



Orta kulak tasarımı ve akustik harmonik performansının sonlu elemanlar yöntemiyle modellenmesi

Modeling of middle ear design and acoustic harmonic performance with finite element method

Fatma Uzundemir^{1,*}, Mevlüt Yunus Kayacan², İsmail Şen³

^{1,3} Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, 32000, Isparta, Türkiye

² Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 32000, Isparta, Türkiye

Öz

İşitme, insanlardaki beş duyudan biri olup sosyal yaşam için önemlidir. İnsan kulağının doğru ve kapsamlı bir sonlu eleman modelinin oluşturulması ses iletiminin daha iyi anlaşılmasını sağlayabilir. Bu çalışmada, insan orta kulağının bir sonlu eleman (FE) modeli geliştirilerek stapes tabanındaki titreşim nedeni ile oluşan hız ve genlik etkilerinin frekans spektrumundaki değişimi araştırılmıştır. İnsan orta kulak sistemi üzerindeki geometrik modeller, literatürdeki orta kulak bileşenlerinin özellikleri dikkate alınarak CAD yazılımı (Solidworks) ile oluşturulmuştur. FE modeli olarak Ansys yazılımı kullanılmıştır. 100 Hz ile 10 kHz frekans aralığında timpanik membrandan 90 dB SPL (ses basınç seviyesi)'ye eşit olan 0.632 Pa ses basıncı uygulanmıştır. Elde edilen sonuca göre sağlıklı insan orta kulak modelinin stapes tabanında 500 Hz'de 3.43E-05 mm'lik genlik ve 1.07E-01 mm/s'lik hızla en yüksek değerlere ulaşıldığı görülmüştür. Stapes tabanında 10 kHz'e kadar da kademeli olarak genlik ve hız değerlerinin azaldığı, sayısal açıdan da önemli bir farkın oluşmadığı tespit edilmiştir. Elde edilen bulguların literatür ile tutarlı olduğu belirlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Orta kulak, Protez, Bilgisayar destekli tasarım, Sonlu elemanlar yöntemi, Harmonik analiz

1 Giriş

Kulak, her biri işitme sürecinde farklı bir rol oynayan dış, orta ve iç kulak olmak üzere üç ana bölümden oluşan karmaşık bir duyu organıdır [1, 2]. İşitme; ses dalgalarının kulak yoluyla alınması, seslerin titreşimler halinde sinir sinyallerine dönüştürülerek beyne iletilmesi ve beyin tarafından algılanması sonucunda gerçekleşmektedir [3, 4]. İnsanlar genellikle 0 dB ile 130 dB arasındaki şiddetlerde ve 20 Hz ile 20 kHz arasındaki frekanslarda sesleri duyabilmektedirler. İnsan sesi yaklaşık olarak 500–2000 Hz arasındadır [5].

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ), dünya nüfusunun %5'inden fazlasının işitme kaybı yaşadığını bildirmektedir. İşitme kayıplarının bazıları sesin iletilmesini sağlayarak duyma yeteneğinde hayati bir rol oynayan orta kulakta meydana gelen travmalar, enfeksiyonlar, kemikçik yapıların

Abstract

Hearing is one of the five senses in humans and is important for social life. An accurate and comprehensive finite element model of the human ear can provide a better understanding of sound transmission. In this study, a finite element (FE) model of the human middle ear is developed to investigate the variation of velocity and amplitude effects in the frequency spectrum due to vibration at the base of the stapes. Geometric models of the human middle ear system were created with CAD software (Solidworks), taking into account the characteristics of middle ear components in the literature. Ansys software was used as FE model. In the frequency range of 100 Hz to 10 kHz, 0.632 Pa sound pressure equal to 90 dB SPL (sound pressure level) was applied through the eardrum. According to the results obtained, it was observed that the highest values of 3.43E-05 mm amplitude and 1.07E-01 mm/s velocity were reached at 500 Hz at the base of the stapes of the healthy human middle ear model. It was determined that the amplitude and velocity values gradually decreased until 10 kHz at the base of the stapes, and no significant numerical difference was observed. It was determined that the findings were consistent with the literature.

Keywords: Middle ear, Prosthesis, Computer aided design, Finite element method, Harmonic response

kemikleşmesi ve diğer patolojiler gibi çeşitli faktörler nedeniyle oluşabilmektedir [6-9]. Orta kulakta meydana gelen bu hastalıkların sonucunda iletim tipi adı verilen işitme kaybı ortaya çıkmaktadır. İletim tipi işitme kaybı, hasarlı kemikçik yerine uygun bir protezin yerleştirildiği kemikçik zincir onarım ameliyatları ile tedavi edilmektedir [9]. Kemikçik zincirin neden olduğu işitme kayıplarının tedavisinde çoğunlukla stapes protezleri kullanılmaktadır. Stapes protezi, kişinin kulak kemiğine uygun şekilde üretilen ve stapes kemiği çıkarılarak bu bölgeye yerleştirilen protezlerdir. Ticari olarak üretilen stapes protezleri üç temel tasarım tipi (tel kanca, piston ve kova) temelinde üretilmektedirler [10]. Ticari üretimde malzeme olarak ise üç temel malzeme sınıfı kullanılmaktadır: seramik, polimer ve metaller. Günümüzde protez üretiminde en çok paslanmaz çelik, platin, teflon, titanyum ve alaşımlar gibi farklı tür

* Sorumlu yazar / Corresponding author, e-posta / e-mail: fatmauzundemir20@gmail.com (F. Uzundemir)
Geliş / Received: 31.03.2023 Kabul / Accepted: 19.06.2023 Yayınlanma / Published: 15.07.2023
doi: 10.28948/ngumuh.1274879

malzemeler tercih edilmektedir [11, 12]. Titanyum protezler, mükemmel korozyon direncine sahip olup doku tarafından iyi tolere edilmektedir. Hafif olmasının yanında MRI ile uyumlulukları nedeniyle en yaygın kullanılan ve çoğu otolog tarafından tercih edilen bir malzemedir [13, 14]. Seramik protezler mükemmel akustik özellikleriyle bilinmektedir, ancak kırılabilirlikleri ve yüksek maliyetleri nedeniyle daha az kullanılmaktadırlar. Polietilen protezler ise ekonomik olup kolayca şekillendirilebilirler ancak daha düşük akustik özelliklere sahiptirler. Son yıllarda, hidroksiapatit protezler ve şekil hafızalı alaşım protezler gibi yeni protezler geliştirilmiştir [13, 15, 16]. Eklemli imalat teknolojisi ve lazer mikro işleme dahil olmak üzere gelişmiş üretim teknikleri, gelişmiş biyouyumluluk ve mekanik özelliklere sahip orta kulak protezlerinin hassas ve özelleştirilebilir üretimine olanak sağlamaktadır [17].

