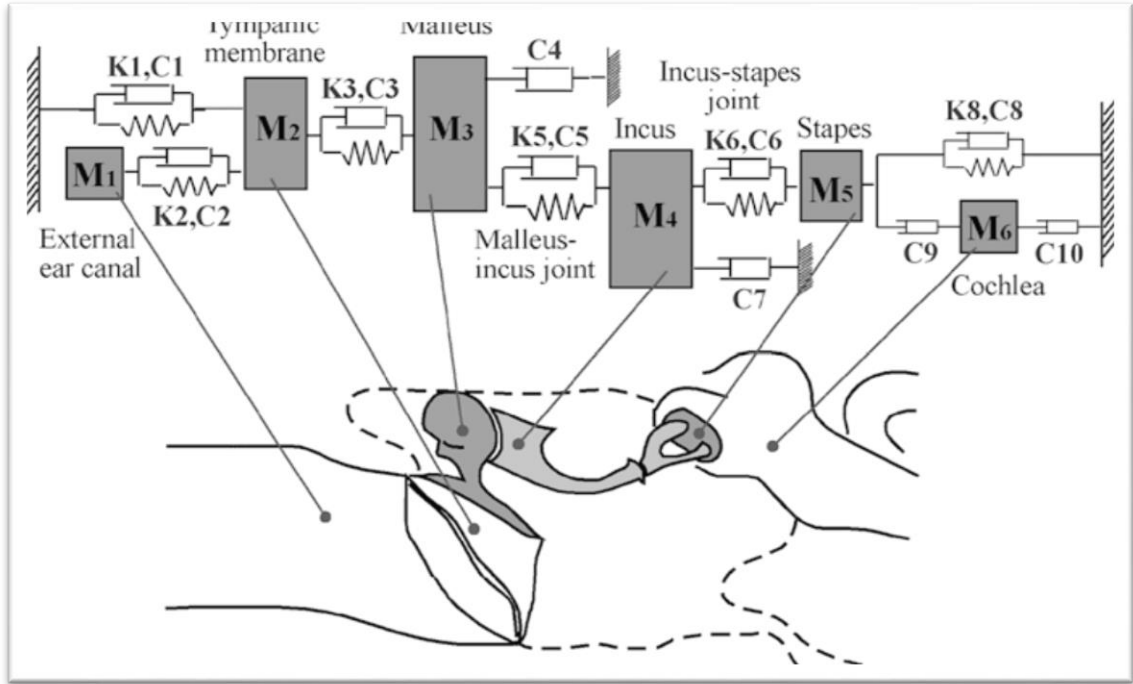
Şekil 3. 12 MEMS magnetometer çalışma mantığı (magneto-resistif etkisiyle)

Şekil 3. 12' de görülen magneto-resistif etki prensibine göre çalışan düzende kullanılan akım geçen kütle, değişken manyetik alan altında direnci değişebilen manyetik malzemelerden seçilir. Örnek olarak demir, nikel ve kobalt gibi elementler tercih edilebilir. Dirençte gerçekleşen bu değişimlerin bir sonucu olarak malzeme içersinden akacak akımda değişkenlik göstereceğinden manyetik alan ölçümünde kullanılabilen bir düzendir. Fakat piyasada magnetometer olarak kullanılan entegrelerin büyük çoğunluğunda Hall etkisiyle çalışan versiyon tercih edilmektedir.



İNSAN KULAĞININ MATEMATİKSEL MODELİ VE MEMS'İN YÜKLEME ETKİSİ

İnsan kulağının matematiksel modelini anlamak üzerine incelenilen birçok makale içerisinde Feng ve Gan'ın çalışmalarındaki matematiksel modeli [3] kullanmayı tercih ettim. Örneğin, Fragoso ve arkadaşları [9], bu modeldeki bazı parametreleri değiştirerek kulak kemikçiklerinin eklem iltihabını (artrit) gerçeğine çok yakın olarak inceleyebilmişlerdir. Şekil 4.1' de matematiksel model incelenebilir. Bu modelin parametre değerleri Lazer Doppler Vibrometri yöntemiyle [10] elde edilmiştir.



