

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
KULAK BURUN BOĞAZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI
ODYOLOĞI YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME YAPILAN
HASTALARDA GÜRÜLTÜNÜN PERİFERİK İŞİTME
ORGANINA OLASI ETKİSİNİN OTOAKUSTİK EMİSYON
CİHAZI İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Cevahir Bulut TURAY

ANKARA, 2020

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
KULAK BURUN BOĞAZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI
ODYOLOĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

**MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME YAPILAN
HASTALARDA GÜRÜLTÜNÜN PERİFERİK İŞİTME
ORGANINA OLASI ETKİSİNİN OTOAKUSTİK EMİSYON
CİHAZI İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Cevahir Bulut TURAY

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. HATİCE SEYRA ERBEK

ANKARA, 2020

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı Odyoloji Yüksek Lisans Programı çerçevesinde Cevahir Bulut Turay tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 24/01/2020

Tez Adı: Manyetik Rezonans Görüntüleme Yapılan Hastalarda Gürültünün Periferik İşitme Organına Olası Etkisinin Otoakustik Emisyon Cihazı ile Değerlendirilmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvan, Adı-Soyadı, Kurumu)

İmza

Prof. Dr. Hatice Seyra Erbek- Başkent Üniversitesi

Prof. Dr. Selim S. Erbek - Başkent Üniversitesi

Doç. Dr. Didem Türkyılmaz- Hacettepe Üniversitesi



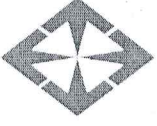
ONAY



Prof. Dr. F. Belgin ATAÇ

Enstitü Müdürü

Tarih: 5.1.2020



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 28 /12/2019

Öğrencinin Adı, Soyadı : Cevahir Bulut TURAY

Öğrencinin Numarası : 21720169

Anabilim Dalı : Kulak Burun Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalı

Programı : Odyoloji Yüksek Lisans Programı

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı : Prof. Dr. Hatice Seyra ERBEK

Tez Başlığı : Manyetik Rezonans Görüntüleme Yapılan Hastalarda Gürültünün Periferik İşitme Organına Olası Etkisinin Otoakustik Emisyon Cihazı İle Değerlendirilmesi

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 64 sayfalık kısmına ilişkin, 27/12/2019 tarihinde tez danışmanım tarafından turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 13'dür.

Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

Onay

28 /12/ 2019

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad,

Prof. Dr. Hatice Seyra ERBEK

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimimin başlangıcından itibaren ve bu çalışmanın oluşmasında emeği geçen öncelikle, danışman hocam Prof Dr. Hatice Seyra ERBEK'e, Prof Dr. Tülin YILDIRIM'a, yardımlarından ve yol gösterici içten tavsiyelerinden ötürü sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Levent ÖZLÜOĞLU'na, Sayın Prof. Dr. Selim Sermed ERBEK'e, Sayın Prof. Dr. Adnan Fuat BÜYÜKLÜ'ye, Sayın Doç. Dr. Evren HIZAL'a, Yrd. Doç. Dr. Işıl ÖZ'e

Klinik deneyimlerini benimle paylaşan, güler yüzlerini benden hiç esirgemeyen Uzm. Ody. Belde ÇULHAOĞLU'na, Uzm. Ody Özge KALE'ye, Ody. Okan ÖZ'e Ody. Güldeniz PEKCAN'a, Ody. Sinem KAPICIOĞLU'na ve Ody. Melike KÜRKLÜ'ye

Tezimin hazırlanması esnasında gerekli idari işler ve yazışmalarda emeğini esirgemeyen Fatoş KAYA'ya, Diler KILIÇ, Ceren AYAN'a ve Banu OLGUN'a

Bu yolculuğa başladıktan sonra, motivasyon ve teşvikleriyle her zaman katkılarını hissettiğim Dr. Öğr. Üyesi Emel TAHİR ve Arş. Gör. Hakan GÖLAÇ'a

Öğrenimim boyunca birlikte okumaktan zevk aldığım, dostluklarını yanımda hissettiğim tüm sınıf arkadaşlarıma ve tezime gönüllü olarak katılan ve sabırla testin bitmesi için çaba sarf eden tüm hastalarımın teşekkür ediyorum.

Eğitim hayatımda ve hedeflerime ulaşmamda sonsuz desteklerini gördüğüm ve her türlü çalışmamda destek olan, hayatımın her aşamasında maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen canım ailem, babam İsmail TURAY'a, annem Perihan TURAY'a ve abim Taylan TURAY'a kayınvalidem Aynur MAVİ'ye ve kayınpederim Fahri MAVİ'ye, her gün yanımda olan, tüm iyi ve kötü anlarda beni destekleyen, sonsuz sevgisi için sevgili eşim Özge MAVİ TURAY'a ve hayatıma anlam katan biricik oğlum Umut'a en derin teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışması aşamasının her anında fikirleri ve yardımları ile tezimin oluşmasında pay sahibi olan sevgili dostum Umut Gündüz'e tüm kalbimle teşekkürlerimi sunarım.

Cevahir Bulut TURAY

ÖZET

Turay Cevahir Bulut, Manyetik Rezonans Görüntüleme Yapılan Hastalarda Gürültünün Periferik İşitme Organına Olası Etkisinin Otoakustik Emisyon Cihazı İle Değerlendirilmesi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı Odyoloji Yüksek Lisans Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2020.

Bu çalışmanın amacı, sağlıklı işiten bireylerde manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gürültüsü maruziyeti öncesi ve sonrasında işitmeyi objektif ve subjektif odyolojik yöntemler ile değerlendirerek MRG cihazının yaydığı gürültünün işitme üzerine etkisini saptamaktır.

Çalışmaya 18-50 yaş arası, otoskopik muayenesi ve timpanogramı normal olan, işitme kaybı olmayan toplam 38 hasta dahil edildi. Tüm hastaların muayeneleri yapıldıktan sonra MRG öncesi ve sonrası saf ses odyometrisi, konuşma odyometrisi yüksek frekans odyometrisi, transient evoked otoakustik emisyon (TEOAE) ve distortion product otoakustik emisyon (DPOAE) testleri yapıldı.

Çalışmamızda TEOAE, saf ses odyometrisi, konuşma odyometrisi, yüksek frekans odyometrisi sonuçları karşılaştırıldığında hastaların MRG öncesi ve sonrası, işitme eşiklerinde anlamlı bir farklılık gözlenmedi. DPOAE ölçümlerinde; 4 kHz frekansta sol kulakta MRG öncesi ortanca değeri 13,6 SNR iken MRG sonrası 15,7 SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$). Sağ kulakta ise MRG öncesi ortanca değeri 14,1 SNR iken MRG sonrası 13,2 SNR olarak bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer frekanslarda ise MRG öncesi ve sonrası ölçümler arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

DPOAE ölçümleri sonucunda elde ettiğimiz 4kHz frekansındaki etkilenmeye göre MRG esnasında kullanılan kulak üstü kulaklıkların hastaları gürültüden korumada ne derece etkin olduğunun araştırılması gerektiğini düşünmekteyiz. MRG cihazının yarattığı gürültünün işitmeye olan etkisini tam olarak anlayabilmek daha kapsamlı çalışmalar yapılmalıdır.

Anahtar Sözcükler: Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), İşitme Yüksek Frekans Odyometrisi, Transient Evoked Otoakustik Emisyon (TEOAE), Distorsion Product Otoakustik Emisyon (DPOAE).

ABSTRACT

Turay Cevahir Bulut, Evaluation Of The Possible Effect Of Noise On The Peripheral Hearing Organ On Magnetic Resonance İmaging Patients With Autoacoustic Emmission Device. Başkent University Health Sciences Institute Department of Otorhinolaryngology Audiology Master Thesis, Ankara 2020.

The aim of this study is to evaluate the effect of noise produced by magnetic resonance imaging (MRI) device on hearing by using objective and subjective audiological assesments.

A total of 38 patients between the ages of 18 and 50, who had normal otoscopic examination and normal tympanogram wthout hearing loss were included. After otoscopic examination; pure tone audiometry, speech audiometry, high requency audiometry, transient evoked otoacoustic emissions (TEOAE) and distortion product otoacoustic emission (DPOAE) tests were performed before and after MRI to all patients.

There was no statistically significant differences in TEOAE, pure tone audiogram, high frequency audiogram and speech audiogram tresholds before and after MRI. DPOAE results at 4kHz were significantly differerent before and after MRI. On left ear median values were 13,6 and 15,7 before and after MRI consecutively. On the right ear median values were 14,1 and 13,2 before and after MRI consecutively. There was no statistically significant difference in other frequencies in DPOAE.

Based on the difference at 4 kHz frequency on DPOAE; earphones may be sufficiently protect the patients from the MRI noise and this issue should deserve further research. In order to completely undertstand the effect of MRI noise on hearing; more comprehensive studies should be performed.

Keywords: Magnetic Resonance Imaging (MRI), Hearing, High Frequency Audiometry, Transient Evoked Otoacoustic Emissions (TEOAE),Distortion Product Otoacoustic Emissions (DPOAE).

İÇİNDEKİLER

ONAY	i
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Gürültü.....	3
2.2. Gürültüye Bağlı İşitme Kaybı	3
2.2.2. Gürültüye Bağlı Eşik Kayması	5
2.2.2.1. Geçici Eşik Kayması	6
2.2.2.2. Kalıcı Eşik Kayması.....	7
2.2.2.3. Akustik Travma.....	8
2.2.1. Gürültüye Bağlı İşitme Kaybının Mekanizması	8
2.2.1.1.Mekanik Hasar	8
2.2.1.2.Metabolik Hasar	9
2.2.1.3. İnflamatuvar ve İmmün Hasar	9
2.2.1.4. Genetik Faktörler	9
2.2.1.5. Diğer Mekanizmalar.....	10
2.3 İşitmenin Değerlendirilmesi	12
2.3.1 Saf Ses Odyometrisi	12
2.3.3 Yüksek Frekans Odyometrisi	14
2.3.3 Otoakustik Emisyon (OAE)	14
2.3.4. Timpanometri	20
2.4. Manyetik Rezonans Görüntüleme	21

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	24
3.1. Bireyler	24
3.2 Odyolojik Değerlendirme	25
3.3 Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Gürültü Ölçümü	26
3.4. İstatistiksel Değerlendirme	26
4. BULGULAR.....	27
4.1. Demografik Veriler	27
4.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Gürültü Ölçümü	27
4.3. Transient Evoked Otoakustik Emisyon Sonuçları.....	28
4.4. Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon Sonuçları	30
4.5. Saf Ses Odyometri ve Yüksek Frekans Odyometri Sonuçları	33
4.6. Yüksek Frekans Odyometri Sonuçları.....	35
4.6. Konuşma Odyometrisi Sonuçları	36
5. TARTIŞMA	38
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	49
7. KAYNAKLAR.....	50

KISALTMALAR

MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
GEK	: Geçici Eşik Kayması
KEK	: Kalıcı Eşik Kayması
AT	: Akustik Travma
dB	: Desibel
NIOSH	: Ulusal İş Sağlığı ve Güvenliği Enstitüsü
OSHA	: Mesleki Güvenlik ve Sağlık İdaresi
SPL	: Ses Basınç Seviyesi
Hz	: Hertz
OAE	: Otoakustik Emisyon
EOAE	: Uyarılmış Otoakustik Emisyon
SOAE	: Spontan Otoakustik Emisyon
TEOAE	: Transient Evoked Otoakustik Emisyon
DPOAE	: Distortion Product Otoakustik Emisyon
SFOAE	: Stimulus-Frequency Otoakustik Emisyon (Uyaran Frekansı Otoakustik Emisyon)
SNR	: Sinyal Gürültü Oranı
ABR	: İşitsel Beyin Sapı Yanıtı
daPa	: Dacapaskal
KBB	: Kulak Burun Boğaz
SD	: Standart Deviasyon
Min	: Minimum Değer
Max	: Maksimum Değer
ASSR	: Auditory Steady-State Response (İşitsel Kararlı Durum Yanıtları)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Saf Ses Odyogramda 4000 Hz'de Çentiklenme	5
Şekil 2. Timpanogram Tipleri.....	21
Şekil 3. Svan 971 Gürültü Ölçer	26
Şekil 4. Sağ ve Sol Kulakta MRG Öncesi ve Sonrası DPOAE 4000 Hz Değerleri ..	32

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. İşitme Kaybının Sınıflandırılması.....	13
Tablo 2. Hastaların demografik verileri ile MRG cihazında kalma süreleri	27
Tablo 3. Transient Evoked Otoakustik Emisyon Sonuçları	29
Tablo 4. Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon Sonuçları.....	31
Tablo 5. Kontrast Madde Kullanılan ve Kullanılmayan Gruplar Arası DPOAE Sonuçları	32
Tablo 6. Saf Ses Odyometri Sonuçları	34
Tablo 7. Yüksek Frekans Odyometri Sonuçları	36
Tablo 8. Konuşma Odyometrisinde konuşmayı alma eşiği ve konuşmayı ayırt etme skorları sonuçları.....	37

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde teknolojinin gelişmesi ile makineleşmenin de arttığı bilinen bir gerçektir. Bu gelişmeler doğrultusunda hayatımız olumlu yönde etkilenmişse de diğer taraftan olumsuz durumlar da söz konusu olmuştur.

Söz konusu olan bu olumsuz durumlardan biri de gürültüdür. Gürültü insan üzerindeki olumsuz etkisi sonucu başta kulak olmak üzere birçok sisteme zarar vermektedir. Gürültüye bağlı işitme kaybı tedavisi söz konusu değildir. Ancak gürültüye maruz kalınmadan önce engellenebilir. Gürültü sensörinöral işitme kayıplarının en yaygın nedenlerinden biridir. Ateşli silahların ateşlenmesi sonucu ortaya çıkan gürültü, iş makinelerinin oluşturduğu gürültü, yüksek sesle müzik dinleme alışkanlığı ve yoğun makine gürültüsü gibi gürültüler mesleki bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır.

Gürültü, insanlarda iletişimin bozulmasına, stres artışına, konsantrasyon bozukluklarına, çalışma gücüne, uyku sorunlarına, kardiyovasküler hastalıklara, tinnitusa, işitme kaybına neden olan ciddi bir mesleki tehlike olarak kabul edilmektedir(1-3).

Gürültüye bağlı etkilenme dış tüylü hücreler ve iç tüylü hücrelerde mekanik olarak bozulma ve hücre sayısında azalma olarak görülebilir(4).