Orta kulak sistemi üzerine birçok araştırmacı çalışmalarında sonlu elemanlar (FE) modelini kullanmaktadır. Orta kulağın biyomekanik davranışı hakkında FE modeli kullanılarak yapılan ilk çalışma, Funnell ve Laszlo (1978) tarafından bir kedi üzerinde yapılmıştır [2, 18]. O zamandan beri, orta kulak biyomekaniğinin FE modellenmesi hızla büyüyen bir araştırma alanı haline gelmiştir. Gan ve arkadaşları tarafından yapılan diğer bir çalışmada, dış kulak kanalı, timpanik membran, kemikçikler, orta kulak asıcı bağ/kaslar ve orta kulak boşluğunu içeren insan kulağının üç boyutlu sonlu eleman modelini oluşturmuşlardır. İnsan kulağının FE modeli, üzengi tabanı ve timpanik membranda model tarafından öngörülen kemikçik hareketlerinin insan temporal kemikleri üzerinde deneysel ölçümlerle karşılaştırılmasıyla doğrulanmış ve kulak kanalı hava sütunu ve orta kulak kemikçikleri arasındaki akustik-yapısal eşleştirme ile FE analizi de yapılmıştır [19]. Gentil ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, timpanik membrana uygulanan farklı ses basınç seviyeleri için harmonik titreşimlerin yapısal tepkisini incelemek üzere orta kulağın sonlu bir eleman modelini geliştirmişlerdir. 100 Hz ile 10 kHz arasındaki umbo ve üzengi tabanındaki yer değiştirmelerinin harmonik tepkilerini elde etmiş ve elde edilen sonuçları daha önce yayınlanan çalışmalarla karşılaştırmışlardır [20]. Krzysztof ve diğerleri yaptıkları çalışmada, şekil hafızalı alaşımdan yapılmış bir orta kulak protezinin doğal titreşimlerini, insan orta kulağına uygulanma olasılığını sonlu elemanlar yöntemi olan ABAQUS yardımıyla araştırmışlardır. Ardından, basitleştirilmiş protez kulak modeline tanıtılarak sistem tepkisini araştırmışlardır [21]. Gyllené ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada standart ayarlanabilir açılı üzengi protezin üç boyutlu modelleri oluşturulmuştur. Sonuç olarak, pistonun kalın kısım teflondan, örs uzun işlemine sabitlenen ince kısmın ise titanyum alaşımından olacağı varsayılarak protezin mekanik davranışının değerlendirilmesi için modal analiz yapılmıştır. Son olarak üzengi protezin kemikçik zincirine bağlandığı yer olan protez kısıtlamasına göre sınır koşulları değiştirilerek sayısal analizi yapılmıştır [4].

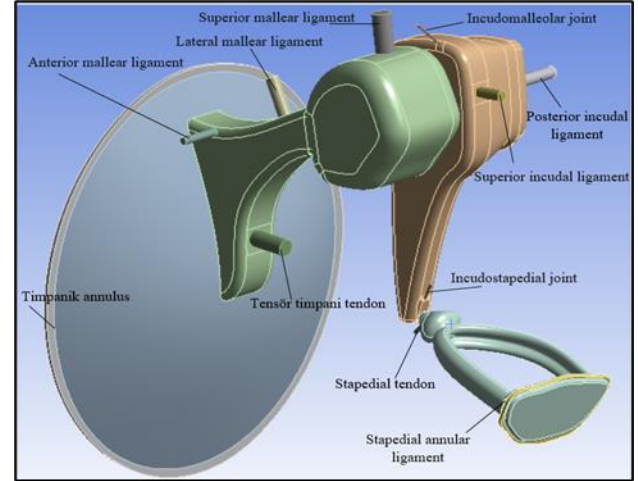
Geleneksel yöntemler kullanılarak belirlenemeyen insan orta kulağının doğal frekansları, titreşim modları, frekans yanıtı ve zaman geçmişi yanıt analizleri sonlu elemanlar analizi ile hesaplanabilmektedir [22, 23].

Bu çalışmada, en iyi geometrik yapıya sahip timpanik membran ve orta kulak kemikçik zinciri oluşturularak sağlıklı insan orta kulağının modellenmesi amaçlanmıştır. Ayrıca insan kulağının işleyişinin incelenmesi için timpanik membrandan stapeze kadar ses iletiminin sayısal olarak simüle edilmesi amaçlanmıştır.

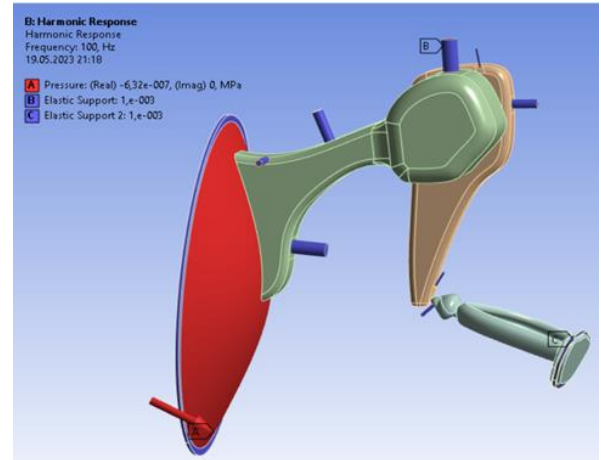
2 Materyal ve metod

2.1 Tasarım

Timpanik membran, malleus, inkus, stapes, bağlı ligamentler ve tendonlardan oluşan normal orta kulak yapılarının 3D modeli, literatürde bulunan modeller temel alınarak Solidworks programı kullanılarak oluşturulmuştur. Oluşturulan modelde, timpanik membranın ve her bir kemiğin boyutu ve şekli normal orta kulak yapılarının anatomisiyle yakından eşleşmiştir. Timpanik membran, dış kulağı ve orta kulağı ayıran içbükey bir zardır. Timpanik membran modeli literatürde verilen değerler dikkate alınarak 9 mm genişlik, 10 mm yükseklik ve 0.1 mm kalınlık ile içbükey şeklinin yüksekliği 1.5 mm'dir [23].



