

**INCUS KEMİKÇİĞİNE MEMS YERLEŞTİRİLEREK SES SİNYALİ ANALİZİNİN
UYGUNLUĞUNUN GELİŞTİRİLEN MATEMATİKSEL MODEL İLE TESTİ**Murat SERTTAŞ¹¹Yıldız Teknik Üniversitesi, Elektrik Elektronik Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü
mserttas@yildiz.edu.trSerkan KURT²²Yıldız Teknik Üniversitesi, Elektrik Elektronik Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü
skurt@yildiz.edu.tr**Özet**

Koklear İmplant (Kİ) işitme cihazları; ileri veya çok ileri derecede işitme kaybı olanlara yardımcı olmak için tasarlanmış elektronik bir cihazdır. Koklear İmplant sistemi sesleri elektriksel uyarımlara dönüştürür ve sinyalleri doğrudan Koklea'ya iletir. Uyarılan işitme sinirleri sayesinde beyin sinyalleri ses olarak algılar. Koklear İmplant işitme cihazlarının, diğer işitme cihazlarından farklı olarak maliyeti oldukça yüksektir. Dünyada Koklear İmplant üreticisi olarak Med-El, Cochlear, Advanced Bionics ve Oticon firmaları bulunmaktadır. 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 model geliştirmektir. Ayrıca MEMS'in mekanik yükleme etkisinin kulak modeline olan etkisi geliştirilen matematiksel yöntem ile hesaplanmıştır.

Anahtar Kelimeler: MEMS, Yükleme Etkisi, Incus Kemikçigi, Ses Sinyali Analizi.**TESTING WITH THE MATHEMATICAL MODEL DEVELOPED IN ACCORDANCE WITH VOICE
SIGNAL ANALYSIS BY ATTACHING MEMS ONTO INCUS OSSICLE****Abstract**

Cochlear implant (CI) hearing aids; is an electronic device designed to help people with severe or very severe hearing loss. The cochlear implant system converts sounds into electrical stimulations and transmits the signals directly to the cochlea. Through stimulated hearing nerves, the brain perceives signals as sound. Unlike other hearing aids, the cost of the cochlear implant hearing aids is very high. There are Med-El, Cochlear, Advanced Bionics and Oticon companies as Cochlear Implant manufacturers in the world. In existing designs, the microphone and sound processor remain outside the ear (outdoor unit) and this design presents a difficulty in terms of aesthetic anxiety and life comfort. Users are forced to remove their devices in some social activities and the hearing ability that is obtained is lost. The aim of this paper is to develop a mathematical model that tests the applicability of the implantation of MEMS on the incus bone in the middle ear, by removing the negative factors that make such social life difficult. In addition, the effect of mechanical loading of the MEMS on the ear model was calculated using developed mathematical method.

Keywords: MEMS, Load Effect, Incus Ossicle, Voice Signal Analyzing.

1. GİRİŞ

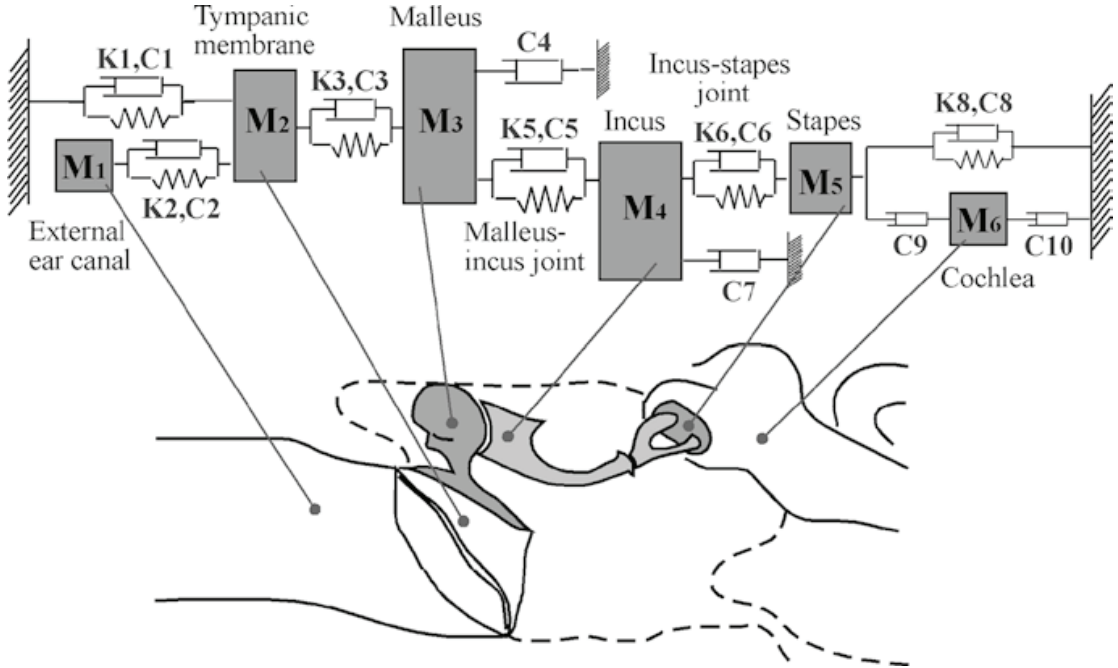
İşitme duyusu, dış ortamda bulunan ve ses olarak adlandırdığımız mekanik titreşimlerin dış kulak yolundan içeri girerek, iç kulağı uyarması ve oluşan elektriksel potansiyelin akustik sinir aracılığıyla işitme korteksine taşınması sonucu ortaya çıkmaktadır. İşitme, sesleri algılama eylemi veya süreci 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 mm² iken, oval pencerenin yüzey alanının 3.2 mm² 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 direkt 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 ünite'deki 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 implantasyonu 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.