Gürültüye bağlı işitme kaybı genelde; gürültünün kaynağında azaltılması veya gürültünün kaynağında azaltılamaması durumunda kişinin gürültülü ortamdan uzaklaştırılması ile önlenir. Önlenemediği durumlarda kişilere kişisel koruyucu donanımlar (kulaklık vb.) kullanması önerilir(2, 5). Kişisel koruyucularının iş yeri gürültüsünü azalttığı düşünülse de yapılan çalışmalarda, işçilerin koruyucularını uygun şekilde kullanmadıklarını göstermektedir(2). Yüksek sese maruz kalmak işitme eşiklerinde geçici veya kalıcı eşik kaymasına neden olabilir. Kalıcı hasar ses nedeni ile tüylü hücrelerin mekanik zarar görmesi sonucu oluşur. Yüksek sese maruz kaldıktan sonra pek çok kişi geçici eşik kayması yaşayabilir. Bu durum sese

maruziyeti son bulduktan sonra birkaç saat içerisinde düzelir. Fakat bazı bireylerde yüksek ses korti organına zarar vererek bu eşik kaymalarının kalıcı olmasına neden olur(6).

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) manyetik alan ve radyo dalgaları ile birlikte radyo dalgalarının uyardığı hücrelerdeki enerjinin bilgisayara aktararak görüntü elde edilmesini sağlayan, noninvaziv bir görüntüleme yöntemidir.

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tıp alanının bir çok yerinde sıklıkla kullanılan bir görüntüleme yöntemidir. Bu ülkemizde de yaygın olarak kullanılmaktadır. Manyetik rezonans sinyalinin üç boyutta kodlanmasını sağlayabilmek için birbirine dik üç bobin setinden oluşan gradient sargılar kullanılır. Görüntüleme sırasında duyulan sesler gradient sargıların titreşiminden kaynaklanır(7). Hasta MRG sırasında radyasyona kalmasa bile tetkik süresince yüksek ses nedeni ile yukarıda bahsettiğimiz geçici veya kalıcı eşik kaymaları yaşanabilir. Wagner ve ark. MRG 79.5-86.5 dBA düzeyinde ses basıncı ürettiğini ve bu basıncın 120 dBA ya kadar çıkabildiğini göstermişlerdir(8).

Bizim yaptığımız çalışmada MRG cihazının oluşturmuş olduğu gürültünün periferik işitme organına olası etkisini otoakustik emisyon cihazı ile araştırılacaktır.

Çalışmamızın amacı, Manyetik rezonans görüntüleme uygulanan sağlıklı işiten bireylerde objektif (Transient Evoked Otoakustik Emisyon, Distorsiyon product otoakustik emisyon) ve subjektif (Yüksek frekansları da içeren saf ses odyometrisi ve konuşma odyometrisi) yöntemler ile MRG cihazının yaydığı gürültünün işitme üzerine etkisi olup olmadığını araştırmaktır.

Araştırmanın hipotezleri;

H₀: Manyetik rezonans görüntüleme cihaz gürültüsünün, koklear fonksiyon üzerinde etkisi yoktur.

H₁: Manyetik rezonans görüntüleme cihaz gürültüsünün, koklear fonksiyon üzerinde etkisi vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Gürültü

Son günlerde insan sağlığını ve çevreyi olumsuz yönde etkileyen faktörlerden biri de gürültüdür. Gürültü genel olarak; istenmeyen hoş gitmeyen rahatsız edici ses şeklinde tanımlanır. Nesnel bir kavram olan ses ölçülebilir ve kişiden kişiye değişim göstermez. Oysa ki gürültü ise kişiden kişiye farklılık gösteren öznel bir kavramdır (9). Gürültünün insan sağlığı üzerine negatif etkileri vardır. Gürültü, insanlarda iletişimin bozulmasına, stres artışına, konsantrasyon bozukluklarına, çalışma gücüne, uyku sorunlarına, kardiyovasküler hastalıklara, tinnitusa, işitme kaybına neden olan ciddi bir tehlike olarak kabul edilmektedir. Bunlardan en çok karşımıza çıkan işitme üzerine olan etkisidir.

2.2. Gürültüye Bağlı İşitme Kaybı

İnsanlar ve hayvanların çevreye adaptasyonu ve hayatta kalabilmesi için işitme duyusu evrimsel olarak çok önemlidir. İşitme sistemi sesleri tanımamızı, ayırt etmemizi, spektral ve temporal olarak işlememizi sağlayarak sözlü iletişime olanak sağlar. Hayvanlar için ise yırtıcılardan korunmak ve hayatta kalabilmek için önemlidir. Tüm memelilerde işitme sistemi yüksek ses basıncı sonucu zarara uğrayabilir (10).

Gürültüye bağlı işitme kaybı uzun süre gürültüye maruz kalma sonucu oluşan sensörinöral işitme kaybıdır. Presbiakuziden sonra edinsel işitme kaybı nedenleri arasında ikinci sırada yer alır. Dünya Sağlık Örgütü'nün 2017 verilerine göre dünya çapında 360 milyon insan ileri derecede işitme kaybından muzdarip olup ortalama 1.1 milyon genç insan (12-35 yaş arası) gürültüye bağlı işitme kaybı ile karşı karşıyadır(10). Endüstriyel toplumlarda gürültü genellikle iş yeri kaynaklı olup (fabrika gibi) rekreasyonel kaynaklı da (müzik gibi) olabilir. Müzik dinlemek için kullanılan kulaklıklarda (özellikle genç popülasyon) gürültüye bağlı işitme kaybını

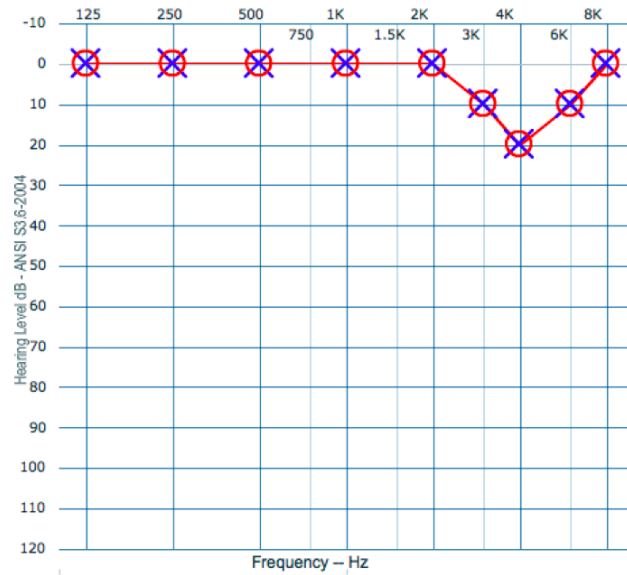
tetiklemektedir. Gürültüye geçici bir süre maruz kalmak birkaç saatten birkaç güne sürebilen *geçici eşik kaymasına* (GEK) neden olur. Bu duruma erken müdahale edilmez ise veya gürültüye maruz kalma durumu devam ederse tüylü hücre ölümü ve *kalıcı eşik kayması* (KEK) sonucu kalıcı işitme kaybı gelişebilir. Gürültünün şiddeti aşırı derecede yüksek ve süre çok kısa ise (silah patlaması gibi) işitsel sistemde akut ciddi hasara neden olabilir. Buna *akustik travma* (AT) denir. Yoğunluğu 140 dB'i aşan gürültü maruziyeti sonrası ciddi işitme kaybı ve çınlama geliştiği gösterilmiştir (11).

Gürültüyü analiz edebilmemiz için ses düzeyinin analizine ihtiyacımız vardır. Bu analizi yaparken temel ilke kulağın duyarlılığı ile orantılı ağırlıklar kullanılmaktadır. Önceleri bunlardan A, B, C ve D yaygın olarak kullanılsada son zamanlarda A tipi daha yaygın kullanılmaktadır. A; Yaygın olarak endüstriyel, makine ve ortam gürültüsü için kullanılır ve dBA olarak gösterilir. A ağırlıklamasının seçilmesinin temel sebebi kulak duyarlılık eğrileri ile olan ilişkisidir. B; ölçümlerde pek kullanılmamaktadır. C; genellikle peak ölçümlerinde kullanılır ve dBC şeklinde gösterilir. D; hava araçlarındaki yüksek gürültüyü ölçmek için tasarlanmıştır (12).

Yüksek sesin geri dönüşümsüz sensörinöral işitme kaybına rol açtığı bilinmektedir. Bu güne kadar yapılan çalışmalar belirtmektedir ki işitme kaybının derecesi gürültünün şiddetine ve gürültüye maruz kalma süresi ile doğru orantılıdır. 75 dBA ve aşağısı seslere maruz kalma işitme eşiklerinde bariz bir etkisi gösterilememişken 80 dBA ses ve üzeri seslere uzun süre maruz kalmanın işitsel duyarlılıkta azalmaya neden olduğu bilinmektedir. Dünya Sağlık Örgütüne göre gürültü için işyeri maruziyet sınır değeri günde 8 saat ve üzeri 85 dBA ve üzeri sese maruz kalmak olarak tanımlanabilir. Bu klasik tanıma rağmen 85 dB ve üzeri gürültüye maruz kalmanın kalıcı işitme kaybı riskini artırdığı bilinmektedir.

Dış kulak yolunun ortalama rezonans frekansı 2500-3500 Hz aralığındadır. Rezonans frekansa bağlı olarak kazanç ortalama 15-20 dB civarındadır. Yapılan çalışmalarda dış kulak yoluna gönderilen uyarının merkez frekansının yarım oktav

frekansında bazılar membran üzerinde en fazla yer değiştirdiği görülmektedir. Grltnn merkez frekansı yaklaşık 3200 Hz dolaylarındadır. Dış kulak kanalına ortalama 3000 Hz rezonans frekansı oluşturan gürültü uyararı yarım oktav frekansına denk gelen 4000 Hz frekansında etkisini göstermektedir(13). Gürültüye bağlı işitme kaybının *karakteristik* odyometrik bulgusu 4000 Hz çentiklenme ve 4000-6000 Hz ve komşu frekanslarda artmış işitme eşikleridir (14). Gürültüye bağlı işitme kaybı veya geçici eşik kaymasında işitme kaybı genellikle her iki kulakta da eşit düzeyde olup ilk etkilenen bölge 4000 Hz'lik bölgedir. Gürültüye maruziyet devam etike konuşma frekansları da etkilenmeye başlar.



şekil 1. Saf Ses Odyogramda 4000 Hz'de çentiklenme

2.2.2. Gürültüye Bağlı Eşik Kayması

Gürültüye bağlı olarak saf ses eşiklerinde ortaya çıkan sensörinöral değişiklikler geçici eşik kayması veya kalıcı eşik kayması olarak sınıflanırlar. Akustik travma da kalıcı eşik kaymasının bir türü olarak düşünülebilir.

2.2.2.1. Geçici Eşik Kayması

Geçici eşik kayması gürültü maruziyetini takiben 16-48 saat arası süren işitsel duyarlılıkta azalma olarak tanımlanabilir(15). Bu süre boyunca kişinin işitsel ayırt etmesi bozulabilir ve çınlamadan şikayet edebilir. Bu eşik kaymasının geçici mi yoksa kalıcı mı olduğuna en erken 3 hafta tercihen 1 ay sonra tekrar test yapılarak karar verilmelidir. Geçici kaybın önemli bir kısmı birkaç gün içinde düzelir ve zamanla tedrici olarak işitme eşiklerinde iyileşme görülür. Travmadan 14 gün sonra hala düzelmeyen eşik kayması mevcut ise 30.günde de düzelme olmayabileceğine dair risk artar. Diğer yandan geçici ve kalıcı eşik kaymasının ne kadar olacağı, düzelme miktarı ve tedaviye yanıt hastaya bağlı faktörler tarafından da etkilenir.

Tekrarlayan defalar zararlı gürültü düzeyine maruz kalmanın geçici eşik kaybına neden olduğu bilinmektedir. Geçici eşik kaybı semptomları arasında tinnitus, kulakta dolgunlukta görülebilir ve gürültü maruziyeti devam ederse geçici eşik kaybı gürültüye bağlı kalıcı eşik kaybına dönüşebilir. Genç yaşlarda gürültü maruziyeti sonucu oluşan geçici eşik kaybı koklear sinirde dejenerasyona ve koklear sinaptopatiye neden olarak yaşa bağlı işitme kaybının daha erken bir tarihe çekebilir. Kısa süreli ve akut akustik travma ise yaklaşık 16-48 saat sonra ortadan kaybolan geçici eşik kaymalarına neden olabilir (16). Son zamanlarda yapılan çalışmalarda geçici eşik kaymalarının sanıldığı kadar masum olmayabileceğini gösterilmiştir. Geçici eşik kayması; 2 dakikadan uzun, 16 saatten kısa süren ve işitsel yolakta bulunan hücrelerdeki yorgunluğa bağlı meydana gelen fizyolojik bir olay olarak kabul edilir. 16 saatten uzun süren geçici eşik kaymasına uzamış geçici eşik kayması adı verilir. Geçici eşik kaymasında hücresel düzeyde kalıcı yapısal hasara ek olarak moleküler düzeyde de değişiklikler ve protein sentezinde bozulmalar olduğu düşünülmektedir. Gürültü daha uzun süre devam ederse tüylü hücrelerin stereosilyalarında hasar, tektorial membranda hasar, bazal membran titreşiminde bozulmalar, spiral ganglionda hücre kaybı görülür ve bu koklear hasara bağlı kalıcı eşik kayması oluşur. Ayrıca daha üst seviyedeki santral işitsel yolakta da bozulmalar meydana gelebilir. Koklear nükleus ve inferior kollikulus seviyesinde sinir

dejenerasyonu görülerek nörotransmitter dengesinin bozulduğunu gösteren yayınlar mevcuttur (17).

Geçici eşik kayması (H93.24) ve kalıcı eşik kayması (H83.3) ayrı iki hastalık olup hastalık kodları (ICD-10 kodları) da farklıdır. Doğru tanımlama için eşlik eden tinnitus (H93.1) veya hiperakuzi (H93.23) varlığı da kodlanmalıdır (17).

2.2.2.2. Kalıcı Eşik Kayması

İlk aşamada geçici eşik kaymasına yol açabilecek gürültülerin tekrar veya devamlı olması durumunda kalıcı eşik kaymasına dönüşebileceği (gürültüye bağlı mesleki maruziyette olduğu gibi) bilinmektedir. Geçici eşik kayması ve kalıcı eşik kayması için ölçülebilecek en alt değeri ölçmek testten teste değişeceği için değerlendirmek çok zordur (16). Ulusal İş Sağlığı ve Güvenliği Enstitüsü (NIOSH) bu karışıklığı gidermek için “standart eşik kayması” tanımını getirmiştir. Mesleki Güvenlik ve Sağlık İdaresi (OSHA) ya göre bireyin temel odyogramına veya önceki odyogramına göre 2000, 3000 ve 4000 Hz’te ortalamasında 10 dB’lik artış “standart eşik kayması” olarak tanımlanır. Standart eşik kaymasını NIOSH ise 2 ardışık odyometrik ölçümde 500, 1000, 2000, 3000, 4000 veya 6000 Hz te 15 dB bir artış olarak tanımlamaktadır. Amerikan Savunma Bakanlığına göre ise 2, 3, 4 KHz in ortalamasında 10 dB veya daha fazla artışı “standart eşik kayması “olarak kabul edilir(16).