Şekil 1. Sağlıklı orta kulak yapılarının 3 boyutlu modeli: timpanik membran, üç kemikçik (Malleus, Incus, Stapes) ve orta kulak bağları



Şekil 2. Timpanik membran ve stapes taban plakasının hareketini gösteren sağlıklı orta kulak modelinin harmonik analizi

Orta kulak bağlantıları dört ligament ve iki kas: superior malleolar ligament, anterior malleolar ligamentler, superior inkudal ligament, posterior inkudal ligament, tensor timpani tendonu ve stapedius tendonudur. Şekil 1’de görüldüğü gibi bağlar ve tendonlar basitleştirilmiş geometriye sahiptir ve elastik özellikleri uygun şekilde verilmiştir.

Model ilk olarak Ansys üzerinde harmonik analiz yapılarak doğrulanmış ve her bir bileşenin hareketini, özellikle de Şekil 2’de gösterildiği gibi timpanik membran ve stapes taban plakasının hareketini taklit etmek için literatürle karşılaştırılmıştır.

2.2 Sonlu elemanlar modeli

Kemikçik zincirinin tatmin edici performansı, 100 ile 10 kHz frekans aralığında harmonik analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir. Tüm bağlar, kemikler ve tendonlar için malzeme özellikleri Tablo 1’de listelendiği gibi literatürden alınmıştır. Poisson oranı 0.33’lük bir sabittir [24-26]. Modeldeki eleman sayısı 18245 ve düğüm sayısı 34822 idi.

Tablo 1. Kulak bileşenlerinin malzeme özellikleri [25]

Anatomik Bileşenler	Yoğunluk [kg/m ³]	Elastisite [Pa]	Modül
Timpanik membran	1.2×10^3	3.2×10^7	
Çekiç (Malleus)	2.55×10^3	1.41×10^{10}	
Örs (İncus)	2.36×10^3	1.41×10^{10}	
Üzengi (Stapes)	2.2×10^3	1.41×10^{10}	
Incudomalleolar joint	3.2×10^3	1.41×10^{10}	
Incudostapedial joint	1.2×10^3	6.0×10^5	
Tympanic annulus	1.2×10^3	6.0×10^5	
Superior malleolar ligament	2.5×10^3	4.9×10^4	
Lateral malleolar ligament	2.5×10^3	6.7×10^4	
Anterior malleolar ligament	2.5×10^3	2.1×10^6	
Superior incudal ligament	2.5×10^3	4.9×10^4	
Posterior incudal ligament	2.5×10^3	6.5×10^5	
Stapedial annular ligament	2.5×10^3	2.0×10^5	
Tensor tympani tendon	2.5×10^3	2.6×10^6	
Stapedial tendon	2.5×10^3	5.2×10^5	

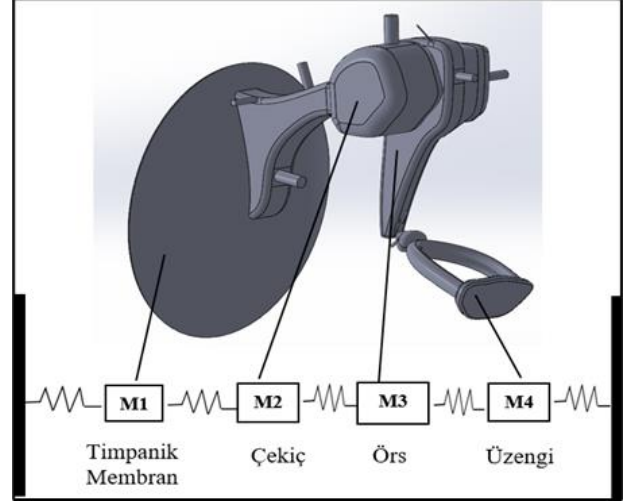
Orta kulak sisteminin tüm malzemeleri için Rayleigh sönümleme parametreleri $\alpha = 0 \text{ s}^{-1}$ ve $\beta = 0,0001 \text{ s}$ olarak tanımlanmıştır. Rayleigh sönüm matrisi, C, bir rijitlik ve kütle matrisinin bir kombinasyonu olarak ifade edilir ve formülü Denklem (1) ile gösterilir.

$$C = \alpha M + \beta K \quad (1)$$

Burada M, kütle matrisidir, K, rijitlik matrisidir ve α ve β , Rayleigh sönüm katsayılarıdır. Dış kulak kanalındaki ve orta kulak boşluğu içindeki hava, akustik elemanlar olarak modellenmiş ve havanın akustik özelliğinde yoğunluk 1.21 kg/m^3 olarak kabul edilmiştir [26].

Orta kulak kasları, ses iletimi sırasında küçük eklemlerle birlikte hızla kasılır. Bu çalışmada, küçük kas yapısı küçük bir mekanik yapı ile değiştirilmiş ve orta kulaktaki küçük bağlantı eklemleri küçük bir yay ve dashpot ile değiştirilmiştir. İnsan orta kulak kemiklerinin simülasyonu için yaylar ve dashpotlarla bağlanan dört kütleli oluşan hesaplama modeli, Şekil 3’te görüldüğü gibi dış kulak kanalı, TM, malleus, incus, stapes ve kokleayı içermektedir. Bu diyagramda, üç kulak kemikçisini (malleus, incus ve

stapes) birbirine bağlayan malleus ve incus arasındaki eklemler ve incus-stapes (sırasıyla M-I ve I-S) iki ana yay katsayısı olan K3, K4 ve sönümleme katsayısı olan C3, C4 ile temsil edilmektedir. Malleus (M2), K2 ve C2 aracılığıyla timpanik membrana (M1) bağlanır. Stapesin bağlantısı kokleaya giden taban plakası K5 ve C5, dış kulak ile timpanik membran bağlantısı K1 ve C1 olan yay ve sönümleme katsayıları ile temsil edilmektedir [27].