Şekil 4. 1 Feng ve Gan tarafından önerilen kulak modeli

Bu modelde 6 adet kütle (M_1, \dots, M_6), 10 adet amortisör (C_1, \dots, C_{10}) ve 6 adet yay sabiti ($K_1, K_2, K_3, K_5, K_6, K_8$) model parametreleri olarak karşımıza çıkar. M_1 kulak yoluna giren havanın kütlesi, M_2 kulak zarının kütlesi, M_3 malleus kütlesi, M_4 incus kütlesi, M_5 stapes kütlesi, M_6 ise koklea kütlesini temsil etmektedir. K_1 yay sabiti ve C_1 amortisörü, kulak zarı etrafındaki halka şeklindeki bağlantıyı temsil eder. K_2 ve C_2 , M_1 ve M_2 arasındaki bağlantıyı temsil eder. K_3 - C_3 yay sönümleyici çifti, kulak zarının malleusa mekanik bağlanmasını sağlar. Ossiküler zincirin titreşimlerinin bütünlüğünü ve iletimini tamamlayan malleus-incus ve incus-stapes eklemleri, sırasıyla, iki yay amortisör çifti, K_5 - C_5 ve K_6 - C_6 ile temsil edilir. Bu modelde, gerçekte olduğu gibi, kulak çukurundaki kemikçik zincirinin desteği ve süspansiyonu, boşlukları duvarlara asan / bağlayan ligamentler ve intra-aural (orta kulak-işitsel) kaslarla yapılır. Malleus ve Incus'u tutan iki ana bağ C_4 ve C_7 amortisörleri ile temsil edilir. Koklear sıvı C_9 ve C_{10} amortisörleri tarafından desteklenir. C_9 amortisörü, stapeslerin oval pencerenin üzerindeki koklear sıvıya bağlanmasını sağlar. K_8 - C_8 yay amortisör çifti, stapes ligamentini (stapedial annular ligament, SAL) temsil eder. Ses şiddeti bu bağın esnekliğini / uyumluluğunu (modelimizde K_8 - C_8 parametreleri) değiştirebilir.

Modelin diferansiyel denklemi ve matrislerin açılımı aşağıda verilmiştir:

$$[M] \cdot [\ddot{Y}] + [C] \cdot [\dot{Y}] + [K] \cdot [Y] = [F_e] \quad (4.1)$$

$$[M] = \begin{bmatrix} M_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & M_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & M_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & M_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & M_5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & M_6 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

$$[C] = \begin{bmatrix} C_2 & -C_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -C_2 & C_1 + C_2 + C_3 & -C_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -C_3 & C_3 + C_4 + C_5 & -C_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -C_5 & C_5 + C_6 + C_7 & -C_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -C_6 & C_6 + C_8 + C_9 & -C_9 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -C_9 & C_9 + C_{10} \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

$$[K] = \begin{bmatrix} K_2 & -K_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -K_2 & K_1 + K_2 + K_3 & -K_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -K_3 & K_3 + K_5 & -K_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -K_5 & K_5 + K_6 & -K_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -K_6 & K_6 + K_8 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