Yaygın bir sağlık sorunu olan gürültüye bağlı işitme kaybı işitme eşiklerinde kalıcı bozulma ve azalmış işitsel duyarlılığa işaret eder. Bu kalıcı eşik kaymaları genellikle kronik gürültü maruziyetinde ortaya çıkar ve günde 8 saat boyunca 85 dB veya daha fazla ses basıncına maruz kalma sonucu oluşur(16).

Kujawa ve Libermanın fareler üzerinde yaptıkları çalışmalarında 2 saat boyunca 100 dB SPL sese maruz kalan hayvanlarda haftalar süren eşik kaymaları gözlemlenmiştir. Akustik travmadan 1 gün sonra sakrifiye edilen hayvanlarda ise

sinaptik dejenerasyon gözlenmiştir. İlerleyen dönemlerde de işitme sinirinden kortekse kadar giden yolakta aksonal dejenerasyon gözlenmiştir ve bu dejenerasyonun düzeldiğine dair bir bulgu elde edilememiştir. Bu kalıcı işitme kaybı hayvanlarda sesleri saptama yeteneğini bozmasa da komplike akustik uyarıları işleme yeteneğini bozmuştur (18).

2.2.2.3. Akustik Travma

Akustik travma: Birkaç saniye süren yaklaşık 130-140 dB arasında bomba patlaması gibi ani bir sesi takiben oluşan akut kalıcı eşik kaymasıdır. Genellikle 3-6 kHz arasında görülür. Akustik travma sonrası kulak zarında perforasyon, kanama ve/veya kemikçik zincirde dislokasyon gelişebilir (19). Akustik travmanın periferik işitme sistemine olan etkisi daha iyi bilinse de santral işitsel yollara ve işitsel işleme yeteneğine de olumsuz etkileri olabileceği düşünülmüş ve bu konuda da bazı çalışmalar yapılmıştır.

Yang ve ark akut akustik travma sonrası fonksiyonel MRG ve orta beyin cevapları hakkında çalışmışlardır (10). 100 dB ses basınç seviyesi (SPL) sese 15 dakika maruz kalan ratlarda akustik travma sonrası 7. Günde de devam eden olumsuz fonksiyonel MRG değişiklikleri gözlemişlerdir. 14. Günde fonksiyonel MRG de santral işitsel yolakta orta beyinde kısmi fonksiyonel düzelme ve ABR latanslarında travma öncesine dönüş saptamışlardır. Bu çalışmaya göre akustik travma; santral işitsel yolakta orta beyinde günler süren fonksiyonel değişikliklere yol açmaktadır.

2.2.1. Gürültüye Bağlı İşitme Kaybının Mekanizması

2.2.1.1.Mekanik Hasar

Gürültü şiddeti aşırı derecede yüksek olduğunda gürültüye bağlı işitme kaybına neden olan esas patolojinin kokleadaki mekanik hasar olduğuna inanılır. Ses enerjisi iç kulağa iletildiğinde perilenf ve endolenf şiddetli bir şekilde dalgalanma gösterir,

baziler membran ile tektorial membran çok hızlı bir şekilde hareket ederek iç ve dış tüylü hücrelerinin silyalarını koparır. Perilenf ve endolenfin bu hareketi ek olarak tüylü hücreleri baziler membrandan ayırarak sinaptik fonksiyon kaybına neden olur (20). Tüy hücreleri rejenerasyon yeteneği olmayan oldukça özelleşmiş hücrelerdir. Bu nedenle gürültüden korunmak üzerinde durulması gereken önemli bir konudur (21).

2.2.1.2. Metabolik Hasar

Gürültü kokleaya giden kan damarlarında kasılmaya ve kokleaya giden kan akımında azalmaya neden olarak hücrenin enerji metabolizmasını etkiler. Oluşan reaktif oksijen radikalleri apoptozu (programlı hücre ölümü) indükleyerek kokleada kalıcı hasara neden olur. Ayrıca yüksek gürültü hücre içine Ca^{2+} akışını artırarak apoptozu hızlandıran enzimleri aktive ederek tüylü hücre ölümüne neden olur (22, 23).

2.2.1.3. İnflamatuar ve İmmün Hasar

Gürültü maruziyetini takiben koklear immün ve inflammatuar reaksiyonlar 1-2 gün içerisinde başlayarak zamanla azalır. Kokleada iç kulağın inflammatuar yanıtında görev alan pek çok immün hücre bulunur. Primer olarak immün yanıtta görev almayan hücreler de immünoregülatuar moleküller üreterek bu yanıtta katkıda bulunur. Gürültüyü takiben kokleada immün ve inflammatuar proteinlerin sentezinde artış olduğunu gösteren yayınlar mevcuttur (24, 25).

2.2.1.4. Genetik Faktörler

Hayvan çalışmalarında gürültüye bağlı işitme kaybından sorumlu olabileceği bazı genler saptanmıştır. Bu genetik mutasyonlar gürültüye bağlı işitme kaybına yatkınlığı arttırmaktadır. Antioksidan kapasite ile ilgili bazı genlerdeki mutasyonlar

da oksidatif strese yatkınlığı arttırmaktadır. İç kulak için çok önemli bir iyon olan K^+ kanallarını kodlayan bazı genlerdeki mutasyonlar da gürültüye bağlı işitme kaybına yatkınlığı artırabilmektedir (26, 27).

2.2.1.5. Diğer Mekanizmalar

Gürültü sadece işitsel yolak üzerinde doğrudan etkili olmayıp aynı zamanda fizyolojik ve psikolojik strese de neden olur. İşitme sisteminin duyarlılığını düzenleyen hipotalamo-hipofizer adrenal yolu da aktive ederek hormonal dengeyi bozar (28).

Gürültü maruziyeti kalıcı eşik kaymasının yanısıra tinnitus ve hiperakuziye de neden olur. Bunun nedeni kaybolan periferik işitsel girdi yerine santral işitsel sistemin gereğinden fazla aktive olmasıdır. Literatürde koklear hasar ile santral nöral hiper aktivite arasındaki bağlantıyı gösteren yayınlar mevcuttur. Eş zamanlı tüylü hücre hasarı ve artmış koklear eşikler ile birlikte beyin sapı, orta beyin ve kortekste artmış hiperaktivite gözlenebilir(29). Gürültü sonrası artmış nöronal aktivite glutamat salınımına yol açar ve periferik sinir uçlarında hasara neden olur. Bazı durumlarda kokleadaki tüylü hücreler yaşamaya devam etse de yukarıda bahsedilen mekanizmalar sonucu oluşan koklear sinir dejenerasyonu tinnitus ve hiperakuziye neden olabilir (30).

Akustik travmayı takiben bazı hastalarda normal işitme eşikleri görülmesine rağmen tinnitus ve hiperakuziye rastlanabilir(31). Akustik travma sonrası tüylü hücrelerde hasar meydana gelme bile koklear sinir sinapslarında artmış dejenerasyon spontan nöral aktiviteye neden olur. Bu nöral dejenerasyon ilk önce yüksek frekansı ilgilendiren ve spontan ateşlenme oranı daha düşük olan liflerde meydana geldiği için akustik tramvayı takiben oluşan işitme kaybı da yüksek frekansları tutar (32).

Akustik travma ile kalıcı eşik kayması terimlerini tekrar gözden geçirecek olursak; ortak ve farklı bazı noktalara değinebiliriz. Bomba patlaması gibi sesler

sonucu oluşan akustik travma işitsel yolağın iletimden sorumlu kısımlarını da (timpanik membran perforasyonu veya kemikçik zincir dislokasyonu gibi) ilgilendirse de kalıcı eşik kayması genellikle kokleayla sınırlı sensörinöral bir olaydır. Kalıcı eşik kaymasının en sık bilinen nedeni koklear tüylü hücre kaybıdır. Kalıcı eşik kaymasının mekanizması net olarak bilinmese de travma sonrası tüylü hücrelerde artmış reaktif oksijen radikallerine ve apoptozun indüklenmesine bağlı olduğuna dair yukarıda bahsettiğimiz yayınlar mevcuttur. Özellikle dış tüylü hücre hasara daha duyarlıdır (33, 34).

40 dB'lik bir kaybın dış tüylü hücre hasarı nedeni ile olduğu düşünölmektedir. Bu tüy hücrelerinin kaybı özellikle güröltüü ortamlarda diskriminasyonda düşüőe neden olur. 40 dB'den fazla işitme kaybına ise iç tüylü hücrelerin hasarının neden olduğu bilinmektedir. İç tüy hücreleri işitsel bilgiyi kokleadan alıp santrale iletir. Tüy hücrelerine ek olarak destek hücrelerinin de kaybı pasif amplifikasyonun da yitirilmesine neden olur (16).

Güröltünün insanlarda işitme kaybına neden olduğu yüzyıllardır bilinse de güröltüye bağlı işitme kaybının tanımı 20. yüzyılda yapılmış ve bu konu araştırılmaya başlanmıştır (16). Bu çalışmalar sonucu güröltüye bağlı işitme kaybının derecesi ve düzelip düzelmeyeceğini güröltünün şiddetine, süresine, frekansına ve güröltüye maruz kalan bireyin özelliklerine bağlı olduğu bulunmuştur. Tek bir kez güröltüye maruz kalma sonucu oluşan 50 dB'le kadar olan eşik kaymalarının tamamen düzelebileceği gösterilmişken daha büyük eşik kaymalarının kalıcı kayba neden olabileceği gösterilmiştir (35, 36).

2.3. İşitmenin Değerlendirilmesi

2.3.1. Saf Ses Odyometrisi

İşitme hassasiyetini test etmek için en çok kullanılan yöntemdir. Hava yolu işitme eşikleri ile dış kulaktan temporal lobtaki işitsel kortekse kadar tüm işitme sistemi değerlendirilir. Saf ton sesler verilerek işitme eşiğini saptamaya yarayan subjektif bir yöntemdir. Elde edilen grafiğe odyogram denir.

İşitme kaybının tipinin belirlenmesi ve kaybın derecelendirilmesi için hava yolu ve kemik yolu işitme eşikleri birlikte ölçülmelidir. Belirli bir frekansta ve amplitüdde saf ses verilerek ölçümler yapılır. Klinikte rutin kullanılan saf ses odyometresinde 125-8000 Hz arası saf ses işitme ölçülür. Saf ses odyometri ile frekansa spesifik bilgi elde edilir. Teste bir kulaklık ile, önce hava yolu 1000 Hz ile başlanarak hastanın duyduğunu bir düğmeye basarak veya bir el işareti yaparak ifade ettiği bir ses şiddetinden 10 dB'lik basamaklar halinde duyamadığı şiddete kadar inilir, duyamadığı seviyede ses şiddeti duyabildiği seviyeye kadar 5 dB'lik basamaklar halinde arttırılır. Duyabildiği seviye hastanın işitme eşiğidir. Sonra diğer frekanslar için aynı şekilde hava yolu işitme eşikleri tespit edilir.

İşitme koruma programları için bazal ölçümler saf ses odyometrisi ile yapılır. İşitme tarama programları ve işitme durumunun takibi içinde saf ses odyometri kullanılır. Saf ses odyometrisinin de kendi içerisinde bazı kısıtlılıkları vardır. Test ortamı ve cihaz ayarları ideal şartlarda olsa bile hastanın teste adaptasyonu, test esnasındaki fizyolojik veya psikolojik durumu, kulaklık yerleşimindeki farklılıklar, test yapan ile hastanın uyumu durumdan duruma değişiklik gösterebilir. Bu nedenle aynı hasta da aynı gün yapılan farklı testlerde bile farklı sonuçlar elde edilebilir (37).

İşitme eşikleri saptandıktan sonra, 500, 1000 ve 2000 Hz'de elde edilen değerler toplanarak ortalamaları alınır. Buna işitme eşiği ortalaması (saf ses ortalaması olarak da adlandırılır) denir. Bu frekansların tercih edilme nedeni; günlük yaşamda kullandığımız konuşma seslerinin daha çok bu frekanslar içinde yer

almasıdır. Elde edilen saf ses ortalaması değeri işitme kaybının derecesini belirlemektedir.

Tablo1'de, çeşitli yazarlara göre işitme kaybının derecelendirilmesi gösterilmiştir (38).

Tablo 1. İşitme Kaybının Sınıflandırılması.

İşitme Kaybı Deresi	Goodman 1965	Jerger ve Jerge 1980	Nortern ve Downs 2002
Kayıp Yok	<26	<21	<16
Çok Hafif			16-25
Hafif	26-40	21-40	26-30
Orta Derece	41-55	41-60	30-50
Orta ileri derece	56-70		
İleri derece	71-90	61-80	51-70
Çok ileri derece	>90	>80	>70

2.3.2. Konuşma Odyometrisi

Bu subjektif testte saf ses yerine kelime veya cümleler kullanılır. Bu test işitme eşliğini ve anlamayı değerlendirmekte kullanılır.

Konuşmayı algılama eşiği: hastanın fonetik olarak dengeli (eşit vurgulu) iki heceli kelimelerin % 50'sini doğru tekrar edebildiği ses şiddeti seviyesidir.

Konuşma diskriminasyon skoru: İşitme eşliğinin üzerindeki şiddetlerde sunulan tek heceli kelimelerin doğru tekrar edilme oranıdır. Konuşma odyometresi işitme kaybı hakkında bilgi verir, hastanın işitme cihazından fayda görüp görmeyeceğini daha iyi belirler. İletim tipi işitme kaybında ses şiddetinin yükseltilmesi kelimeleri anlamaya yeterlidir. Sensorinöral bir işitme kaybında ise ses şiddetinin yükseltilmesine rağmen diskriminasyon skoru artmaz.

2.3.3. Yüksek Frekans Odyometrisi

Standart konvansiyonel odyometri 125-8000 Hz arası işitmeyi değerlendirir. Oysa ki insandaki işitme aralığı 20-20000 Hz arasını kapsar. Dolayısıyla tüm frekansların değerlendirilmesi için standart odyometrenin sınırlarının genişletilmesi gerekmektedir. 9000-20000 Hz arası uluslararası literatürde “*genişletilmiş yüksek frekanslar*” olarak adlandırılmıştır. Çeşitli patolojide yüksek frekanslar etkilenebilir. Yaşa bağlı işitme kaybı, ototoksisite ve akustik travma gibi durumlarda öncelikle yüksek frekanslar etkilenir. Yüksek frekans odyometrenin en sık iki klinik kullanım alanı ototoksik ilaçların(cisplatin gibi) monitorizasyonu ve akustik travmanın erken teşhisidir (39).