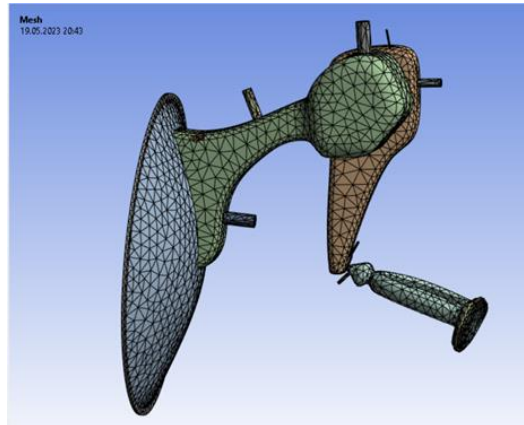
Şekil 3. İnsan kulağının parametrik modeli

Ses basınç seviyesi kulak kanalının yanından timpanik membran üzerine eşit olarak uygulanmıştır. Sesin şiddetinin desibel olarak karşılaştırılması Denklem (2)’de yer alan formül ile hesaplanmaktadır (P: İlgili ses basıncı, Pr: Referans ses basıncı) [27].

$$\text{dB} = 20 \log_{10} P/Pr \quad (2)$$

2.2.1 Sınır koşulları

Ses basınç seviyesi (SPL) 90 dB (0,632 Pa), kulak kanalının yanından timpanik membran üzerine eşit olarak uygulanmıştır [29, 30]. Kemikçikler, inkudo-malleolar eklem ve inkudo-stapedial eklem birleşik hareketini temsil etmek için çok noktalı kısıtlama yoluyla birbirleriyle temas halindedir.



Şekil 4. Sonlu elemanlar modeli mesh yapısı; sağlıklı orta kulak modeli

Bağlar ve tendonlar kemikçiklere bağlanırken, tendonların ve bağların diğer ucu sabitlenmiştir. Bağlar ve tendonlar elastik yapılar olarak kabul edilmiştir. Harmonik analiz titreşim çözücüsünün frekans aralığı sağlıklı insan orta kulak modeli için 100 ile 10 kHz'e ayarlanmıştır [31, 32]. Tüm gövdelerin kafeslenmesi için 10 düğümlü tetrahedral (Tet10) elemanlar kullanılmıştır [33]. Şekil 4'te sonlu elemanlar modeli ile oluşturulan sağlıklı insan orta kulak modelinin mesh yapısı gösterilmektedir.

3 Bulgular ve tartışma

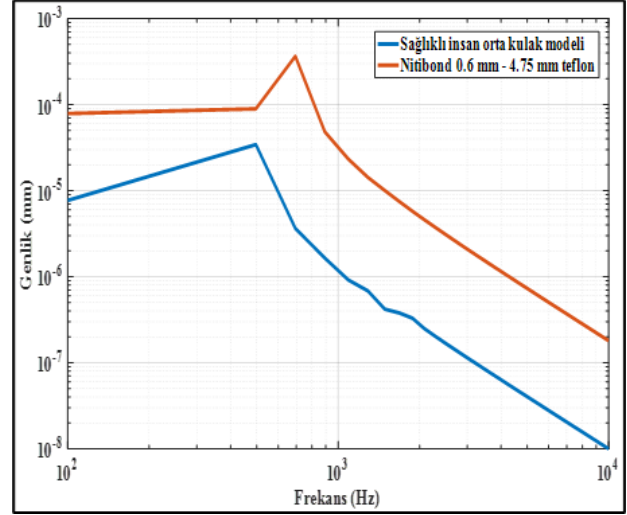
Harmonik titreşim analizi ile stapes tabanındaki genliğin frekans yanıtı ve hız değerleri hesaplanmıştır. Analizden elde edilen sonuçlar grafik şeklinde çizdirilmiştir. Stapes tabanından elde edilen sonuçlar, literatürde yer alan diğer araştırmacılar tarafından yapılan deneylerde gözlemlendiği gibi benzer genlik ve hız eğilimi göstermektedir. Bu sonuçlar, bu çalışmada geliştirilen modelin orta kulağın ses iletim davranışını analiz etmek için kullanışlı olduğunu ortaya koymaktadır. Stapes tabanından elde edilen genlik ve hız değerleri çok küçük olduğundan genlik ve hızın davranış eğilimini daha doğru gözlemlemek için grafikler logaritmik ölçek kullanılarak MATLAB programında grafik şeklinde çizdirilmiştir. Model, patolojik duruma göre kullanılabilecek stapes protezinin çap, uzunluk ve malzeme özelliklerinde değişiklik yapılmasını sağlayabilmektedir. Bu işlem, orta kulağın karmaşık geometrisinin geliştirilmesi ve frekans yanıtını belirlemek için orta kulak elemanlarına özelliklerini ve sınır koşullarının atanmasıyla gerçekleştirilir.

Stapes protezleri kişinin kulak kemikçğine uygun şekilde üretilen protezler olup, çalışma kapsamında 0.6 mm çapında 4.75 mm uzunluğa sahip teflon malzemeden üretilen Nitibond model bir ticari protez modellenmiştir.

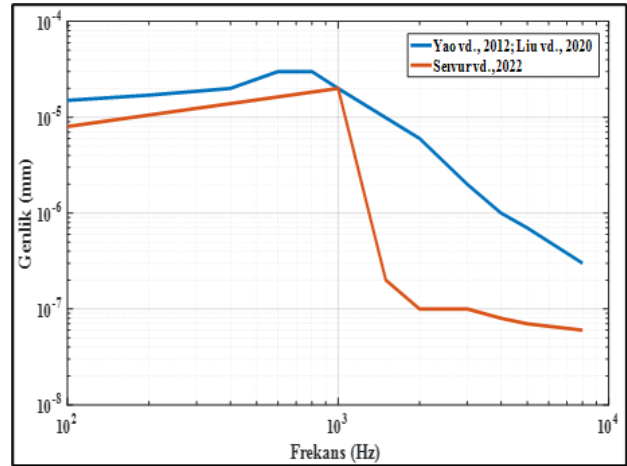
Titreşim enerjisi stapes tabanı aracılığıyla kokleaya iletildiğinden, model doğrulaması için ilk olarak stapes tabanının genlik ve hızı seçilmiştir. Sağlıklı insan orta kulak modeli ve modellenen stapes protezine ait stapes tabanında elde edilen genlik büyüklüğü grafikleri Şekil 5'te gösterilmektedir. Literatürde yer alan Yao vd. [33], Liu vd. [34] ve Servur vd. [35] yaptıkları çalışmalardan elde edilen sağlıklı insan orta kulak modelinin stapes tabanında elde edilen genlik büyüklüğü ise Şekil 6'da yer almaktadır. Ayrıca sağlıklı insan orta kulak modeli ve modellenen stapes protezine ait stapes tabanında elde edilen hız büyüklüğüne ait grafikler Şekil 7'de yer almaktadır. Elde edilen sağlıklı insan orta kulak modeli ile modellenen stapes protezinin hız sonuçları literatürdeki Sun vd. [36] ve Gan vd. [24] tarafından elde edilen sayısal sonuçlarla karşılaştırılarak model doğrulaması yapılmıştır.