$$[Y] = [Y_1 \ Y_2 \ Y_3 \ Y_4 \ Y_5 \ Y_6]^T \quad (4.5)$$

$$[F_E] = [F_1 \ F_2 \ F_3 \ F_4 \ F_5 \ F_6]^T \quad (4.6)$$

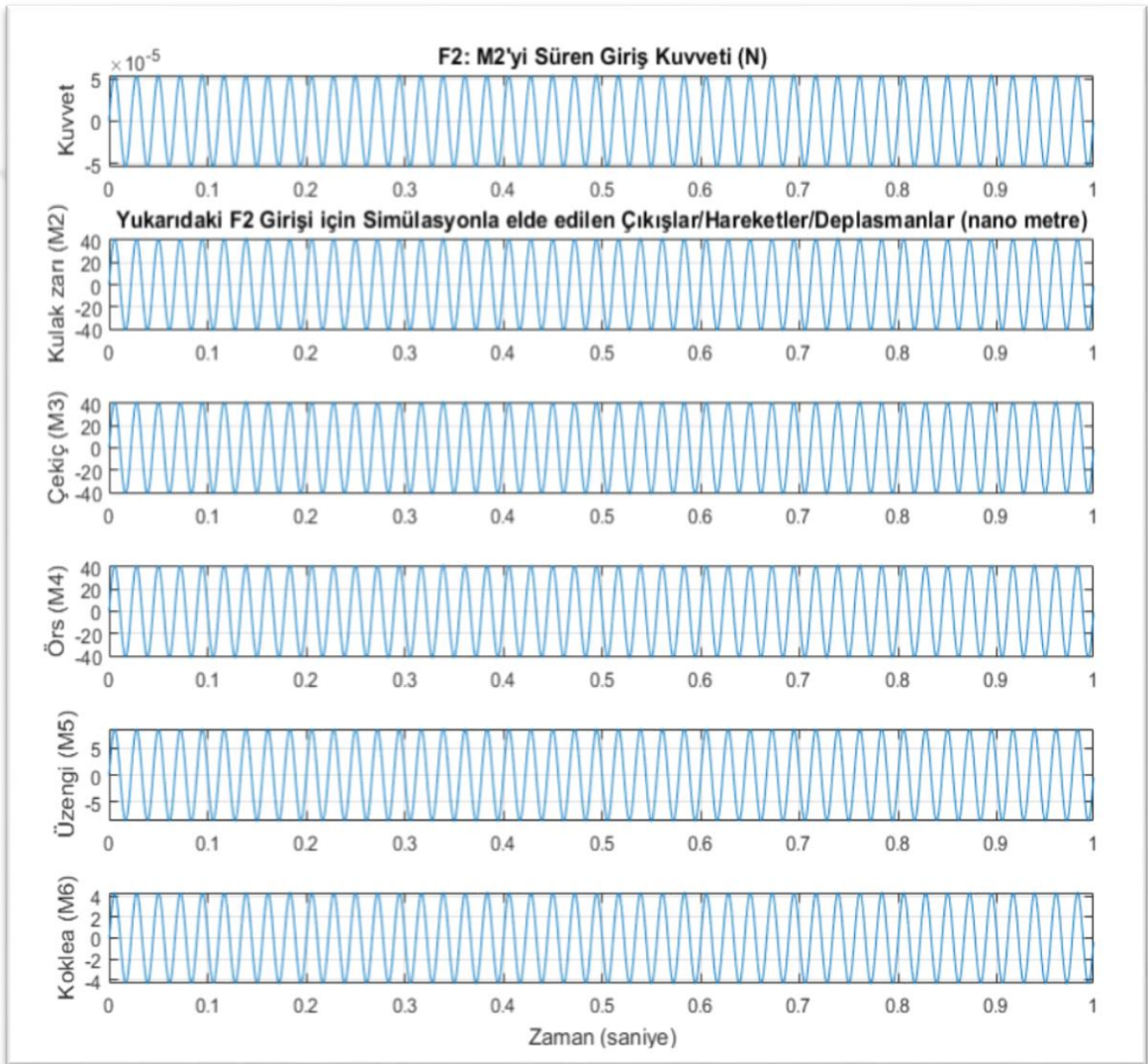
$$F_1 = F_3 = F_4 = F_5 = F_6 = 0; \quad F_2 = A \cdot \sin(\omega t + \phi) \quad (4.7)$$

[Y] vektörü, kütlelerin yer değişimleridir. Yani başka bir deyişle titreşim değerleridir. \dot{Y} hız vektörü, \ddot{Y} ise ivme vektörüdür. Sistem kulak yoluna gelen sinüzoidal ses dalgasıyla sürülür ve bu değer F_2 ile temsil edilir. Parametre değerleri [3] Çizelge 4. 1' de gösterilmiştir. Literatürde malleus kütlesi (M_3) 23 -27 mg aralığında, incus kütlesi (M_4) ise 25 -32 mg aralığındadır. Kulak zarı, malleus ve incus katı bir şekilde birbirlerine mekanik olarak etkilediklerinden, her biri üzerindeki yer değiştirme (titreşim) hareketleri benzerdir. Bundan dolayı bu sistemde rotasyonel hareket öteleme hareketine dönüştürülerek ele alınmıştır. M_3 ve M_4 kütlelerinin 4 mg olarak alınmasının sebebi budur. Daha detaylı bilgi için [3] 'e başvurulabilir.