Akustik travmanın yüksek frekansları etkilediğine dair (özellikle 14000-16000 Hz) ve genç hastalarda konvansiyonel odyometrelerden daha iyi olduğuna dair yayınlar mevcuttur(40). Yüksek frekans odyometri; koklear rezervi değerlendirmede standart odyometreye göre daha duyarlı olup işitsel patolojini daha erken tespitini sağlar. Yaşlanma, gürültüye bağlı işitme kaybı, çeşitli metabolik hastalıklar ve ototoksik ilaçların etkisinin değerlendirilmesinde özellikle bazal turn patolojilerinde yüksek frekans odyometri kabul gören önemli bir ölçüm aracıdır. Kokleanın bazal bölgesi sitotoksik etkilere daha duyarlıdır çünkü bazal bölgenin apekse göre arteriyel beslenmesi daha fazladır. Damarsal patolojilerde öncelikle yüksek frekansların etkilenmesi de bu yüzdendir(41). İşitme problemi olmayıp konvansiyonel odyogramı da normal olan bireylerin yüksek frekans kaybı olabilir. Gürültüde ayırt etme problemi yaşayan konvansiyonel odyogramı normal olan bazı bireylerde yüksek frekanslarda kayıp olabileceğini gösteren yayınlar mevcuttur (42).

2.3.3. Otoakustik Emisyon (OAE)

Kokleada dış tüy hücrelerinin hareketi ile oluşturulan ve kulak kanalından kaydedilebilen seslerdir. Otoakustik emisyonlar sinaptik aktiviteden bağımsızdır yani pre-nöraldir (43).

David Kemp, frekansa bağlı olarak değişen işitme seviye ve gürlük algısı üzerine psikofiziksel sorular ile uğraşırken, kulakların kendisinin de ses üretip üretemeyeceğine dair bir merak üzerine çalışmalarını genişleterek ilk kez 1978 yılında otoakustik emisyonları kaydetmeyi başardı. 1978 yılında Kemp nonlineer ve aktif işlemleri açık bir şekilde göstererek kulağın sesi aldığı kadar, sesi üretme yeteneğine de sahip olduğunu belirtmiştir. Koklea tarafından üretilen bu sesler “uyarılmış (evoked) otoakustik emisyon” (EOAE) olarak adlandırılmıştır (43).

Otoakustik emisyon, periferik işitme sisteminin sesi işleme yeteneği ile ilgili olarak klinisyene objektif bilgi veren bir araçtır. Otoakustik emisyonun primer önemi, varlığının prenöral koklear reseptör mekanizmasının sese normal bir şekilde cevap verdiğini göstermesidir. Otoakustik emisyonun primer önemi, varlığının prenöral koklear reseptör mekanizmasının sese normal bir şekilde cevap verdiğini göstermesidir (43, 44).

Otoakustik emisyon, koklea içerisindeki aktif biyolojik mekanizmaların aktivitesini yansıtmaktadır. Otoakustik emisyonlar, koklear amplifikatörün normal mikromekanik aktivitelerinin ürünü olarak çıkmaktadırlar. Otoakustik emisyonlar, sağlıklı dış tüy hücrelerle ilgili olarak mikroskobik biomekanik aktivitenin bir sonucudur. Otoakustik emisyonların kaynağının kokleadır (dış tüy hücreleri). Otoakustik emisyonların ortaya çıkması için kokleanın normal, sağlıklı, aktif bir fonksiyon görmesi gerektirir (43-46).

Dış Tüylü Hücreler

Corti Organı içinde, apikal ya da bazal uçlarından Deiters hücrelerine ve bunların parmaksı çıkıntılarına bağlı olarak bulunurlar. Sayıları insanda 13.000 civarında kabul edilmektedir. Deiters hücreleri uzantıları dış tüylü hücrelerin dış ve yan tarafına bağlanır.

Dış tüylü hücrelerin tabanları geniş veziküller içeren sinir lifleri ile işgal edilir. Tüy hücreleri kendiliğinden hareket edebilmektedir ve elektrokimyasal bir cevap ortaya çıkarırlar. Üç sıra halindeki dış tüylü hücrelerinin W formasyonunda düzenlenmiş stereosilyaları vardır. Stereosilyalar birbirleriyle bağlantılıdır ve bundan dolayı bir ünite gibi hep birlikte hareket ederler. (43-46).

Otoakustik Emisyonların Temelindeki Anatomi ve Fizyoloji

Ses dış kulak yolu boyunca ilerler ve timpanik membranda işitsel stimulus akustik sinyalden mekanik bir sinyale dönüşür. Daha sonra orta kulak kemikçikleri boyunca ilerler, stapes tabanından oval pencereyi hareketlendirir ve bunun sonucunda sıvı ile dolu kokleada ilerleyen bir dalga meydana gelir. Koklear sıvıda ilerleyen dalga basilar membranı hareketlendirir. Basilar membranın her bir bölgesi sadece limitli bir frekans aralığına karşı maksimum düzeyde hassastır. Oval pencereye yakın bölgeler yüksek frekans stimuluslara karşı daha hassas iken, daha uzak bölgeler ise alçak frekans stimulusa karşı daha hassastır. Bundan dolayı OAE'ler için, probe mikrofonu tarafından kayıt edilen ilk cevaplar yüksek frekans koklear bölgelerinden yayılmaktadır. Daha alçak frekans bölgelerinden alınan cevaplar, kokleanın apeksine daha yakındır (44-46).

Basiller membran hareketlendiğinde, tüy hücreleri hareketin içinde yerleşmiştir ve elektromekanik bir cevap ortaya çıkarırlar, afferent sinyal ulaştığında, efferent bir sinyal ortaya çıkar. Efferent sinyal işitsel yolak boyunca geriye doğru ilerler ve sinyal dış kulak kanalı içinde ölçülür. Mikrofonu, yüksek frekans bölgelerinden gelen cevaplar ilk olarak ulaşır, takiben de alçak frekans bölgelerinden gelen cevaplar ulaşır(44-46).

Otoakustik Emisyonların Temel Özellikleri ve Sınıflanması

OAE, sinyal, işitme sinirine ulaşmadan meydana gelmektedir ve kokleanın normal düzenini ve hassasiyetini oluşturan fizyolojik süreç ile ilişkilidir. Nöral cevapların aksine OAE'ler uyarı hızından etkilenmezler. İşitme kaybının varlığına duyarlıdır. Kokleanın özellikle dış tüy hücrelerinin bütünlüğünü etkileyen problemlere karşı duyarlıdır (ototoksik ilaçlar, yoğun gürültü ve hipoksi gibi). EOAE frekans seçicidir ve uyarı seviyesi ile birlikte amplitüdüleri nonlineer olarak büyümektedir. OAE 40-50 dB'den daha fazla olan koklear işitme kayıplarındaki frekans bölgelerinde elde edilememektedir (43-46).

Otoakustik Emisyonun çeşitli sınıflamalarına rastlanmaktadır. En yaygın olarak kullanılan sınıflama:

1. Spontan Otoakustik Emisyon-SOAE: Akustik uyarı verilmeden meydana gelen emisyonudur.
2. Uyarılmış Otoakustik Emisyon-: Akustik uyarı verilerek elde edilen emisyonudur(43-46).

Uyarılmış Otoakustik Emisyon

Stimulasyon sonucu kulaktan dışarıya yayılan seslere *uyarılmış otoakustik emisyon (evoked otoakustik emisyon)* denir. Uyarılmış otoakustik emisyonların önemli bir özelliği uyarı seviyesinin bir fonksiyonu olarak amplitüdünün nonlineer olarak büyümesidir (43-46).

Temel olarak üç çeşit Uyarılmış Otoakustik Emisyon mevcuttur:

1. Transient-evoked OAE (TEOAE)
2. Distortion Product OAE (DPOAE)
3. Stimulus-Frequency OAE (SFOAE)(43-46)

Transient Evoked Otoakustik Emisyon (TEOAE)

İç kulağa gönderilen klik veya burst gibi kısa akustik uyarana karşı kokleanın oluşturduğu cevaptır. Normal dış kulak, orta kulak ve koklea yapılarına sahip olan normal işiten kişilerde cevap alınabilmektedir. TEOAE çok kısa fakat güçlü dar bant uyarı ile kokleanın geniş bir frekans aralığı boyunca bilgi sağlamaktadır. 30 dB HL'e kadar işitme eşikleri hakkında bilgi vermektedir. TEOAE elde etmek için kullanılan probun bir tübünden uyarı gönderilirken diğer tübünden kokleadan gelen emisyon iletilmektedir. İşitme kaybı 30dB'den daha fazla olan kişilerde TEOAE elde edilmez. Bu özelliğinden dolayı yenidoğan işitme tarama programlarında, işitsel nöropatili hastalarının tespitinde, fonksiyonel işitme kayıplı hastaların ayırt edilmesinde, koopere olmayan hastaların değerlendirilmesinde güvenilir şekilde kullanılabilir (43-46).

TEOAE amplitüdü ile gürültünün amplitüdü arasındaki oranı dB cinsinden ifade edilir. Geçerli kabul edilen oran sinyal gürültü oranı (SNR) ≥ 3 olduğu değerdir (43-46).

Distortion Product Otoakustik Emisyon (DPOAE)

Distortion product otoakustik emisyon eş zamanlı gönderilen iki, uyarının sonucu olarak ortaya çıkan intermodülasyon distorsiyon cevabıdır. İki uyarın sese verilen kokleanın normal nonlineer cevabının bir sonucu olarak koklea, farklı bir frekansta kendisine ait başka bir ses meydana getirecektir ki distortion product ismi de buradan kaynaklanmaktadır. Başka bir deyişle bu cevap, saf ses uyarının içinde yer almayan fakat kokleanın kendisinden kaynaklanan tonal sinyal şeklindedir. Dinamik aralığı kullanılan uyarı seviyesine bağlıdır. Kokleadan daha spesifik cevap alınabilmektedir. Kokleanın sadece belli bölümleri test edildiğinden dolayı tüm frekans aralığını tespit etmek üzere ölçümler yapılması gerekmektedir. DPOAE ölçümünün yapılabilmesi için probun, f1 ve f2 uyarılarını kokleaya iletmek üzere iki

ses girişi ve dış kulak yolundaki ses basınç seviyesini ölçmek üzere bir mikrofondan oluşması gerekmektedir (43-46).

Normal veya normale yakın fonksiyon gören korti organı OAE üretebilir ve orta kulak normal çalışıyor ise OAE kaydedilebilir. Otoakustik emisyonlar elektriksel değil titreşimsel cevaplardır. Otoakustik emisyonun en önemli özelliklerinden biri, kokleanın her kısmından alınan cevabın enstrümental frekans analiz yönteminin yardımı ile OAE sinyalinden ayrılabilmesidir. DPOAE kokleanın sadece belli bölümleri test edildiğinden dolayı tüm frekans aralığını tespit etmek üzere ölçümler yapılması gerekmektedir. DPOAE, 2f1-f2 frekansında meydana gelmekle birlikte, kokleanın gerçekten test edilen frekans bölgesi primer seslerin frekansına komşudur ve sıklıkla f1 ve f2'nin geometrik ortalamasının olduğu frekans bölgesidir(43-46).

DPOAE, tıpkı TEOAE gibi normal işitme ve normal orta kulak fonksiyonu olan kulakların yaklaşık % 100'ünde ölçülebilir. Verilen bir kulak içinde zamandan bağımsız olarak sabit kalır. Yaklaşık 50-60 dB'lik işitme kaybının varlığında DPOAE cevapları elde edilemez (43-46).

OAE kayıtları elektrofizyolojiktir ve hastanın davranışsal cevaplarına bağılı değildir. OAE'ler özellikle koklear fonksiyonu değerlendirir. OAE'ler kulağa spesifik odyolojik bilgi sağlar. OAE'ler frekansa spesifik odyolojik bilgi sağlar (46).

Şüpheli fonksiyonel işitme kayıplarının değerlendirilmesinde: OAE kayıtları elektrofizyolojiktir ve hastanın davranışsal cevaplarına bağılı değildir. Normal OAE'ler sıklıkla normal sensör fonksiyona işaret eder. OAE'ler frekansa spesifik odyolojik bilgi sağlar (46).

Koklear ve retrokoklear işitsel disfonksiyonların ayırımında: OAE'ler koklear(sensör) işitme disfonksiyonlarında patolojinin yerleşim yerine spesifik bilgi sağlar. ABR ile kombine kullanıldığında, OAE nöral işitme bozukluklarını sensör işitme bozukluklarından ayırabilir (46).

Ototoksitenin monitarizasyonunda: Ototoksik ilaçlar etkilerini dış tüy hücre fonksiyonları üzerinde gösterir; OAE'ler dış tüy hücre bütünlüğüne bağlıdır. OAE'ler saf ses odyometrisi tarafından belirlenmeden önce koklear disfonksiyonu tespit edebilir. OAE'ler frekansa spesifik odyolojik bilgi sağlar (46).

Tinnitus: OAE'ler tinnitüsü ve normal odyogramı olan hastalardaki koklear disfonksiyonun objektif olarak doğrulanmasını sağlayabilir. OAE'ler frekansa spesifik odyolojik bilgi sağlar ki bu frekanslar tinnitüsün olduğu frekans bölgeleri ile ilişkili olabilir (46).

Gürültüye maruz kalma: OAE'ler odyogramda herhangi bir problem tespit edilmeden önce gürültü/müziğe maruz kalma nedeniyle oluşan koklear disfonksiyonun tehlike işaretlerini erken bir dönemde tespitini sağlayabilir (46).

Ani İşitme Kaybı: Ani işitme kaybı olanlarda 30 dB den daha fazla işitme kaybı olmasına rağmen OAE ölçülebilmektedir (46).

2.3.4. Timpanometri

İmmitansmetri test bataryasında timpanometri, akustik immitans ve akustik reflex yer alır. Normal bir kulağın timpanik membranında dış kulak yolundaki hava basıncı değiştikçe immitansta değişir. Hava basıncındaki değişim ile immitans değişimi arasındaki bu sistematik ilişki orta kulak hastalığında bozular. Y timpanometri; dış kulak yolundaki hava basıncı +200 ile - 400 daPa arasında değişirken orta kulak mobilitesinin ölçümüne dayanır. Sonuçlar xy eksenindeki bir grafik ile gösterilir. X ekseninde basınç y ekseninde ise immitans gösterilir. Zarın iki tarafında basıncın eşit olduğu bir nokta vardır ve bu noktada admitans en fazla olup bu noktaya timpanogramın tepe noktası adı verilir. Sağlıklı bir kulakta timpanometrik tepe basıncı -100 ile 440 daPa arasında değişir. Bu kabul edilen aralığın daha aşağı bir noktasında tepe basıncı olan timpanogramlarda orta kulakta bir sorun var demektir. Akut otitis media, seröz otitis media veya östaki

disfonksiyonu gibi durumlarda tepe basıncı düşebilir. Zar arkasında sıvı mevcut ise düz timpanogram görülür. Jerger sınıflamasına göre normal ve patolojik timpanogram şekilleri şu şekilde sınıflanmıştır (37, 47).