Şekil 5 ve Şekil 6'da yer alan grafikler karşılaştırıldığında, her iki eksen için logaritmik bir ölçekte düşük frekanslarda neredeyse sabit bir genlik ve yüksek frekanslarda doğrusal bir azalma görülmektedir. Stapes tabanının hareketi, genellikle timpanik membranının ses girişine yanıt olarak orta kulağın mekanik çıktısını temsil etmektedir. Modellemiş olduğumuz sağlıklı insan orta kulak modeli ile stapes protezine ait stapes tabanındaki genlik büyüklüğü, düşük frekanslarda (0-1000 Hz) 10^{-6} ile 10^{-4} mm'de, 500 Hz ile 700 Hz frekansında rezonans zirvesi elde

edilmiştir. Genlik büyüklüğü yüksek frekanslarda (1000 Hz ve üstü), stapes tabanındaki kazanç farkları için daha az fark edilmiş ve kademeli olarak artış azalmıştır. Şekil 6'da yer alan literatürdeki Yao vd. [33], Liu vd. [34] ve Servur vd. [35] elde ettikleri verilere benzer sonuçlar elde edildiği görülmüştür.



Şekil 5. Timpanik membrana uygulanan 90 dB SPL için stapes tabanında titreşim genliği; Sağlıklı insan orta kulak modeli, Nitibond 0.6 mm çapında 4.75 mm uzunlukta teflon protez

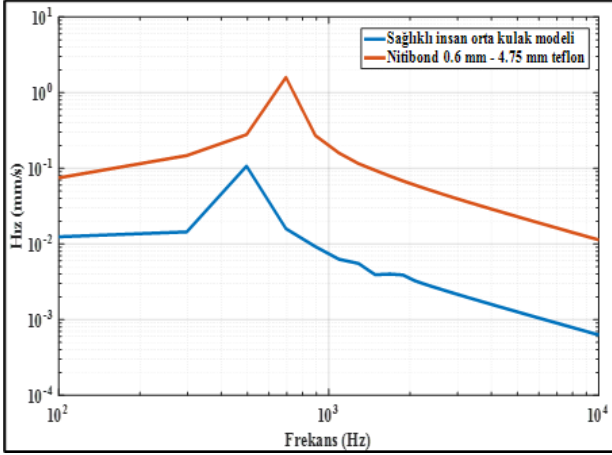


Şekil 6. Sağlıklı insan orta kulak modelinde timpanik membrana uygulanan 90 dB SPL için stapes tabanında titreşim genliği (Yao vd., 2012 ; Liu vd., 2020; Servur vd., 2022)

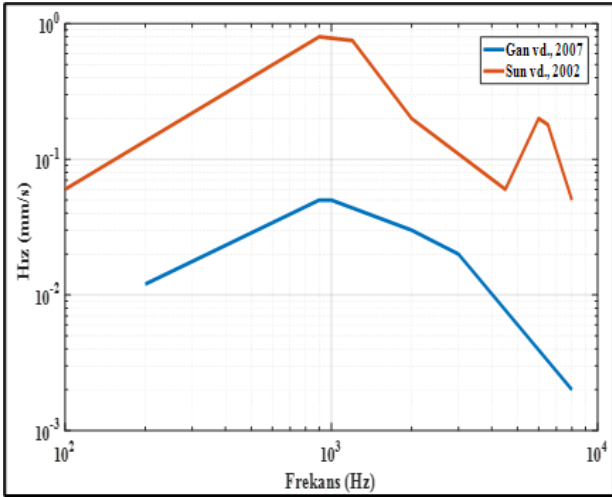
Şekil 7 ve Şekil 8'deki grafikler karşılaştırıldığında, literatürdeki Gan ve diğerlerinin elde ettiği grafiğe en yakın sonucu modellediğimiz sağlıklı insan orta kulak modeli ile Sun ve diğerlerinin elde ettiği grafiğe en yakın sonucu modellediğimiz Nitibond stapes protezi sağlamıştır [24, 36]. Düşük frekanslarda (0-1000 Hz), sağlıklı insan orta kulak modelinde 10^{-2} mm/s, modellediğimiz stapes protezinde ise 10^{-1} mm/s'de stapes tabanındaki hız büyüklükleri elde edilmiştir. Yüksek frekanslarda (1000 Hz ve üstü), stapes

tabanındaki kazanç farkları için daha az fark ortaya çıkarken kademeli olarak artışın azaldığı görülmüştür.

Her 2000 Hz'lik frekans aralıklarında stapes tabanında meydana gelen genlik ve hız değerleri kutu grafiği olarak da sunulmuştur. Elde edilen genlik ve hız değerlerine ait kutu grafikleri için insan konuşma aralığı olan 500–2000 Hz frekans aralığının yorumlanması önem arz etmektedir. Buradan yola çıkarak 2000 Hz'e kadar olan aralıklarda stapes tabanında meydana gelen titreşim sonucu etkilerinin frekans yanıtı ile ses iletimindeki hız dağılımlarının tayininin yapılması amaçlanmıştır.