Çizelge 4. 1 Kulak modelindeki parametre değerlerinin listesi

Parametre Kısaltması	Parametre Adı	Parameter Değeri
M ₁	Dış kulak kanalındaki hava kütlesi	1.55×10^{-6} [g]
M ₂	Kulak zarının kütlesi	2.7×10^{-6} [g]
M ₃	Malleus kütlesi	4×10^{-6} [g]
M ₄	Incus kütlesi	4×10^{-6} [g]
M ₅	Stapes kütlesi	1.78×10^{-6} [g]
M ₆	Koklea kütlesi	25.5×10^{-6} [g]
C ₁	Kulak zarı etrafındaki halka şeklindeki sönümlenme katsayısı	0.00007 [N.s/m]
C ₂	Kulak zarı ve dış kulak kanalı arasındaki sönümlenme katsayısı	0.5 [N.s/m]
C ₃	Kulak zarı ve malleus arasındaki sönümlenme katsayısı	1.74 [N.s/m]
C ₄	Malleus'u tutan ligamentlerin sönümlenme katsayısı	0.122 [N.s/m]
C ₅	Malleus ve incus arasındaki sönümlenme katsayısı	0.359 [N.s/m]
C ₆	Incus ve stapes arasındaki sönümlenme katsayısı	0.00028 [N.s/m]
C ₇	Incus'u tutan ligamentlerin sönümlenme katsayısı	0.02 [N.s/m]
C ₈	Stapes'i tutan ligamentlerin sönümlenme katsayısı	0.0004 [N.s/m]
C ₉	Koklea sıvısı – stapes kuplajının sönümlenme katsayısı	0.1 [N.s/m]
C ₁₀	Koklea'yı tutan ligamentlerin sönümlenme katsayısı	0.1 [N.s/m]
K ₁	Kulak zarı etrafındaki halka şeklindeki yay sabiti	1175 [N/m]

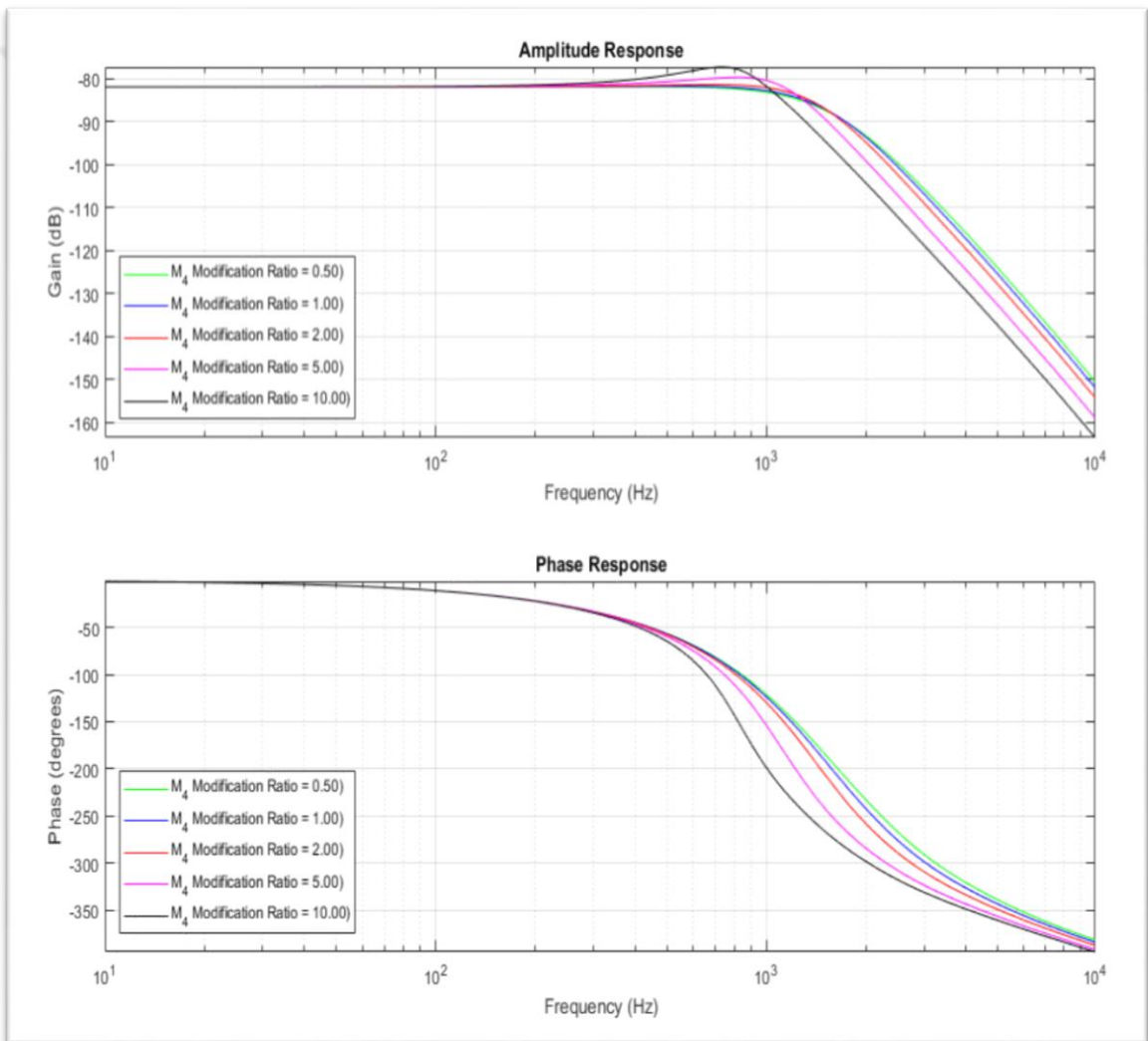
Matlab / Simulink ortamında yukarıda anlatılan parametreler kullanılarak blok diyagram şemaları hazırlanmış ve insan kulağının ses işitme frekans aralığında transfer fonksiyonu çıkarılmıştır. Fonksiyonun girişi F_2 , çıkışı ise koklea'nın yer değiştirme hareketi olan Y_6 'dır. Transfer fonksiyonunun çıkarılmasından sonra ise bu çalışmada incelenen incus kemiğine eklenecek olan sensörün ağırlığının fonksiyona olan etkisi gözlemlenmiştir. Sistem 45 Hz frekanslı ve 5.364 dyne (5.364×10^{-5} N) genliğindeki ses işareti ile sürülmüştür. Bu değer Şekil 4. 3' teki sonucu üretmek için kullanılmıştır.