Tip A: normal kulaklarda,

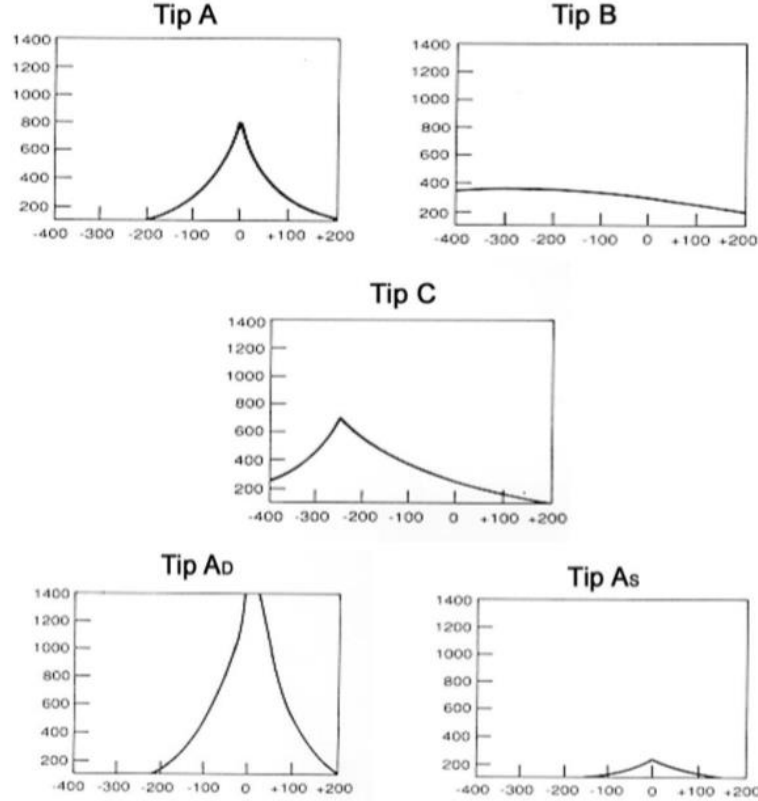
Tip As: Otoskleroz veya kemikçik zincir fiksasyonunda

Tip Ad: Kemikçik zincir dislokasyonunda

Tip B: Orta kulakta sıvı varlığı, timpanik membran perforasyonu veya buşon varlığında

Tip C: Östaki disfonksiyonlarında

Tip D: Kulak zarında pseudomembran varlığında (48)



Şekil 2. Timpanogram Tipleri

2.4. Manyetik Rezonans Görüntüleme

Günümüzde sistematik ve daha etkin bir sağlık sistemi için teknoloji gereklidir. Manyetik rezonans bir görüntüleme yöntemi olarak ilk kez 1973 yılında Paul

Lauterbur tarafından kullanılmıştır. Bu cihazda hasta sabit bir manyetik alan, yani güçlü bir mıknatıs içerisine yerleştirilir. Günümüzde yaygın kullanılan MRG cihazları 0,5-3 T'dır. Vücuttaki protonlar mıknatısın vektörüne paralel veya antiparalel olarak dizilim gösterir ve spin (dönüş) hareketi yapar. Daha sonra gönderilen radyo dalgaları çekirdekte tek bir proton içeren hidrojen atomlarında sapmalar oluşturur. Radyo dalgası kesildikten sonra protonlar eski konumlarına döner ve aldıkları enerjiyi geri verirler alıcı aracılığı ile bu enerji sinyale ve görüntüye dönüştürülür. Su ve yağ dokuların temel atomu olan hidrojen atomları bu özellikleri sayesinde MRG'de kullanılabilir. Genellikle tanı ve tedavide yaygın olarak kullanılan en iyi görüntüleme tekniği olarak kabul edilmektedir. Ayrıntılı görüntüleme sağlayan ve diğer görüntüleme tekniklerine göre radyasyon riski içermemesi nedeniyle daha güvenli bir teşhis koyma aracı olarak bilinmektedir. MRG görüntüleme yaparken sinyallerin temelini hidrojen atomları oluşturmaktadır. Su ve yağların temel atomu olan hidrojen atomları manyetik alan etkisi ile titreşerek görüntüye dönüştürülen sinyalleri oluşturur. MRG günümüzde bilinen en ileri radyolojik görüntüleme tekniğidir (49, 50).

Son yıllar da MRG cihazı yaygın olarak görüntüleme ve tanı amaçlı kullanılmaktadır. Bunun temel sebepleri MRG'nin iyonizan radyasyon içermemesi, yüksek yumuşak doku çözünürlüğüne sahip olması, gebelerde ve çocuk hastalarda güvenle uygulanabilmesi sayesinde günümüzde yaygın olarak kullanılan ileri bir radyolojik yöntemdir (51).

Manyetik alan güçlü bir mıknatıs olduğu için metal bulduran hastalar ve metalik cisimlerin olması ciddi komplikasyonlar ve hayati tehlike oluşturur. Üzerinde manyetik alandan etkilenebilecek metal bulduran hastalar (Örneğin; kalp pili gibi) manyetik alandan etkileneceği için bu nitelikteki hastalara görüntüleme yapılamamaktadır. Görüntüleme yapılacak olursa hastaların hayati tehlikesi söz konusudur (51, 52).

MRG cihazının kullanımı 1970'li yıllardan bu yana dünya genelinde kullanımı artmaktadır(53). MRG cihazının avantajlarına rağmen çok gereksiz durumlarda bile

kullanılabilmektedir(54, 55). MRG'de bazı durumlarda kontrast madde kullanılarak görüntüleme yapılmaktadır. Kontrast madde olarak gadolinium barındıran çözeltiler kullanılmaktadır. Diğer görüntüleme uygulamalarında kullanılan maddelere oranla yan etkisi (alerji, yabancı cisim reaksiyonu, böbreklere glomerüler hasar) daha az ve vücuttan dışarı atılımı daha kolaydır (56).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Bu araştırma Başkent Üniversitesi Araştırma Kurulu tarafından KA19/348 kodu ile onaylanmıştır. Başkent Üniversitesi Araştırma Fonu ile desteklenmiştir. Başkent Üniversitesi Araştırma Kurulu'ndan alınan onay sonrası 1 aylık dönemde Radyoloji Anabilim Dalı'nda beyin, baş, boyun ve servikal görüntüleme yaptıran ve çalışmaya dahil olmayı kabul eden tüm hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayandığı için ilk olarak katılımcılardan "Gönüllü Denek Bilgilendirme ve Onam Formu" nu okumaları ve imzalamaları istenmiştir.

Katılımcılara öncelikle bir KBB uzmanı tarafından tam kulak burun boğaz muayenesi yapılmıştır. Manyetik rezonans görüntüleme öncesi timpanogram kaydı, TEOAE, DPOAE ve yüksek frekans odyometri testleri yapılmıştır. Katılımcılara MRG sonrası TEOAE, DPOAE ve yüksek frekans odyometri testleri tekrarlanmıştır.

Hastaların çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- Beyin, baş, boyun veya servikal görüntüleme için MRG tetkiki yaptırıyor olmak
- 18 – 50 yaş aralığında olmak
- Daha önce kulak ameliyatı geçirmemiş olmak
- Herhangi bir orta kulak patolojisine sahip olmamak (negatif basınç, aşırı esneklik, kemikçik fiksasyonu, otitis media vb.)
- Tip A timpanograma sahip olmak
- Ayaktan tetkik ve tedavisi yapılıyor olmak
- Normal işitiyor olmak

Çalışma dışı bırakılma kriterleri;

- 18 yaşından küçük olmak ve 50 yaşından büyük olmak
- Herhangi bir orta kulak patolojisine sahip olmak (negatif basınç, aşırı esneklik, kemikçik fiksasyonu, otitis media vb.)

- Kulak ameliyatı öyküsü olması
- Ototoksik ilaç kullanan hastalar
- Timpanogramı tip A dışında olmak
- Yatarak tedavi gören, morbiditesi yüksek hastalar.

3.2. Odyolojik Değerlendirme

Tüm hastalara saf ses odyometri, yüksek frekans odyometri, otoakustik emisyon (TEOAE, DPOAE) ve timpanometri testleri uygulanmıştır.

İmmitansmetrik Değerlendirme

Tüm bireylerin immitansmetrik ölçümleri Grason Stadler (GSI) Tymptstar Version 2 elektroakustik immitansmetre ile yapılmıştır. 226 Hz'lik prob ton kullanılarak timpanogram ve statik admitans kaydedilmiştir. Timpanogram kaydı, hava basıncı +200 ile -400 daPa arasında 200 daPa /saniye oranında değiştirilerek kaydedilmiştir.

Ölçümler Interacoustics-Clinical Audiometer AC40 cihazı ile, Industrial Acoustic Company (IAC) standardındaki sessiz odalarda yapıldı. Hava yolu işitme düzeyleri 250 - 8000 Hz arasındaki frekanslarda TDH-39 Telephonic HB-7 kulaklık kullanılarak, 10000, 12000, 14000 ve 16000 Hz arasındaki frekanslardaki işitme eşikleri MX 41 kulaklık kullanılarak saptandı.

Otoakustik emisyon ölçümü Otodynamics ILOV6 yazılımı TEOAE ve DPOAE modu kullanılarak gerçekleştirildi. Ölçümler sessiz kabinde yapıldı. Ölçümler sırasında stimulus şiddeti 80 ± 3 dB SPL idi.

3.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Gürültü Ölçümü

Manyetik rezonans görüntüleme 1.5 Tesla Magnetom, Avanto device (Siemens, Germany), 1.5 Tesla Magnetom Siemens Symphony tim (Siemens, Germany) cihazları ile yapılmıştır. Gürültü ölçümü Svan 971 (Svantek Polonya) ile yapılmıştır. Şekil 3'te Svan 971 gösterilmiştir. IEC 61672:2002'e uygun tip 1, 1/1 ve 1/3 oktav gerçek zaman (real-time) analizleri olan ses seviyesi ölçen cihazdır. Ölçümler A filtresi ve peak değerleri için C filtresi kullanılarak 1/3 oktav bandında fast modunda ölçülmüştür.



Şekil 3. Svan 971 Gürültü Ölçer

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin normal dağılıma uyup uymadığını araştırmak amacıyla Shapiro Wilk testi kullanılmıştır. Normal dağılıma uyan kantitatif veriler ortalama ve standart sapma ile; normal dağılıma uymayan kantitatif veriler ile ortanca ve kartiller arası açıklık (IQR) şeklinde ifade edilmiştir. MRG ölçüm işlemi öncesinde ve sonrasında yapılan işitme testi değerlerini karşılaştırmak (TEAOE ve DPOAE için azalma, Yüksek Frekans için artma yönünde) amacıyla Wilcoxon Signed Rank Testi kullanılmıştır. Wilcoxon testi, paired-t testinin non-parametrik versiyonu olarak da bilinmektedir. Değişkenlerin dağılımının normal olması varsayımının sağlanmaması nedeniyle bu test tercih edilmiştir. Test istatistiği olarak %95 güven düzeyi belirlenmiş, bu nedenle P-Value istatistikleri 0.05 değeriyle karşılaştırılmıştır. Analizler R Project programlama dili (Versiyon: “R.1.7.1 for Mac OS X”) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (57, 58).

4. BULGULAR

4.1. Demografik Veriler

Çalışmaya 38 hasta dahil edildi. Hastaların 19'u kadın 19'u erkek idi. Ortalama yaş 38.47 olup, yaş aralığı 19 ile 50 arasında değişmekte idi.

Tablo 2. Hastaların demografik verileri ile MRG cihazında kalma süreleri

	n	Ortalama	SD	min	25%	50%	75%	max
Yaş	38	38.47	8.76	19	34.25	40	43	50
MR Süresi (dk)	38	17.97	4.90	10	15	17.5	20	36

N: Sayı; SD: Standart Deviasyon,; Min: minimum değer,; Max: maksimum değer, MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

4.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Gürültü Ölçümü

21 hastaya beyin, 7 hastaya servikal, 4 hastaya boyun ve 6 hastaya hem beyin hemde servikal bölgesine MRG yapılmıştı. 13 hastaya gadolinum kontrastlı geri kalan 25 hastaya ise kontrastsız görüntüleme yapılmıştır. Hastaların cihazda ortalama kalma süreleri 17.97 (minimum 10 maksimum 36) dakika olarak belirlenmiştir.

Görüntüleme sırasında Svan 971 ile yapılan gürültü ölçümünde eşdeğer ses basıncı seviyesi, ortalama 91.1 ila 106.7 dBA arasında değişmekteydi.

4.3. Transient Evoked Otoakustik Emisyon Sonuçları

Sol kulak 1 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 19,5 (14,3-23,7) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 20,1(15,4-26,4) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 1 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 18,5 (17,2-23,6) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 19,6 (16,6-23,6) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 1,4 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 22,3 (17,2-25,5) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 22,7 (19,2-25,2) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 1,4 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 21,2 (17,0-25,6) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 22,4 (16,7-25,9) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 2,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 18,2 (14,9-21,0) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 18,6 (16,0-22,7) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 2,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 18,6 (16,0-20,1) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 18,6 (16,0-21,1) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 2,8 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 12,7 (10,6-16,1) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 14,5 (9,3-16,5) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 2,8 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 15,1 (11,3-18,6) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 15,8 (11,5-18,1) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 4,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 10,5 (7,0-14,1) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 10,1 (6,7-14,5) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 4,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 11,8 (7,3-16,3) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 11,3 (7,6-14,0) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak toplam yanıt MRG öncesi ortalama değeri 15,3 (13,0-17,5) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 16,2 (14,0-18,5) SNR olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak toplam yanıt MRG öncesi ortanca değeri 15,6 (14,1-18,8) SNR iken MRG sonrası ortanca değeri 16,3 (12,9-19,5) SNR olarak bulunmuştur (p>0,05).

Tablo 3'te tüm frekanslara ait MRG öncesi ve sonrası TEOAE ortalama, ortanca, minimum, maksimum ve çeyrek değerler genişliği (%25-%75) görülmektedir.