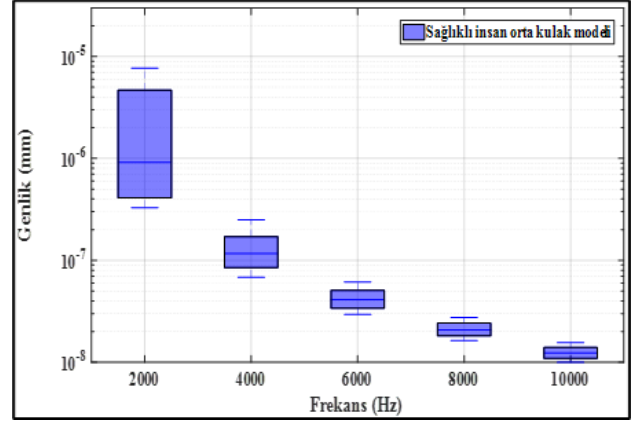
Şekil 7. Timpanik membrana uygulanan 90 dB SPL için stapes tabanının hız büyüklüğü; Sağlıklı insan orta kulak modeli, Nitibond 0.6 mm çapında 4.75 mm uzunlukta teflon protez modeli



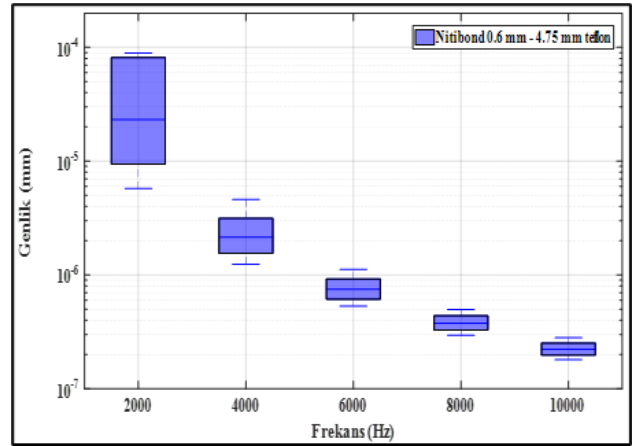
Şekil 8. Literatürdeki sağlıklı insan orta kulak modelinde timpanik membrana 90 dB SPL için stapes tabanının hız büyüklüğü (Sun vd., 2002; Gan vd., 2007)

Şekil 9'da yer alan sağlıklı insan orta kulak modeli ile literatürde yer alan Seivur vd. [35] deneysel verilerinden elde edilen stapes tabanındaki titreşim genliğinin rezonans zirvesi ile Şekil 10'da yer alan Nitibond model stapes protezinin literatürdeki Yao vd. [33], Liu vd. [34] yaptıkları çalışmalardan elde edilen stapes tabanındaki titreşim genliğinin rezonans zirvesi 2000 Hz aralığında elde

edilmiştir [30-32]. Bu durum insan sesinin ilk 2000 Hz aralığında duyulabilir olmasını ve modellediğimiz sağlıklı orta kulak modeli ile stapes protezinin anlamlı sonuçlar verdiğini göstermektedir. İnsan işitebilir ses düzeyinin 2000 Hz'den sonraki frekans aralıklarında ise stapes tabanındaki titreşim genliğinin kademeli olarak artışın azaldığını ortaya koymaktadır.



Şekil 9. Sağlıklı insan orta kulak modelinde stapes genlik sonuçlarının gösterimi

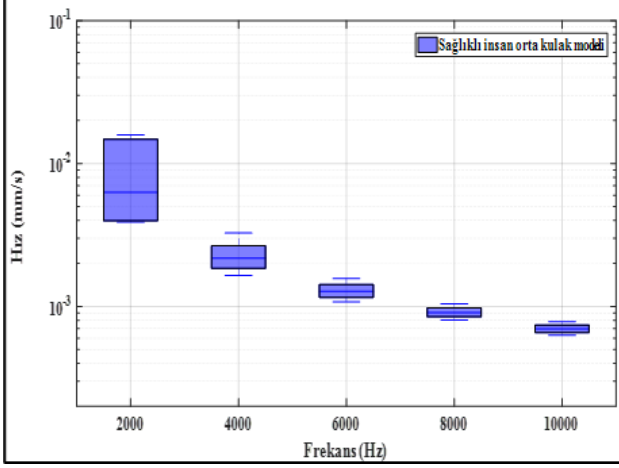


Şekil 20. 0.6 mm çapında 4.75 mm uzunlukta teflon protez stapes tabanındaki genlik sonuçlarının gösterimi

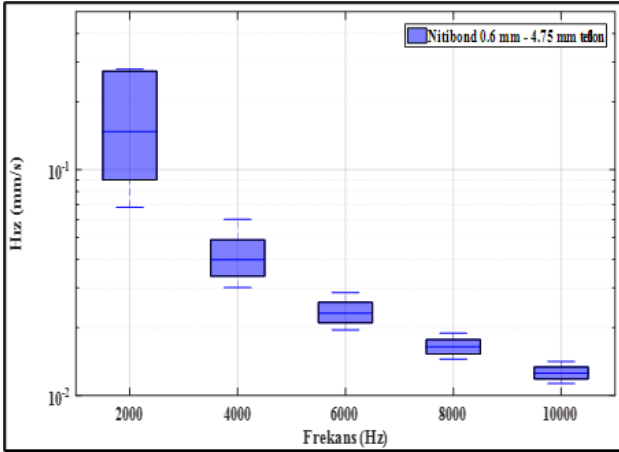
Şekil 11'de yer alan sağlıklı insan orta kulak modeli iteratürde yer alan Gan ve diğerlerinin deneysel verilerinden elde edilen stapes tabanındaki hız büyüklüğü rezonans zirvesi ile Şekil 12'de yer alan Nitibond model stapes protezinin literatürdeki Sun ve diğerlerinin yaptıkları çalışmalardan elde edilen stapes tabanındaki hız büyüklüğü rezonans zirvesi 2000 Hz aralığında elde edilmiştir.

Analiz sonucu elde edilen stapes tabanındaki genlik ve hıza ait değerlerde düşük frekanslarda (100 Hz - 2000 Hz) bir artış olduğu görülürken, yüksek frekans (2000 Hz - 10000 Hz) aralığında hem sağlıklı insan orta kulak modeli hem de stapes protez modeli için belirli bir azalmanın ve sayısal açıdan önemli bir farkın olmadığı görülmüştür. Modellediğimiz sağlıklı insan orta kulak modeli ile Nitibond model stapes protezinin FE model tahminleri ve literatürdeki mevcut modellerin elde ettikleri stapes tabanındaki genlik ve hıza ait deneysel verileri arasında bazı farklılıklar olmasına

rağmen, nihai FE modelinin orta kulağın dinamik davranışlarını tahmin etmek için yararlı olduğu sonucuna varabiliriz. Bu farklılığında literatürdeki deneysel verilerde ele alınan orta kulak bileşenlerine ait malzeme özelliklerinin farklı olmasından kaynaklı olabileceği düşünülmüştür.