Şekil 4. 3 Kulak modeli çalıştırılarak elde edilen örnek simülasyon sonuçları

4.2 Yükleme Etkisinin Simülasyonlarla İncelenmesi

Bu bölümün asıl amacı incus üzerine yerleştirilecek olan sensörün kütlesinin getirebileceği yükleme etkisini incelemektir. İnsan kulağının matematiksel modelini oluşturduğumuz Simulink ortamı üzerinde koşturulan programımız aracılığıyla bu etki gözlemlenebilmiştir. Şekil 4. 3' teki sonuçlar 45 Hz frekansı için gerçekleşmiştir. Tabi ki tek bir frekans değeri veya tek bir MEMS kütlesi ile alınacak sonucun bir anlamı olmayacaktır. Bundan dolayı insan konuşma frekans aralıkları (10 - 10000 Hz) logaritmik olarak 250 örnek frekansa bölünmüş ve incus kütlesiyle bağlı olarak değişen farklı MEMS kütleleri ile kıyaslanarak Şekil 4. 4' teki genlik ve faz yanıtları elde edilmiştir.



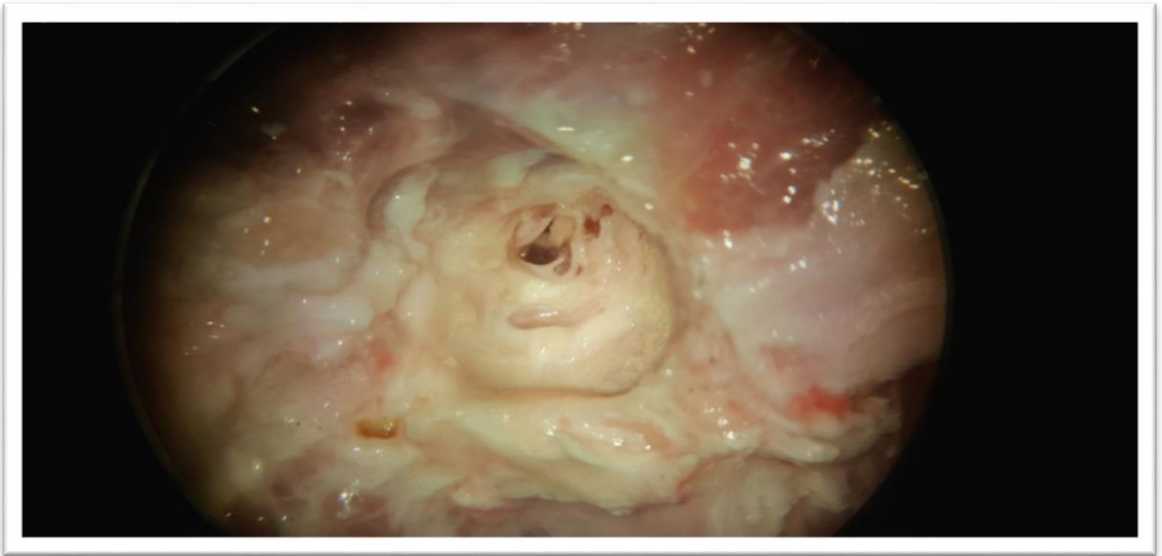
Şekil 4. 4 Farklı incus kütlelerine (M_4) göre işitme transfer fonksiyonunun genlik yanıtı (üst panel) ve faz yanıtı (alt panel)