2. İNSAN KULAĞININ MATEMATİKSEL MODELİ

İnsan kulağının matematiksel modelini anlamak üzerine incelediğimiz birçok makale içerisinde Feng ve Gan tarafından hazırlanan çalışmadaki matematiksel modeli [3] kullanmayı tercih ettik. Örneğin, Fragoso ve arkadaşları [6], bu modeldeki bazı parametreleri değiştirerek kulak kemikçiklerinin eklem iltihabını (artrit) gerçeğine çok yakın olarak inceleyebilmişlerdir. Şekil 1'de matematiksel model incelenebilir. Bu modelin parametre değerleri Lazer Doppler Vibrometri yöntemiyle [7] elde edilmiştir.



Şekil 1. Fen ve Gan tarafından önerilen kulak modeli [3]

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:

$$[M] \cdot [\ddot{Y}] + [C] \cdot [\dot{Y}] + [K] \cdot [Y] = [F_E] \quad (1)$$

$$[M] = \begin{bmatrix} M_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & M_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & M_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & M_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & M_5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & M_6 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$[C] = \begin{bmatrix} C_2 & -C_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -C_2 & C_1 + C_2 + C_3 & -C_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -C_3 & C_3 + C_4 + C_5 & -C_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -C_5 & C_5 + C_6 + C_7 & -C_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -C_6 & C_6 + C_8 + C_9 & -C_9 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -C_9 & C_9 + C_{10} \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$[K] = \begin{bmatrix} K_2 & -K_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -K_2 & K_1 + K_2 + K_3 & -K_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -K_3 & K_3 + K_5 & -K_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -K_5 & K_5 + K_6 & -K_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -K_6 & K_6 + K_8 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$[Y] = [Y_1 \ Y_2 \ Y_3 \ Y_4 \ Y_5 \ Y_6]^T \quad (5)$$

$$[F_E] = [F_1 \ F_2 \ F_3 \ F_4 \ F_5 \ F_6]^T \quad (6)$$

$$F_1 = F_3 = F_4 = F_5 = F_6 = 0; \quad F_2 = A \cdot \sin(\omega t + \phi) \quad (7)$$