Tablo 3. Transient Evoked Otoakustik Emisyon Sonuçları

	n	Ort.	SD	Ortanca	25%	75%	Min	Max	Wilcoxon Statistic	P
Sol Kulak 1kHz MRG Öncesi	38	19,1	7,0	19,5	14,3	23,7	5,5	32,2	279,5	0,86
Sol Kulak 1kHz MRG Sonrası	38	20,3	6,7	20,1	15,4	26,4	3,9	32,6		
Sağ Kulak 1kHz MRG Öncesi	38	19,9	5,8	18,5	17,2	23,6	10,3	33,3	382,5	0,43
Sağ Kulak 1kHz MRG Sonrası	38	19,7	6,8	19,6	16,6	23,6	8,8	36,1		
Sol Kulak 1,4kHz MRG Öncesi	38	21,4	6,1	22,3	17,2	25,5	8,2	34,9	317,5	0,78
Sol Kulak 1,4kHz MRG Sonrası	38	22,0	4,9	22,7	19,2	25,2	11,0	32,1		
Sağ Kulak 1,4kHz MRG Öncesi	38	21,0	6,0	21,2	17,0	25,6	7,1	33,1	322	0,67
Sağ Kulak 1,4kHz MRG Sonrası	38	21,3	6,1	22,4	16,7	25,9	6,0	30,1		
Sol Kulak 2kHz MRG Öncesi	38	18,0	5,1	18,2	14,9	21,0	6,5	26,8	258,5	0,92
Sol Kulak 2kHz MRG Sonrası	38	18,7	5,4	18,6	16,0	22,7	6,3	31,5		
Sağ Kulak 2kHz MRG Öncesi	38	18,2	3,7	18,2	16,0	20,1	7,8	28,3	311,5	0,63
Sağ Kulak 2kHz MRG Sonrası	38	18,5	4,4	18,6	16,0	21,1	7,9	26,8		
Sol Kulak 2,8kHz MRG Öncesi	38	13,2	4,9	12,7	10,6	16,1	3,5	23,3	346	0,64
Sol Kulak 2,8kHz MRG Sonrası	38	13,3	6,1	14,5	9,3	16,5	-2,4	26,1		
Sağ Kulak 2,8kHz MRG Öncesi	38	14,7	6,3	15,1	11,3	18,6	-1,0	26,0	311,5	0,63
Sağ Kulak 2,8kHz MRG Sonrası	38	14,7	6,2	15,8	11,5	18,1	-1,7	25,1		
Sol Kulak 4kHz MRG Öncesi	38	10,2	5,2	10,5	7,0	14,1	-1,0	22,9	281	0,79
Sol Kulak 4kHz MRG Sonrası	38	10,5	4,6	10,1	6,7	14,5	2,7	18,8		
Sağ Kulak 4kHz MRG Öncesi	38	11,8	6,1	11,8	7,3	16,3	3,1	25,8	423,5	0,22
Sağ Kulak 4kHz MRG Sonrası	38	11,5	5,9	11,3	7,6	14,0	0,8	25,0		
Toplam Yanıt Sol Kulak MRG Öncesi	38	15,5	3,4	15,3	13,0	17,5	8,8	23,3	205	0,99
Toplam Yanıt Sol Kulak MRG Sonrası	38	16,3	3,2	16,2	14,0	18,5	10,0	23,3		
Toplam Yanıt Sağ Kulak MRG Öncesi	38	15,9	3,6	15,6	14,1	18,8	8,4	22,7	319,5	0,69
Toplam Yanıt Sağ Kulak MRG Sonrası	38	16,1	4,0	16,3	12,9	19,5	7,3	22,1		

n: Sayı; SD: Standart Deviasyon; Min: minimum değer, Max: maksimum değer, MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme: Hz;Hertz

4.4. Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon Sonuçları

Sol kulak 1 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 4,8 (1,8-9,2) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 5,6 (0,3-11,7) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sağ kulak 1 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 7,4 (-0,2-12,6) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 5,8 (0,7-12,5) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sol kulak 1,4 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 13,5 (6,5-19,9) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 13,6 (6,9-21,4) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sağ kulak 1,4 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 13,3 (8,9-19,8) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 13,9 (9,9-19,0) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sol kulak 2,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 13,0 (9,0-18,9) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 14,5 (9,2-20,4) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sağ kulak 2,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 14,5 (9,2-20,4) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 14,9 (8,6-21,2) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sol kulak 2,8 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 11,8 (4,8-17,1) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 12,1 (6,4-17,9) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sağ kulak 2,8 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 12,8 (8,2-17,7) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 12,1 (7,5-16,6) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sol kulak 4,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 13,6 (8,5-19,9) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 15,7 (8,9-20,7) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sağ kulak 4,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 14,1 (9,1-20,5) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 13,2 (8,8-19,8) SNR olarak bulunmuştur($p<0,05$).

Şekil 4'te sağ ve sol kulakta MRG öncesi ve sonrası DPOAE değerleri gösterilmiştir

Sol kulak 6,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 14,2 (7,0-17,7) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 14,8 (8,3-18,3) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sağ kulak 6,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 15,5 (7,1-21,8) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 15,8 (5,8-20,9) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Sol kulak 8,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri 3,6 (-5,4-7,1) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 1,4 (-4,4-9,2) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

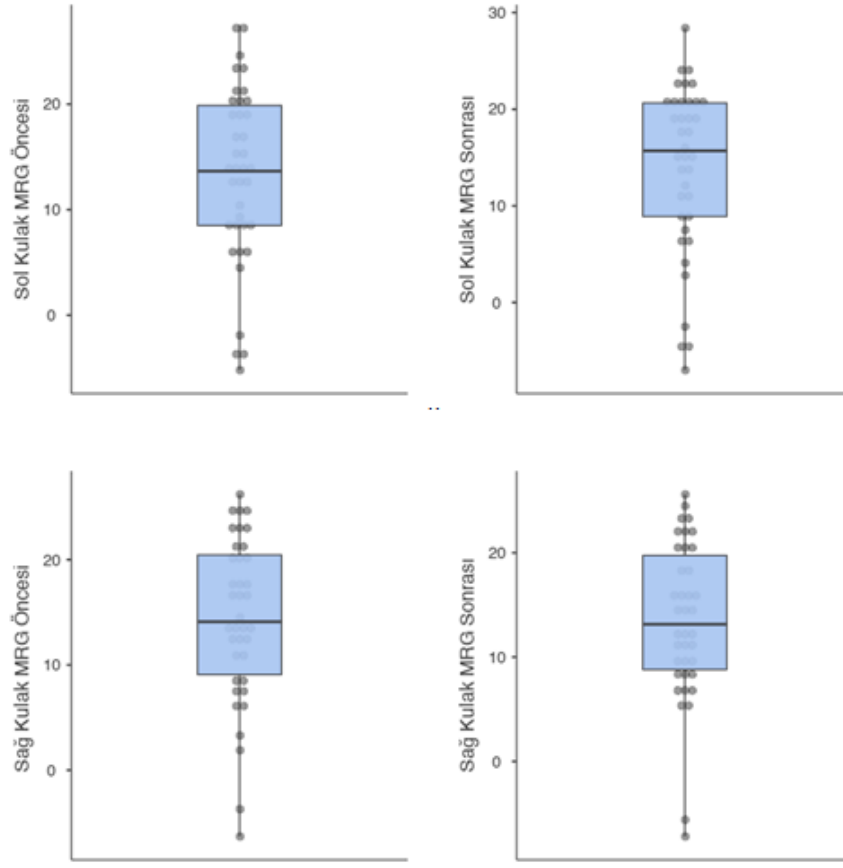
Sağ kulak 8,0 kHz frekansta MRG öncesi ortalama değeri -1,4 (-6,4-11,3) SNR iken MRG sonrası ortalama değeri 1,4 (-3,5-10,5) SNR olarak bulunmuştur($p>0,05$).

Tablo 4'te tüm frekanslara ait MRG öncesi ve sonrası DPOAE ortalama, ortanca, minimum, maksimum ve çeyrek değerler genişliği (%25-%75) görülmektedir.

Tablo 4. Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon Sonuçları

	n	Ort.	SD	Ortanca	25%	75%	Min	Max	Wilcoxon Statistic	P-Value
Sol Kulak 1kHz MRG Öncesi	38	5,5	6,8	4,8	1,8	9,2	-5,2	21,0	292,5	0,81
Sol Kulak 1kHz MRG Sonrası	38	6,1	7,0	5,6	0,3	11,7	-7,0	18,6		
Sağ Kulak 1kHz MRG Öncesi	38	6,6	8,3	7,4	-0,2	12,6	-9,7	25,2	391,5	0,38
Sağ Kulak 1kHz MRG Sonrası	38	7,2	7,3	5,8	0,7	12,5	-6,0	24,9		
Sol Kulak 1,4kHz MRG Öncesi	38	13,5	8,2	13,5	6,5	19,9	-1,8	28,9	275	0,88
Sol Kulak 1,4kHz MRG Sonrası	38	13,8	8,4	13,6	6,9	21,4	-4,0	28,2		
Sağ Kulak 1,4kHz MRG Öncesi	38	14,8	7,9	13,3	8,9	19,8	-1,4	32,3	467	0,08
Sağ Kulak 1,4kHz MRG Sonrası	38	14,5	7,5	13,9	9,9	19,0	-2,0	29,7		
Sol Kulak 2kHz MRG Öncesi	38	13,8	7,4	13,0	9,0	18,9	-1,3	28,4	357,5	0,57
Sol Kulak 2kHz MRG Sonrası	38	14,0	7,2	14,1	9,4	19,3	-5,0	28,9		
Sağ Kulak 2kHz MRG Öncesi	38	14,4	8,9	14,5	9,2	20,4	-1,8	33,0	420,5	0,23
Sağ Kulak 2kHz MRG Sonrası	38	14,2	9,1	14,9	8,6	21,2	-6,2	32,5		
Sol Kulak 2,8kHz MRG Öncesi	38	11,1	8,0	11,8	4,8	17,1	-6,5	28,2	312,5	0,80
Sol Kulak 2,8kHz MRG Sonrası	38	11,7	8,4	12,1	6,4	17,9	-9,1	28,5		
Sağ Kulak 2,8kHz MRG Öncesi	38	12,7	7,4	12,8	8,2	17,7	-5,6	27,4	435,5	0,10
Sağ Kulak 2,8kHz MRG Sonrası	38	12,3	6,4	12,1	7,5	16,6	-3,2	26,2		
Sol Kulak 4kHz MRG Öncesi	38	13,3	8,4	13,6	8,5	19,9	-5,2	27,5	279	0,91
Sol Kulak 4kHz MRG Sonrası	38	13,9	8,9	15,7	8,9	20,7	-7,0	28,4		
Sağ Kulak 4kHz MRG Öncesi	38	14,2	7,9	14,1	9,1	20,5	-6,3	26,2	473,5	0,03*
Sağ Kulak 4kHz MRG Sonrası	38	13,5	7,6	13,2	8,8	19,8	-7,2	25,6		
Sol Kulak 6 kHz MRG Öncesi	38	11,9	9,1	14,2	7,0	17,7	-8,8	29,0	284,5	0,89
Sol Kulak 6kHz MRG Sonrası	38	12,5	9,2	14,8	8,3	18,3	-8,3	28,4		
Sağ Kulak 6kHz MRG Öncesi	38	14,0	10,1	15,5	7,1	21,8	-9,0	32,6	432	0,11
Sağ Kulak kHz MRG Sonrası	38	13,2	10,7	15,8	5,8	20,9	-9,1	32,3		
Sol Kulak 8 kHz MRG Öncesi	38	2,8	8,9	3,6	-5,4	7,1	-10,2	30,6	402,5	0,32
Sol Kulak 8kHz MRG Sonrası	38	2,2	9,9	1,4	-4,4	9,2	-15,4	27,5		
Sağ Kulak 8kHz MRG Öncesi	38	2,4	11,3	-1,4	-6,4	11,3	-16,7	27,5	301,5	0,84
Sağ Kulak 8 kHz MRG Sonrası	38	3,0	11,0	1,4	-3,5	10,5	-15,4	30,4		

n: Sayı; SD: Standart Deviasyon;; Min: minimum değer;; Max: maksimum değer,
MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme; Hz;Hertz * p<0.05



Şekil 4. Sağ ve Sol Kulakta MRG Öncesi ve Sonrası DPOAE 4000 Hz Değerleri

Tablo 5. Kontrast Madde Kullanılan ve Kullanılmayan Gruplar Arası DPOAE Sonuçları

<u>Frekans</u>	<u>Kontrastlı</u>		<u>Kontrastsız</u>	
	<u>p</u>	<u>w</u>	<u>p</u>	<u>w</u>
1 kHz	0.400	185.5	0.682	475.5
1,4 kHz	0.111	223.5	0.662	480.5
2 kHz	0.540	171.5	0.235	606.5
2,8 kHz	0.672	158	0.269	572
4 kHz	0.634	162	0.155	607.5
6 kHz	0.254	201.5	0.554	505.5
8 kHz	0.729	151.5	0.689	495.5

Sağ (38) ve sol (38) toplam 76 kulak kontrastlı ve kontrastsız olarak değerlendirildiğinde herhangi bir frekansta MRG öncesi ölçülen sonuçlar ve MRG sonrası ölçülen sonuçlar arasında anlamlı bir sonuç bulunamamıştır. ($p>0,05$)

4.5. Saf Ses Odyometri ve Yüksek Frekans Odyometri Sonuçları

Sol kulak 125 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (0,0-5,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 0,0 (0,0-5,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 125 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (0,0-5,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (0,0-5,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 250 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (0,0-5,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 0,0 (0,0-5,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 250 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (5,0-10,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (0,0-10,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 500 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (0,0-10,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (0,0-5,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 500 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (5,0-10,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (0,0-5,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 1000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (0,0-5,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (0,0-5,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 1000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (0,0-10,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (1,3-10,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 2000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (0,0-5,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (0,0-10,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 2000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (0,0-10,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (0,0-8,8) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 4000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (5,0-15,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (0,0-15,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 4000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (0,0-18,8) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (0,0-10,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 6000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 10,0 (0,0-10,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (1,3-10,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 6000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 5,0 (1,3-13,8) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5,0 (0,0-13,8) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 8000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 10,0 (5,0-15,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 10,0 (0,0-10,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 80000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 10,0 (5,0-20,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 10,0 (5,0-20,0) dB olarak bulunmuştur (p>0,05).