BÖLÜM 5

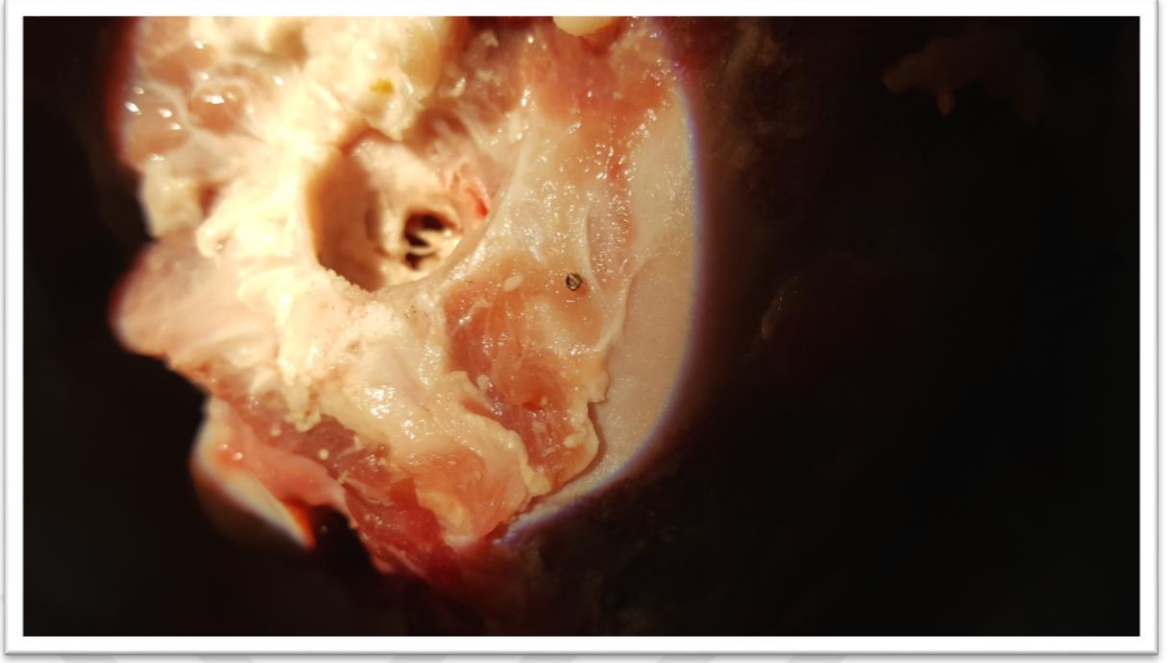
UYGULAMADA KULLANILAN BİLEŞENLER

Bu bölümde ses sinyalinin MEMS ivmeölçer ile tespiti ve mikrodenetleyici üzerinden elde edilen sayısal verilerin gösterilmesi amaçlanmıştır. MPU-9250 model MEMS ile Arduino UNO geliştirme kiti kullanılmıştır. Kullanılan MEMS analog girişe sahiptir ve dijital çıkış üretmektedir. MPU-9250 ivmeölçer, jiroskop ve magnetometre özellikleri göstermekle birlikte ilk aşamada ivmeölçer modülü kulağın titreşim hareketini ölçmek için yeterlidir.

Bu aşamada insan kulağına yerleştirme fazı için erken olduğundan ve en uygun sinyal işleme tekniğini tespit etmek için zamana ihtiyacımız olduğundan sensörün yerleştirilmesi konusundaki ilk denemeleri koyun kafası üzerinde gerçekleştirildi.