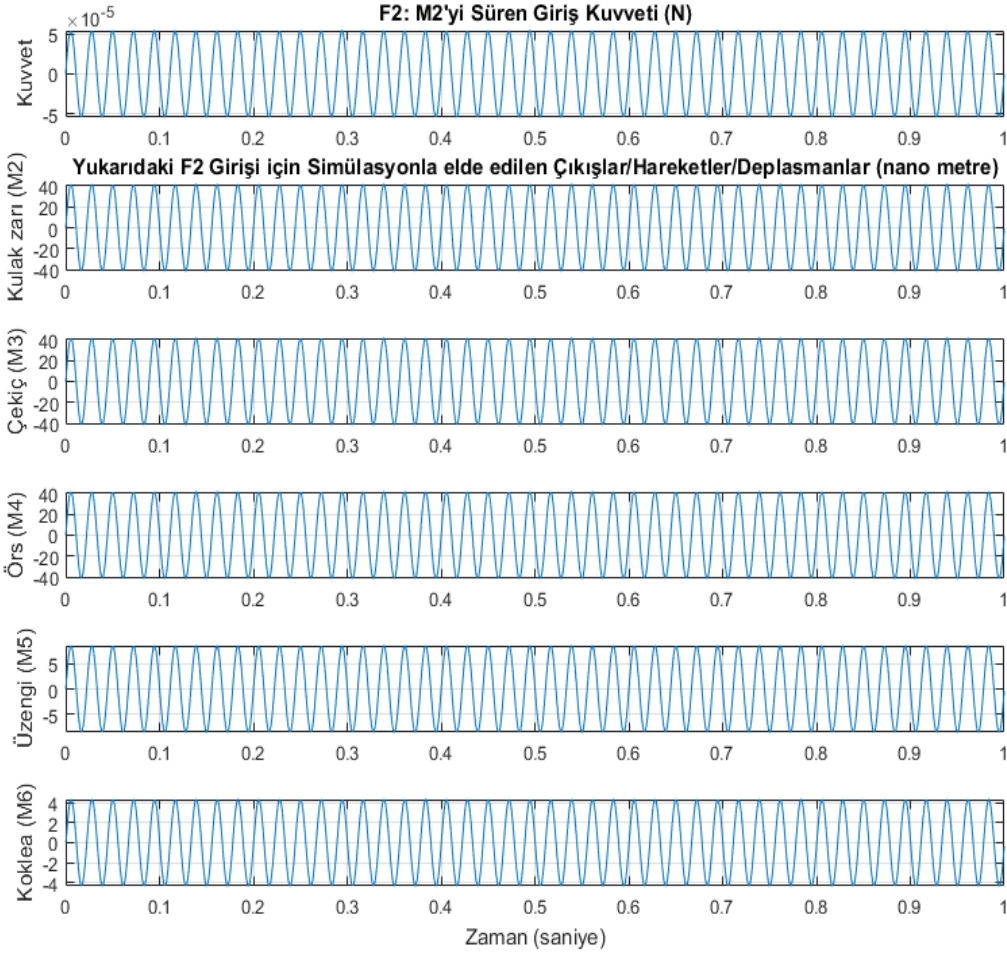
[Y] vektörü, kütlelerin yer değişimleridir. Yani başka bir deyişle titreşim değerleridir. \dot{Y} hız vektörü, \ddot{Y} ise ivme vektörüdür. Sistem kulak yoluna gelen sinüzoidal ses dalgasıyla sürülür ve bu değer F_2 ile temsil edilir. Parametre değerleri [3] Tablo 1’de gösterilmiştir. Literatürde malleus 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.

Tablo 1. Kulak modelindeki parametre değerlerinin listesi

Parametre Kısaltması	Parameter Değeri
M_1	1.55×10^{-6} [g]
M_2	2.7×10^{-6} [g]
M_3	4×10^{-6} [g]
M_4	4×10^{-6} [g]
M_5	1.78×10^{-6} [g]
M_6	25.5×10^{-6} [g]
C_1	0.00007[N.s/m]
C_2	0.5 [N.s/m]
C_3	1.74 [N.s/m]
C_4	0.122 [N.s/m]
C_5	0.359 [N.s/m]
C_6	0.00028 [N.s/m]
C_7	0.02 [N.s/m]
C_8	0.0004 [N.s/m]
C_9	0.1 [N.s/m]
C_{10}	0.1 [N.s/m]
K_1	1175 [N/m]
K_2	20001 [N/m]
K_3	94740 [N/m]
K_5	1000017 [N/m]
K_6	167 [N/m]
K_8	623 [N/m]

2.1 Simülasyon Ortamının Gerçeklenmesi

Matlab / Simulink ortamında yukarıda anlatılan parametreler kullanılarak blok diyagram şemaları hazırlanmış ve insan kulağının ses işleme 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 makalede 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 2'deki sonucu üretmek için kullanılmıştır.