Tablo 6. Saf Ses Odyometri Sonuçları

	n	Ort.	SD	Ortanca	25%	75%	Min	Max	Wilcoxon Statistic	P-Value
Sol Kulak MRG Öncesi 125Hz	38	3,7	4,8	5,0	0,0	5,0	0,0	20,0	29	0,95
Sol Kulak MRG Sonrası 125 Hz	38	2,8	4,3	0,0	0,0	5,0	0,0	20,0		
Sağ Kulak MRG Öncesi 125Hz	38	5,5	6,0	5,0	0,0	5,0	0,0	30,0	72	0,78
Sağ Kulak MRG Sonrası 125 Hz	38	5,1	5,9	5,0	0,0	5,0	0,0	30,0		
Sol Kulak MRG Öncesi 250Hz	38	5,4	6,1	5,0	0,0	5,0	0,0	25,0	79	0,99
Sol Kulak MRG Sonrası 250 Hz	38	3,7	5,2	0,0	0,0	5,0	0,0	20,0		
Sağ Kulak MRG Öncesi 250Hz	38	6,8	6,3	5,0	5,0	10,0	0,0	30,0	114	0,80
Sağ Kulak MRG Sonrası 250Hz	38	6,3	6,6	5,0	0,0	10,0	0,0	30,0		
Sol Kulak MRG Öncesi 500 Hz	38	6,3	6,9	5,0	0,0	10,0	0,0	30,0	156	1,00
Sol Kulak MRG Sonrası 500 Hz	38	4,2	5,3	5,0	0,0	5,0	0,0	25,0		
Sağ Kulak MRG Öncesi 500 Hz	38	6,7	5,4	5,0	5,0	10,0	0,0	20,0	104	0,98
Sağ Kulak MRG Sonrası 500 Hz	38	5,5	6,2	5,0	0,0	5,0	0,0	25,0		
Sol Kulak MRG Öncesi 1000 Hz	38	4,9	5,6	5,0	0,0	5,0	0,0	30,0	136	0,96
Sol Kulak MRG Sonrası 1000 Hz	38	3,6	4,0	5,0	0,0	5,0	0,0	15,0		
Sağ Kulak MRG Öncesi 1000 Hz	38	5,8	5,4	5,0	0,0	10,0	0,0	20,0	30	0,22
Sağ Kulak MRG Sonrası 1000 Hz	38	6,2	6,1	5,0	1,3	10,0	0,0	30,0		
Sol Kulak MRG Öncesi 2000 Hz	38	5,8	7,8	5,0	0,0	5,0	0,0	40,0	42	0,23
Sol Kulak MRG Sonrası 2000 Hz	38	5,8	5,5	5,0	0,0	10,0	0,0	25,0		
Sağ Kulak MRG Öncesi 2000 Hz	38	7,2	8,0	5,0	0,0	10,0	0,0	30,0	146,5	0,95
Sağ Kulak MRG Sonrası 2000 Hz	38	5,9	8,1	5,0	0,0	8,8	0,0	30,0		
Sol Kulak MRG Öncesi 4000 Hz	38	11,3	13,2	5,0	5,0	15,0	0,0	65,0	52,5	0,87
Sol Kulak MRG Sonrası 4000	38	10,5	13,6	5,0	0,0	15,0	0,0	65,0		
Sağ Kulak MRG Öncesi 4000 Hz	38	9,9	10,6	5,0	0,0	18,8	0,0	40,0	103	0,91
Sağ Kulak MRG Sonrası 4000 Hz	38	8,8	9,5	5,0	0,0	10,0	0,0	40,0		
Sol Kulak MRG Öncesi 6000 Hz	38	11,1	13,8	10,0	0,0	10,0	0,0	70,0	94	0,92
Sol Kulak MRG Sonrası 6000 Hz	38	10,0	13,3	5,0	1,3	10,0	0,0	65,0		
Sağ Kulak MRG Öncesi 6000 Hz	38	9,9	10,6	5,0	1,3	13,8	0,0	40,0	96,5	0,85
Sağ Kulak MRG Sonrası 6000 Hz	38	9,2	10,4	5,0	0,0	13,8	0,0	40,0		
Sol Kulak MRG Öncesi 8000 Hz	38	11,1	13,6	10,0	5,0	15,0	0,0	65,0	128,5	0,83
Sol Kulak MRG Sonrası 8000 Hz	38	10,3	13,1	10,0	0,0	10,0	0,0	60,0		
Sağ Kulak MRG Öncesi 8000 Hz	38	12,8	13,5	10,0	5,0	20,0	0,0	55,0	85,5	0,50
Sağ Kulak MRG Sonrası 8000 Hz	38	12,8	12,9	10,0	5,0	20,0	0,0	50,0		

n: Sayı; SD: Standart Deviasyon; Min: minimum değer,; Max: maksimum değer,

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme; Hz;Hertz

4.6. Yüksek Frekans Odyometri Sonuçları

Sol kulak 9000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 12,5 (1,3-20,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 10,0 (0,0-20,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 9000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 10,0 (10,0-25,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 10,0 (5,0-23,8) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 10000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 10,0 (5,0-23,8) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 10,0 (0,0-20,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 10000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 15,0 (5,0-25,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 10,0 (5,0-25,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 11200 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 20,0 (6,3-33,8) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 20,0 (5,0-33,8) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 11200 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 20,0 (5,0-35,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 20,0 (10,0-35,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 12500 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 27,5 (10,0-43,8) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 25,0 (10,0-40,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 12500 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 27,5 (10,0-43,8) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 25,0 (6,3-40,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 14000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 40,0 (15,0-55,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 40,0 (16,3-53,8) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 14000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 40,0 (25,0-55,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 40,0 (21,3-55,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sol kulak 16000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 40,0 (27,5-53,8) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 40,0 (25,0-46,3) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Sağ kulak 16000 Hz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 40,0 (32,5-55,0) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 40,0 (32,5-55,0) dB olarak bulunmuştur ($p>0,05$).

Tablo 6'da tüm frekanslara ait MRG öncesi ve sonrası her bir frekans için saf ses işitme eşiklerinin ortalama, ortanca, minimum, maksimum ve çeyrek değerler genişliği (%25-%75) görülmektedir.

Tablo 7. Yüksek Frekans Odyometri Sonuçları

	n	Ort.	SD	Ortanca	25%	75%	Min	Max	Wilcoxon Statistic	P-Value
Sol Kulak Öncesi 9000 Hz	38	14,5	16,4	12,5	1,3	20,0	0,0	65,0	63,5	0,91
Sol Kulak Sonrası 9000 Hz	38	13,4	15,0	10,0	0,0	20,0	0,0	55,0		
Sağ Kulak Öncesi 9000 Hz	38	16,1	14,4	10,0	10,0	25,0	0,0	65,0	206	0,96
Sağ Kulak Sonrası 9000 Hz	38	14,6	15,0	10,0	5,0	23,8	0,0	60,0		
Sol Kulak Öncesi 10000 Hz	38	16,3	17,1	10,0	5,0	23,8	0,0	65,0	137	0,90
Sol Kulak Sonrası 10000 Hz	38	15,3	17,7	10,0	0,0	20,0	0,0	70,0		
Sağ Kulak Öncesi 10000 Hz	38	18,2	17,3	15,0	5,0	25,0	0,0	70,0	75	0,93
Sağ Kulak Sonrası 10000 Hz	38	17,0	17,8	10,0	5,0	25,0	0,0	75,0		
Sol Kulak Öncesi 11200 Hz	38	22,1	19,7	20,0	6,3	33,8	0,0	80,0	143,5	0,85
Sol Kulak Sonrası 11200 Hz	38	21,4	19,4	20,0	5,0	33,8	0,0	80,0		
Sağ Kulak Öncesi 11200 Hz	38	24,6	21,5	20,0	5,0	35,0	0,0	80,0	133,5	0,44
Sağ Kulak Sonrası 11200 Hz	38	24,6	20,8	20,0	10,0	35,0	0,0	80,0		
Sol Kulak Öncesi 12500 Hz	38	28,8	23,3	27,5	10,0	43,8	0,0	80,0	152	0,81
Sol Kulak Sonrası 12500 Hz	38	28,2	22,3	25,0	10,0	40,0	0,0	85,0		
Sağ Kulak Öncesi 12500 Hz	38	29,2	24,0	27,5	10,0	43,8	0,0	85,0	104	0,92
Sağ Kulak Sonrası 12500 Hz	38	27,6	23,0	25,0	6,3	40,0	0,0	80,0		
Sol Kulak Öncesi 14000 Hz	38	37,4	24,5	40,0	15,0	55,0	0,0	80,0	96,5	0,37
Sol Kulak Sonrası 14000 Hz	38	37,2	23,6	40,0	16,3	53,8	0,0	80,0		
Sağ Kulak Öncesi 14000 Hz	38	39,5	23,9	40,0	25,0	55,0	0,0	80,0	99	0,73
Sağ Kulak Sonrası 14000 Hz	38	38,7	23,8	40,0	21,3	55,0	0,0	75,0		
Sol Kulak Öncesi 16000 Hz	34	36,1	17,3	40,0	27,5	53,8	0,0	60,0	72,0	0,50
Sol Kulak Sonrası 16000 Hz	32	35,3	17,8	40,0	25,0	46,3	0,0	60,0		
Sağ Kulak Öncesi 16000 Hz	31	39,5	19,4	40,0	32,5	55,0	0,0	60,0	37,0	0,90
Sağ Kulak Sonrası 16000 Hz	31	39,5	19,3	45,0	32,5	55,0	0,0	60,0		

n: Sayı; SD: Standart Deviasyon; Min: minimum değer,; Max: maksimum değer,

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme; Hz;Hertz

4.6. Konuşma Odyometrisi Sonuçları

Konuşma Odyometrisinde konuşmayı alma eşiği ve konuşmayı ayırt etme skorları değerlendirilmiştir.

Sol kulakta MRG öncesi konuşmayı alma eşiği ortanca değeri 5(0-10) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5(0-10) dB olarak bulunmuştur. ($p>0,05$)

Sağ kulakta MRG öncesi konuşmayı alma eşiği ortanca değeri 5(0-10) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5(0-10) dB olarak bulunmuştur. ($p>0,05$)

Sol kulakta MRG öncesi konuşmayı ayırt etme yüzdesi ortanca değeri 100(100-100) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 100(100-100) dB olarak bulunmuştur. ($p>0,05$)

Sağ kulakta MRG öncesi konuşmayı ayırt etme yüzdesi ortanca değeri 5(0-10) dB iken MRG sonrası ortanca değeri 5(0-10) dB olarak bulunmuştur. ($p>0,05$)

Tablo 8. Konuşma Odyometrisinde konuşmayı alma eşiği ve konuşmayı ayırt etme skorları sonuçları

	n	Ort.	SD	Ortanca	25%	75%	Min	Max	Wilcoxon Statistic	P-Value
Sol Kulak MRG Öncesi KAE	38	6,58	6,89	5	0	10	0	25	20,0	0,29
Sol Kulak MRG Sonrası KAE	38	6,18	6,31	5	0	10	0	25		
Sağ Kulak MRG Öncesi KAE	38	5,84	7,66	5	0	10	0	25	29,0	0,12
Sağ Kulak MRG Sonrası KAE	38	6,05	6,06	5	0	10	0	20		
Sol Kulak MRG Öncesi KAS	38	99,2	1,65	100	100	100	96	100	16,5	0,22
Sol Kulak MRG Sonrası KAS	38	99,6	1,24	100	100	100	96	100		
Sağ Kulak MRG Öncesi KAS	38	99,5	1,66	100	100	100	92	100	NaN	1
Sağ Kulak MRG Sonrası KAS	38	99,4	1,75	100	100	100	92	100		

5. TARTIŞMA

Yüksek sese maruz kalmak işitme eşiklerinde geçici veya kalıcı eşik kaymasına neden olabilir. Gürültüye bağlı işitme kaybı geçici eşik kayması veya kalıcı eşik kayması olarak iki alt başlık şeklinde incelenebilir. Geçici Eşik kayması; gürültü maruziyetini takiben işitsel duyarlılıkta azalma olarak tanımlanır ve süresi saatler ile günler arası değişebilir (6). Yüksek sese maruz kaldıktan sonra pek çok kişi geçici eşik kayması yaşayabilir bu durum sese maruziyet son bulduktan sonra birkaç saat içerisinde düzelir. Fakat bazı bireylerde yüksek ses korti organına zarar vererek bu eşik kaymalarının kalıcı olmasına neden olur (59). Kalıcı eşik kayması ses nedeni ile tüylü hücrelerin kalıcı şekilde mekanik zarar görmesi sonucu oluşur.

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) tıbbın tüm alanlarında sıklıkla kullanılan bir görüntüleme yöntemidir. Bu ülkemizde de yaygın olarak kullanılmaktadır. MR sırasında hasta radyasyona kalmasa bile tetkik süresince yüksek ses nedeni ile yukarıda bahsettiğimiz geçici veya kalıcı eşik kaymaları yaşayabilir. Wagner ve ark. MRG cihazının 79.5-86.5 dBA düzeyinde ses basıncı ürettiğini ve bu basıncın 120 dBA'ya kadar çıkabildiğini göstermişlerdir (8).

Biz de çalışmamızda manyetik rezonans görüntüleme cihazına giren sağlıklı işiten bireylerde MRG cihazının yarattığı gürültünün etkisinin olup olmadığını araştırmayı amaçladık. Görüntüleme esnasında eşdeğer ses basıncı seviyesini, ortalama 91.1 ila 106.7 dBA arasında bulduk. Çalışmamızda MRG cihazının yarattığı gürültüye maruziyet öncesi ve sonrasında TEOAE, DPOAE, saf ses odyometrisi ve yüksek frekans odyometri testlerini uygulanmıştır.

Literatürdeki pek çok yayında gürültüye bağlı işitme kayıplarının etkileri 500-8000 Hz arası klasik odyogram ile değerlendirilmiştir(11, 60-62). Bizim çalışmamızın yeniliği bu klasik frekans aralıklarının yanı sıra yüksek frekans eşik kaymalarını da değerlendirmemiz ve ek olarak objektif bir ölçüm yöntemi olan TEOAE ve DPOAE'de kullanmış olmamızdır. Literatürde MRG sonrası ani işitme kaybı geliştiren vakalar bildirilmiştir. Mollasadeghi ve ark. 29 yaşında baş ağrısı

nedeni ile kranial 1.5 Tesla MRG cihazına giren bir hastayı olgu sunumu olarak yayınlamışlardır. Hasta MRG cihazında kaldığı 25 dakika boyunca kulak koruyucu kullanmamıştır. Tetkikten 2 gün sonra çınlama ve işitme kaybı şikayeti ile başvurmuştur. Saf ses odyogramda flat tip işitme kaybı saptanmış ek olarak sağ kulakta 4 kHz'de çentiklenme görülmüştür. İlk başvurudan 2 ay sonra işitme eşiklerinde iyileşme görülememiştir (63). Fakat OAE sonuçlarını bildirmedikleri için psikojenik faktörler ekarte edilemez. De Wilde ve Govindaraju da benzer vakalar bildirmişlerdir. Fakat bu vakalarda işitme kaybı kalıcı olmamıştır (6, 64). De Wilde ve ark. kulak koruyucu takmadan 0.5 Tesla MRG cihazına girmenin baş ağrısı kulak ağrısı ve tinnitusa neden olduğunu göstermişlerdir(64). Başka bir çalışmada ise 3 Tesla MRG sonrası oluşan işitme kaybının 3 gün sonra düzeldiği fakat çınlamanın çok daha uzun süre olduğu gösterilmiştir (6). Bizim çalışmamızın kısıtlılıklarından bir tanesi tetkik öncesi ve sonrası tinnitus değerlendirilmesi yapılmamış olmasıdır.