Şekil 5. 1 Koyun kafasının kulak bölümünün mikroskop altında incelenmesi

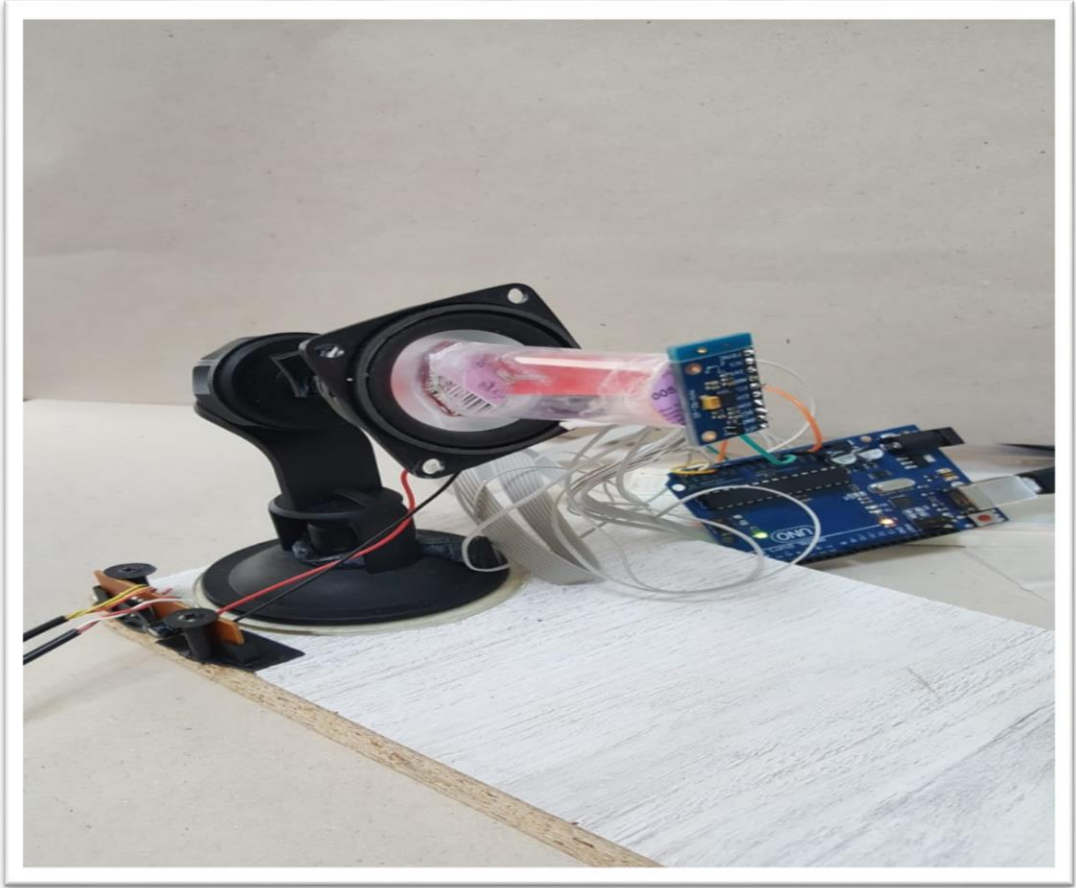


Şekil 5. 2 MEMS'in yerleştirileceği yer



Şekil 5. 3 Incus kemikçığının bulunduğu bölge

Incus kemikçiğinin bulunduğu bölge neşterin temas ettiği yer ve sağ tarafı olarak tarif edilebilir. Incus üzerine yerleştirilmesi hedeflenen MEMS ve orta kulak içerisindeki uygun bir noktaya (orta kulak kemikçikleri olması gerekmiyor) yerleştirilmesi planlanan mikrodenetleyici ile günümüz teknolojisindeki harici ses işleme ünitesi kaldırılarak tamamen gömülü bir sistem hedeflenmektedir. Koklea bölgesine ilk aşamada 30 adet elektrot gönderilmesi hedefimiz bulunmaktadır. Daha öncede belirtilmiş olduğu gibi insan kulağındaki koklea bölgesinde çok sayıda tüy hücresi ve dolayısıyla çok sayıda frekans dilimi mevcuttur. Bundan dolayı kullanıcı en azından bu aşamada doğal sesleri tam randımanla duyamayacak olsa bile hayatını idame ettirebileceği kadar işitme yetisine kavuşacaktır. MPU-9250 ile Arduino I2C protokolü aracılığıyla haberleşmektedir. Kulaktaki titreşim ortamını taklit edebilmek amacıyla hoparlör sistemi ve MEMS'i yerleştirebileceğimiz bir düzenek Şekil 5. 4'te gösterilmiştir.



Şekil 5. 4 MEMS, mikrodenetleyici ve ses düzeneği

Hoparlöre google çeviri üzerinden çeşitli harfler seslendirilmiş ve örnekleme frekansına göre aşağıdaki sayısal veriler elde edilmiştir.