Şekil 31. Sağlıklı insan orta kulak modelinde stapes tabanındaki hız sonuçlarının gösterimi



Şekil 42. Nitibond model 0.6 mm çapında 4.75 mm stapes tabanındaki hız sonuçlarının gösterimi

4 Sonuçlar

Bu çalışmada FE modeli ilk olarak sağlıklı orta kulağın frekans, genlik ve hız yanıt grafiği literatürde yayınlanan sonuçlarla karşılaştırılarak doğrulanmıştır. Harmonik analiz 100 Hz ile 10 kHz arasında gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada timpanik membrana 90 dB'lik SPL (0.63 Pa) ses basıncı uygulanmıştır.

i. Sağlıklı insan orta kulak modelinin stapes tabanında 500 Hz'de 3,43E-05 mm'lik genlik ve 1,07E-01 mm/s'lik bir hızla en yüksek genliğe ve hıza ulaştığını, ardından Şekil 4 ve Şekil 6'da görüldüğü gibi genliğin ve hızın stapes tabanı için 10000 Hz'e kadar kademeli olarak azaldığı ve sayısal açıdan önemli bir farkın olmadığını göstermiştir.

ii. Nitibond model 0.6 mm çapında 4.75 mm uzunluğundaki teflon stapes protezinin stapes tabanında 700 Hz'de 3,65E-04 mm'lik genlik ve 1,59E+00 mm/s'lik bir hızla en yüksek genliğe ve hıza ulaştığını, ardından Şekil 5

ve Şekil 7'de görüldüğü gibi genliğin ve hızın stapes tabanı için 10000 Hz'e kadar kademeli olarak azaldığı ve sayısal açıdan önemli bir farkın olmadığını göstermiştir.

iii. Çalışmada elde edilen sonuçlar, literatürde yer alan çalışmaların sonuçları ile oldukça yakındır. Bu anlamda yapılan bu çalışmanın araştırma alanına katkı sağlayacağı düşünülmektedir. Önerilen modelin, kullanılan stapes protezlerinin çap, uzunluk ve malzeme özelliklerinin etkilerinin belirlenmesinde de kullanılabileceği söylenebilir.

Yapılan çalışma sonucunda koklear sıvı kısıtlamalarının ve dış kulak kanalı ile orta kulak boşluğunun akustik etkilerini içermemesi gibi bazı sınırlamaları vardır. Bir diğer önemli kısıtlama ise koklea ve orta kulaktaki basiller membran, yuvarlak pencere zarı ve stapedial anüler ligament gibi yumuşak dokuların mekanik özelliklerinin eksikliğinden kaynaklanmaktadır. Sonuç olarak burada bahsedilen eksiklikler giderilerek çalışmada sunulan modelin geliştirilebileceği ve böylece tüm kulağın bütüncül olarak modellenmesiyle daha kesin sonuçlar elde edilebileceği düşünülmektedir.

Çıkar çatışması

Yazarlar çıkar çatışması olmadığını beyan etmektedir.

Benzerlik oranı (iThenticate): %9

Kaynaklar

- [1] K. L. Moore and A. F. Dalley, Clinically oriented anatomy. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2018.
- [2] S. Shaho, Finite-Element Modelling of the Newborn Middle Ear at Two Different Ages. Master Thesis, The Faculty of Medicine of the Eberhard Karls Universität Tübingen, 2020.
- [3] F. Gentil, M. Parente, P. Martins, C. Santos, E. Almeida, A. Ferreira and R. Natal, Numerical study of Hough technique in surgery of otosclerosis, using the finite element method. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 17, 4, 2015. <https://doi.org/10.5277/ABB-00289-2015-03>.
- [4] V. Gylienė, V. Eidukynas, G. Gyls, and S. Murugesan, Numerical analysis of stapes prosthesis constraining in the case of otosclerosis. Materials (Basel), 14(24), 7747, 2021. <https://doi.org/10.3390/ma14247747>.
- [5] Ö. Oymak Ay, İşitme Rekonstrüksiyonunda Glass İonomer Cement Kullanımının Fonksiyonel Sonuçları. Uzmanlık Tezi, Çukurova Üniversitesi, Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı, 2015.
- [6] Hidayat, S. Okamoto, J. H. Lee, K. Matsuura, N. Hato, H. Yamada and D. Takagi, Dynamics analyses of human middle ear system using finite element method. Full Paper Proceeding, 127(5), 10-21, 2016.
- [7] E. Sözen, Ö. Yıldırım, Y. O. Ucal, Ö. Unsal, B. Uslu Coşkun and B. Dadaş, Bone cement ossiculoplasty: our long-term results. Turk Arch Otolaryngol, 51(2), 37-40, 2013. <https://doi.org/10.5152/Tao.2013.12>.
- [8] E. Ocak, İşitme Rekonstrüksiyonunda Kullanılan Yöntemlerin Fonksiyonel ve Anatomik Sonuçlarının

- Değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi, 2013.
- [9] S. S. Balu, A. B. Deoghare and K. M. Pandey, Design and Modeling of Human Middle Ear for Harmonic Response Analysis. *International Scholarly and Scientific Research & Innovation*, 12(2), 2018.
- [10] M. H. Fritsch and I. C. Naumann, Phylogeny of the stapes prosthesis. *Otology & Neurotology*, 29, 407-415, 2008. <http://doi.org/10.1097/MAO.0b013e3181690775>.
- [11] Z. Çiler Büyükkatalay, A. Hasanova, M. Baydan, S. Yılmaz and C. Meco, Stapedotomi cerrahisinde teflon ve titanyum pistonun odyolojik sonuçlarının karşılaştırılması. *Kbb-Forum*, 18(3), 193-198, 2019.
- [12] A. Koukkoullis, Innovations in stapes surgery. Doktora Tezi, Doctoral School of Clinical Medical Sciences Medical School, University of Pécs, Hungary, 2022.
- [13] M. Uçar, Hidroksiapatit Kemik Çimento ve Por (Parsiyel Ossiküloplasti Replasman Protezi) Kullanılan Kulak Operasyonları Sonrasında İşitme Sonuçlarının Karşılaştırılması. Uzmanlık Tezi, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı, 2017.
- [14] D. D. Walker and S. C. Babu, History of ossicular chain reconstruction. *Current Otorhinolaryngology Reports*, 8(6), 61-64, 2020. <https://doi.org/10.1007/s40136-020-00259-w>.
- [15] A. Koukkoullis, I. Gerlinger, A. Kovács, Z. Szakács, Z. Piski, I. Szanyi, I. Tóth and P. Révész, Comparing intermediate-term hearing results of NiTiBOND and Nitinol prostheses in stapes surgery. *The Journal of Laryngology & Otology*, 135(9), 795-798, 2020. <https://doi.org/10.1017/S0022215121001821>.
- [16] J. T. Jr. McElveen, R. A. Tange and I. C. Naumann, Prosthesis selection in stapes surgery. *Current Otorhinolaryngology Reports*, 10, 23-33, 2022. <https://doi.org/10.1007/s40136-021-00381-3>.
- [17] K. Sivacı, E. E. Özgüvenç and Y. Bozkurt, Biyomedikal uygulamalarında eklemeli imalat teknolojileri. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*, 27(1), 503-522, 2022. <https://doi.org/10.17482/uumfd.991197>.
- [18] T. S. Ahn, M. J. Baek and D. Lee, Experimental measurement of tympanic membrane response for finite element model validation of a human middle ear. *Springer Plus*, 2(1), 527, 2013. <https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-527>.
- [19] R. Z. Gan, B. Feng and Q. Sun, Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(6), 847-859, 2004. <http://doi.org/0090-6964/04/0600-0847/1>.
- [20] F. Gentil, M. Parente, P. Martins, C. Garbe, R. N. Jorge, A. Ferreira and J. M.R.S. Tavares, The influence of the mechanical behaviour of the middle ear ligaments: a finite element analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 225(1), 68-76, 2010. <http://doi.org/10.1243/09544119jem783>.
- [21] K. Krzysztof, K. Wojciech and R. Rafal, FEM model of middle ear prosthesis with pseudo-elastic effect. *Computer Methods in Mechanics*, 1922(1), 1-6, 2018. <https://doi.org/10.1063/1.5019129>.
- [22] F. Gentil, C. Garbe, M. Parente, P. Martins, C. Santos, E. Almeida and R. N. Jorge, The biomechanical effects of stapes replacement by prostheses on the tympano-ossicular chain. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 30(12), 1409 - 1420, 2014. <http://doi.org/10.1002/cnm.2664>.
- [23] Hidayat, S. Okamoto, J. H. Lee, N. Hato, H. Yamada and D. Takagi, Finite element dynamics of human ear system comprising middle ear and cochlea in inner ear. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 9(13), 597-610, 2016. <https://doi.org/10.4236/jbise.2016.913051>.
- [24] R. Z. Gan, B. P. Reeves and X. Wang, Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea. *Annals of Biomedical Engineering*, 35(12), 2180-2195, (2007). <http://doi.org/10.1007/s10439-007-9366-y>.
- [25] Y. Liu, S. Li and X. Sun, Numerical analysis of ossicular chain lesion of human ear. *Acta Mechanica Sinica*, 25, 241-247, 2009. <https://doi.org/10.1007/s10409-008-0206-6>.
- [26] B. Areias, Santos, R. N. Natal Jorge, Gentil, F. and M. P. L. Parente, Finite element modelling of sound transmission from outer to inner. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 230(11), 999-1007, 2016. <https://doi.org/10.1177/0954411916666109>.
- [27] Y. C. Hsieh, D. M. Hai and Y. L. Hsieh, A Three-dimensional lump model on performances of the stapes displacement under different mechanics property conditions of a middle ear. *International Journal of Acoustics and Vibration*, 25(2), 162-173, 2019. <https://doi.org/10.20855/ijav.2020.25.21543>.
- [28] F. Zeynalov, Otosklerozlu Hastalarda Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografide Dansitometri Ölçümleri ile Stapes Açısı ve Fasiyal Sinir Stapes Mesafesi Arasındaki İlişki. Uzmanlık Tezi, Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği, 2018.
- [29] L. B. Frago, M. De C. Magalhães, E.B. de L. Casas, Santos, J. N. A. T. V. Rabelo and R. C. Oliveira, A mass-spring model of the auditory system in otosclerosis. *Revista Brasileira de Engenharia Biomedica*, 30(3), 281-288, 2014. <http://dx.doi.org/10.1590/1517-3151.0252>.
- [30] J. Zhang, C. Jiao, D. Zou, N. Ta and Z. Rao, Assigning viscoelastic and hyperelastic properties to the middle-ear soft tissues for sound transmission. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 19(3), 957-970, 2019. <https://doi.org/10.1007/s10237-019-01263-w>.
- [31] B. Areias, M. Parente, F. Gentil, C. Santos and R. N. Jorge, A numerical study of the human ear. *IEEE 5th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*, 2017. <https://doi.org/10.1109/ENBENG.2017.7889442>.
- [32] L. Mendonça, C. F. Santos, F. Gentil, M. Parente, B. Areias and R. N. Jorge, On the hearing effects of a

- cholesteatoma growing: A biomechanical study. *J Engineering in Medicine*, 236(1), 72–83, 2022. <https://doi.org/10.1177/095441192111046675>.
- [33] W. Yao, B. Li, X. Huang, C. Guo, X. Luo, W. Zhou and M. Duan, Restoring hearing using total ossicular replacement prostheses analysis of 3d finite element model. *Acta Oto-Laryngologica*, 132, 152–159, 2012. <https://doi.org/10.3109/00016489.2011.633229>.
- [34] H. Liu, W. Wang, Y. Zhao, J. Yang, S. Yang, X. Huang and W. Liu, Effect of stimulation sites on the performance of electromagnetic middle ear implant: A finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine*, 124, 103918, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2020.103918>.
- [35] S. Servur, S. H. Rathnakara and G. K. Ananthasuresh, Design of a S-shape middle-ear ossicular replacement prosthesis and its comparison with present-day prostheses using finite element modelling. 2022. <https://doi.org/10.1007/s12046-022-02000-3>.
- [36] Q. Sun, R. Z. Gan, K. H. Chang and K. J. Dormer, Computer-integrated finite element modeling of human middle ear. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 1, 109–122, 2002. <https://doi.org/10.1007/s10237-002-0014-z>.