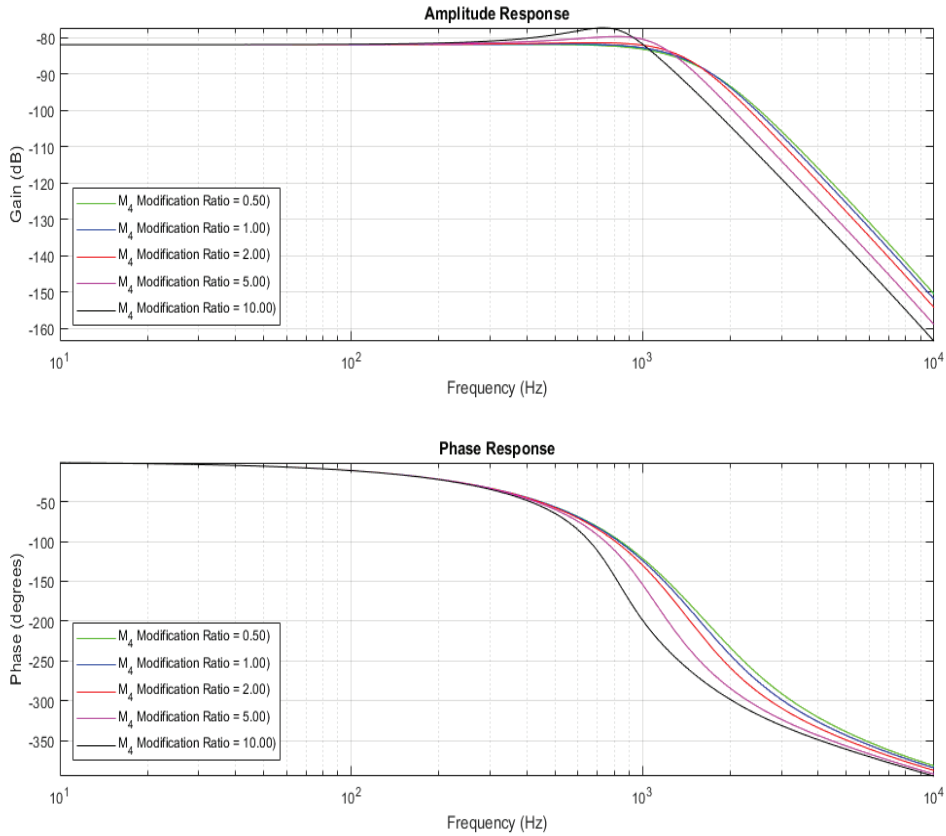


Şekil 2. Kulak modeli çalıştırılarak elde edilen örnek simülasyon sonuçları

2.2 Yükleme Etkisinin Simülasyonlarla İncelenmesi

Bu makalenin asıl amacı incus üzerine yerleştirilecek olan sensörün kütlesinin getirebileceği yükleme etkisini incelemektir. İnsan kulağının matematiksel modelini oluşturduğumuz Simulink ortamı üzerinde

koşturduğumuz programımız aracılığıyla bu etkiyi incelemeyi başardık. Şekil 2' deki sonuçlar 45 Hz frekansı için gerçekleşmiştir. Tabii 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 3' deki genlik ve faz yanıtları elde edilmiştir.



Şekil 3. Farklı incus kütlelerine (M_4) göre işitme transfer fonksiyonunun genlik yanıtı (üst panel) ve faz yanıtı (alt panel)

3. SONUÇ

Bulmuş olduğumuz sonuçlar neticesinde incus üzerine yerleştirilecek olan MEMS'in kütlesinin değişiminin getirmiş olduğu yüklenme 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.

4. KAYNAKLAR

1. http://www.who.int/pbd/deafness/WHO_GE_HL.pdf
2. <http://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>
3. **Bin Feng, Rong Z. Gan.** "Lumped parametric model of the human ear for sound transmission," *Bio-mechan Model Mechanobiol* (2004) 3: 33–47.
4. <http://www.neuroreille.com/promenade/english/ear/midear/fmidear.htm>
5. **Blake S. Wilson, Michael F. Dorman,** "Cochlear implants: a remarkable past and a brilliant future," *Hear Res.* 2008 Aug. 242(0): 3-21.
6. **Fragoso LB, Magalhães MC, Las Casas EB, Santos JN, Rabelo ATV, Oliveira RC,** "A mass-spring model of the auditory system in otosclerosis," *282 Braz. J. Biom. Eng.,* 30(3), 281-288, Sept. 2014.
7. **Goode RL, Ball G, Nishihara S, Nakamura K,** "Laser Doppler vibrometer (LDV)--a new clinical tool for the otologist.," *Am J Otol.* 1996 Nov;17(6):813-22.