151474	-128	8040	1376
151677	-119	8045	1372
151881	-127	8045	1378
152086	-68	7992	1516
152290	-156	8025	1228
152494	-127	8044	1358
152698	-118	8046	1360
152902	-122	8040	1370
153107	-126	8042	1375
153311	-167	8082	1317
153515	-117	8019	1440
153719	-123	8046	1364
153923	-115	8044	1377
154128	-125	8038	1366
154332	-124	8040	1367
154535	-123	8040	1373
154740	-119	8041	1378
154944	-124	8045	1375
155149	-120	8041	1375
155353	-125	8047	1367
155556	-120	8044	1375
155761	-121	8038	1369
155965	-204	8106	1080
156170	-65	8064	1690
156374	-119	8046	1369

z x y
eksenleri

Şekil 5. 5 Arduino'ya MEMS tarafından gönderilen dijital veriler

Çalışmanın bundan sonraki aşamasında ise bu veriler STFT (Short-Time Fourier Transform), Wavelet, MFCC veya LPCC yöntemleri gibi çeşitli tekniklerle teker teker denenecek olup en optimum olanı kullanılması hedeflenmiştir. Bunlardan bazıları yapay zekaya kaymakta, bazıları ise çok sayıda band geçiren filtre gerektirmektedir.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bulmuş olduğumuz sonuçlar neticesinde incus üzerine yerleştirilecek olan MEMS'in kütlesinin değişiminin getirmiş olduğu yükleme etkisi, transfer fonksiyonunu konuşma frekanslarında pek fazla etkilememektedir. Özellikle düşük frekanslarda bu etki çok daha azdır. Transfer fonksiyonunun değişim karakteristiğini bilmemizden ötürü etkisi az olan bu sapmayı yazılımsal olarak düzeltebilme imkanı da mevcuttur. Tüm bunlar göz önüne alındığında, koklear implant uygulamalarında dış üniteye olan ihtiyaç ortadan kalkarak tüm sistem orta kulak kemikçiklerine gömülü şekilde yerleştirilebilir. Çalışmamızın bir sonraki aşaması bunu gerçekleştirmek olacaktır.

KAYNAKLAR

- [1] Mortality and Burden of Diseases and Prevention of Blindness and Deafness WHO,(2012). http://www.who.int/pbd/deafness/WHO_GE_HL.pdf, 3 Mart 2018.
- [2] <http://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>, 4 Mart 2018.
- [3] Feng, B. ve Gan, R.Z., (2004). "Lumped parametric model of the human ear for sound transmission", Biomechan Model Mechanobiol 3: 33-47.
- [4] <http://www.neuroreille.com/promenade/english/ear/midear/fmidear.htm>, 3 Nisan 2018.
- [5] Wilson B. S., Dorman F. M., (2008). "Cochlear implants: a remarkable past and a brilliant future", Hear Res. 242(0): 3-21.
- [6] Üstün, M.B., (2005). Bening Paroksizmal Pozisyonel Vertigo Tedavisinde Epley Manevrasının Etkinliğinin Değerlendirilmesi (Prospektif Çalışma), İstanbul.
- [7] <http://isitmefizyolojisi.blogspot.com/p/isitme-organlar.html>, 10 Nisan 2018.
- [8] <https://www.mems-exchange.org/MEMS>, 12 Nisan 2018.
- [9] Fragoso, L.B., Magalhães, M.C., Las Casas, E.B., Santos, J.N., Rabelo, A.T.V. ve Oliveira, R.C., (2014). "A mass-spring model of the auditory system in otosclerosis", Braz. J. Biom. Eng., 30(3): 281-288.
- [10] Goode, R.L., Ball, G., Nishihara, S. ve Nakamura, K., (1996). "Laser Doppler Vibrometer (LDV) – a new clinical tool for the otologist", Am J Otol. 1996 Nov; 17(6):813-22.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Murat SERTTAŞ
Doğum Tarihi ve Yeri : 26.03.1990 / Eminönü - İSTANBUL
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : mserttas@yildiz.edu.tr

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Lisans	Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği	Yıldız Teknik Üniversitesi	2013
Lise	Fen Bilimleri	Bolu Fen Lisesi	2007

YAYINLARI

Makale

1. Serttaş, M. Ve Kurt, S. (2018). "İncus Kemikçiđine MEMS Yerleştirilerek Ses Sinyali Analizinin Uygunluđunun Geliřtirilen Matematiksel Model ile Testi", Aurum Journal of Engineering Systems and Architecture, 2(1): 67-74.