MRG'nin işitme üzerine etkilerini değerlendiren ilk çalışmalardan birisi Brummet ve ark. 1988 yılında yayınlanmıştır. Bu çalışmada 24 hastadan 14'ü kulaklık kullanmadan geri kalan 10'u ise kulaklık kullanarak 0.35 Tesla MRG cihazında minimum 20 dk kalmışlardır. MRG den hemen önce ve hemen sonra 0.25-8kHz aralığında standart saf ses odyometrisi yapılmıştır. Kulaklık takan 10 hastanın sadece birinde tek bir frekansta 15 dB'lik eşik kayması görmüşlerdir. Kulaklık takmayan 14 hastanın hepsinde bu 15 dB lik kayıp en az tek bir frekansta gözlenmiştir. Kulaklık takmayan bir hasta da ise her iki kulakta 0.5, 4 ve 6 kHz te kayıp gözlenmiştir. Bu hastanın MRG cihazında ortalama 44 dk yani diğer hastalardan daha uzun süre kaldığı belirlenmiştir (65). Bu çalışma ile gösterilmiştir ki MRG tarafından üretilen ses hastaların önemli bir kısmında geçici eşik kaymasına neden olabilmektedir ve bu kayıplar kulaklıklar ile önlenabilmektedir.

Bahaloo ve ark. 33 hasta üzerinde 1.5 tesla MRG etkilerini 0,5 kHz-16 kHz aralığında saf ses odyometrisi yaparak değerlendirmişlerdir. MRG dan bir saat sonra yaptıkları ölçümlerde her iki kulakta da en yüksek eşik kaymalarını 4 kHz, 6 kHz ve 14 kHz olduğunu görmüşlerdir. Fakat diğer frekanslarda anlamlı bir sonuç elde edememişlerdir. 24 saat sonra yapılan diğer ölçümler sonucunda eşik kaymalarının

tamamen düzeldiğini görmüşlerdir. Hiçbir hastada kalıcı eşik kayması oluşmamıştır(59). Bu çalışmada da sadece yüksek frekans odyometri yapılmış olup OAE ve ABR gibi elektrofizyolojik bir çalışma yapılmamıştır lakin biz çalışmamızda ek olarak DPOAE ve TEOAE da yaptık. Bahaloo ve ark'nın çalışmasından farklı olarak biz saf ses odyometrisinde herhangi bir frekansta anlamlı eşik kayması saptamayamadık. Ortalama 17 dk MRG cihazında kalan 91.1 ile 106.7 dBA gürültüye maruz kalan bireylerde 125-8000 Hz arası klasik odyogram bulgularımızda MRG öncesi ve sonrası herhangi bir frekansta istatistiksel olarak anlamlı düşüş saptayamadık. Sadece DPOAE'de 4 kHz frekansta anlamlı bir etkilenme gözlemledik. Bahaloo ve ark'nın çalışmasına göre bizim kısıtlılığımız 24 saat sonraki ölçümleri de eklememiş olmamız olarak kabul edilebilir. Çalışmamızda işitsel beyin sapı yanıtı (auditory brainstem response:ABR) veya işitsel kararlı durum yanıtları (auditory steady state response:ASSR) gibi daha detaylı bir elektrofizyolojik yöntemle başvurmamış olmamız da ayrı bir kısıtlılık olarak düşünülebilir. Bahaloo ve ark'nın çalışmasında da 4kHz frekansı bir önem arz etmektedir. Biz de çalışmamızda tek anlamlı sonucu bu frekansta elde ettik. Gürültüye bağlı işitme kaybında karakteristik bulgu 4 kHz'de çentiklenme olarak bilinmektedir. Bu çalışmamızda saf ses odyogramda 4 kHz'de beklenen düşüşü saptayamamış olmamıza rağmen objektif bir test olan DPOAE'de anlamlı bir etkilenme gördük. İnsan kulağı oldukça hassas geniş bant bir receiver olarak çalışmaktadır. Bu hassasiyet frekans bağımlıdır ve 4 kHz seviyesinde en yüksektir (66). Bu da demektir ki olası bir işitme kaybı en çok bu frekansta olacaktır. Bahaloo ve ark. da MRG sonrası 4 kHz etkilenme göstermişlerdir (59). Bizim çalışmamızda da DPOAE ölçümlerinde 4 kHz'de sağ kulakta anlamlı etkilenme gözlenmiştir. MRG öncesi sağ kulakta 4 kHz'de ortanca 14,1 (9,1-20,5) SNR iken MRG sonrası ortanca 13,2 (8,8-19,8) olarak bulunmuş olup bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Bahaloo ve ark'nın çalışması ile uyumlu olarak bizde 4 kHz'de anlamlı bir etkilenme gözledik. Gürültüye bağlı işitme kaybında önemli olan bu frekansta kaç hastada işitme eşiklerinde kötüleşme olduğuna daha yakından bakacak olursak sol kulakta 4 hastada 5 dB veya fazla kötüleşme, sağ kulakta ise 6 hastada 5dB veya daha fazla kötüleşme saptanmıştır. Fakat 5 dB fark herhangi bir olumsuz etkilenme olduğu kanaatine varmak için yeterli değildir. Saf ses odyometrisi subjektif bir test olduğu için testten teste farklılık

gözlenebilmektedir. Yine 4 kHz frekansında sol kulakta 1 hastada 10 dB veya fazla kötüleşme sağ kulakta ise 1 hastada 10 dB veya fazla kötüleşme saptanmıştır. “Eşik kayması” NIOSH kriterlerine göre 2 ardışık odyometrik ölçümde 500, 1000, 2000, 3000, 4000 veya 6000 Hz’te 15 dB bir artış olarak tanımlamaktadır (16). Biz çalışmamızda 4 kHz frekansında herhangi bir hastada 15 dB veya daha fazla kötüleşme saptamadık. 4 kHz’e komşu frekansları incelediğimizde; 2 kHz’de ve 6kHz’de hiçbir hastada herhangi bir kulakta 15 dB veya daha fazla kötüleşme gözlenmedi.

Lim ve ark. baş boyun bölgesine 3 Tesla MRG uygulanan 35 hastayı incelemiştir(67). Hastalar MRG cihazı içinde 101dB-129 dB arası sese maruz kalmışlardır. MRG öncesi ve MRG den bir saat sonra 14 kHz’e kadar yüksek frekans odyometri uygulamışlardır. Hastalar MRG sırasında kulak içi koruma (3M ear plugs) kullanmışlardır. MRG öncesi ve sonrası işitme eşikleri arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Anlamlı bir fark bulunamamasının olası nedenlerinden biri hastaların kulak içi koruma kullanmış olması diye düşündük. Lim ve ark. çalışmasında kullanılan kulaklıkların 30 dB civarında ses basıncını azalttığı ve kulaklık kullanan hastaların 87-98 dB civarında ses basıncına maruz gözlenmiştir. Lim ve ark’nın çalışmasının kısıtlılıkları arasında 14 kHz ötesinde örneğin 16 kHz-20 kHz arasında inceleme yapılmamış olması ve OAE veya ABR gibi objektif bir ölçüme yer verilmemiş olması sayılabilir. Bizim çalışmamızda 16 kHz frekansına da yer verilerek hem TEOAE hem DPOAE eklenmiş ve hem subjektif hem de objektif ölçümlere yer verilmiştir.

Radomskij ve ark. MRG cihazına giren 32 hastayı kulaklık takan ve takmayan olarak 16’şar hastadan oluşan iki gruba ayırmışlardır. 1.5 Tesla MRG nin kulak koruyucusu takmayan hastaların %68’inde işitme eşiklerinde değişiklik olduğunu OAE kullanarak göstermişlerdir. Kulaklık takan 16 hastada MRG öncesi ve sonrası 0.5 kHz- 16 kHz aralığı TEOAE ile değerlendirilmiştir. MRG cihazında yaptıkları ölçümlerde MRG’nin gürültü olarak pik yaptığı noktalarda 131 dBA seviyesine çıktığını görmüşlerdir. Kulaklık takmayan 16 hastada da 2 dB ile 27 dB arası eşik kayması gözlemlenmiştir. Kontrol grubunda ortalama 0.43 dB değişiklik

görülürken kulaklık takmayanlarda ortalama 1.84 dB gözlenmiştir. Kulaklık takan hastalarda bile değişim gözlemleri nedeni ile kulak içi koruyucuların daha etkili olabileceğini düşünmüşlerdir. Düzgün takılmayan kulaklıkların bir faydası olmayacağı ve MRG odasında çalışan personelinde bu maruziyetten etkilenebileceğini belirterek özellikle çocuk ve bebek hastalarda bu önlemlerin titizlikle yapılacağını vurgulamışlardır (68). Bizim çalışmamızda tüm hastalarımız kulak üstü kulaklık kullanmışlardır. TEOAE ölçümlerinde sol kulakta MRG öncesi toplam yanıt ortalama 15,5 (ortanca:15,3) dB iken MRG sonrası toplam yanıt ortalama 16,3 (ortanca 16,2) dB seviyesine yükselmiştir. Sağ kulakta MRG öncesi toplam yanıt ortalama 15,9 (ortanca:15,6) dB iken MRG sonrası toplam yanıt 16,1 (ortanca 16,3) dB seviyesine yükselmiştir. Sağ kulakta MRG sonrasında öncesine göre 0,8 dB, sol kulakta ise 0,2 dB fark bulduk. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. Bizim çalışmamızda Radomski ve ark'nın çalışmasına ek olarak TEOAE'nun yanı sıra DPOAE ve saf ses odyometri değerlendirilmiştir fakat etik nedenlerden ötürü hastaları kulaklık kullanan veya kullanmayan olarak iki gruba ayırmayı doğru bulmadık. DPOAE ölçümlerimiz sonucunda gürültüye bağlı işitme kaybında en çok etkilenen frekans olan 4 kHz'te bulduğumuz anlamlı fark kulak üstü kulaklık takan hastalarda bile etkilenme olabileceğini düşündürmektedir. Radomskij ve ark.da kulak üstü kulaklık takan hastalarda eşik kayması saptamışlardır. Bu bulgular sonucunda MRG esnasında kullanılan kulak üstü kulaklıkların hastaları gürültüden korumakta sandığımız kadar başarılı olmayabileceğini işaret etmektedir. Kulak içi koruyucuların daha etkili olup olmayacağına dair yeni çalışmalara ihtiyaç vardır. Kulak içi koruyucu kulaklık takılması tetkik süresince sağlık personelinin hasta ile iletişim kurmasını zorlaştırmaktadır. Steteskop benzeri, dış sesleri yalıtın fakat iletişime de izin veren tıkaçların üretilmesi ve teknolojideki gelişmeler sayesinde daha az ses üreten MRG cihazlarının üretilmesi ile bu problemler ortadan kalkabilir. Koklear hassasiyeti olan, tinnitus problemi olan veya yüksek sese hassasiyeti olan hastalarda kulak içi koruyucu kulaklık kullanarak hastaların korunmaları ekstra önem arz etmektedir (65).

Sağlık çalışanlarının ve MR teknisyenlerinin gürültü maruziyeti de ayrı bir konu olarak karşımıza çıkmaktadır. Shellock ve ark. MRG odasında ölçülen 108-111

dB arası gürültü raporlamışlardır. Bu seviyedeki bir gürültü için kabul edilebilecek maruziyet süresi 15-30 dk arasındadır (13). Bu da çalışanların da kulaklık kullanması gerektiği anlamına gelmektedir (69).

Jin ve ark. 3 Tesla MRG cihazına giren 26 yetişkinde MRG'den bir gün önce MRG'den 20 dk sonra ve MRG'den 25 gün sonra ABR ile inceleme yapmışlardır. Bu çalışmada hastalar MRG cihazında ortalama 51 dk kalmışlardır. MRG süresince kulak içi koruyucu kullanmışlardır. MRG den 20 dk sonra yapılan ölçümlerde sağ kulakta ortalama 5.2 dB (SS:6.9) sol kulakta ise ortalama 4.8 dB (SS:9.3) eşik kayması görmüşlerdir. 25 gün sonra yapılan ölçüm ile MRG öncesi yapılan ölçümler arasında herhangi bir fark bulunamamıştır (70). Bu çalışma göstermiştir ki kulak içi kulaklık ile uygun korunma sağlanması durumun da oluşan eşik kaymaları kalıcı olmamaktadır. Bu çalışmanın en önemli kısıtlılığı ABR ile 2-4 kHz arasını değerlendirmiş yüksek frekansları değerlendirmemiş olmasıdır. Olası bir koklear hasar durumunda öncelikle yüksek frekans bölgesi etkileneceği için ileride bu konuda ABR ile bir çalışma yapılacaksa yüksek frekanslarında eklenmesi uygun olacaktır. Sadece ABR ile çalışma yapıldığı için frekansa spesifik bir inceleme yapılamamış ve oluşan bu geçici eşik kaymasında kokleanın hangi bölgenin sorumlu olduğu bulunamamıştır. Biz çalışmamızda ABR uygulamadık ve MRG sonrası geç dönemde inceleme yapmadık. Literatürde gürültü sonrası oluşan geçici eşik kaymasının tam olarak ne zaman geri döneceği konusunda görüş birliğine varılamamıştır. MRG cihazı ile yapılan çalışmalarda ölçümler genellikle ilk yarım saat içerisinde yapılmıştır. Literatürdeki tavsiye ölçümlerin ilk 6-8 dk öncesi yapılmaması yönündedir (8). Daha ileri saatlerde yapılabilecek OAE ölçümleri bize daha geniş bilgi verecek olsa da klinik koşulları nedeni ile bizim çalışmamızda da uygulanamamıştır. Biz de çalışmamızda Jin ve ark. gibi 25. Günde ölçüm yapsaydık DPOAE'de 4 kHz'te tesbit ettiğimiz etkilenmenin düzelip düzelmediğini saptayabilirdik. Literatürde 40 dB'lik eşik kaymalarının kokleada sinaptik dejenerasyona bağlı olduğu ve işitme üzerinde kalıcı etkiler yol açtığını belirtmişlerdir (18, 71). Jin ve ark. Ortalama 5 dB lik bir eşik kayması bulmuşlardır (70). Bu da eşik kaymasının neden kalıcı olmadığını açıklayabilir. Eğer 40-50 dB düzeyinde bir eşik kayması tespit etseler işitme kaybı kalıcı olabilirdi. Biz de

ölçümlerimizde MRG bağlı 40 dB'e varan bir fark bulmadık. Bu nedenle geç dönemde ölçüm yapmamız durumunda bile fark bulamayabilirdik. İleride benzer konuda yapılacak çalışmalarda hem erken hem de geç dönem etkilenmenin değerlendirilmesi çok daha net bilgiler sunacaktır. Yukarıda bahsettiğimiz 40-50 dB seviyesine varan eşik kaymalarının histopatolojisinin kavranması için de hayvan çalışmalarının yapılmasına ihtiyaç vardır.

MRG cihazını işitme üzerine etkileri hakkındaki en kapsamlı çalışmalardan birisi Wagner ve ark'na aittir. 1.5 Tesla baş boyun ve toraks MRG cihazına giren 126 hasta ve 244 kulakta MRG öncesi ve sonrası saf ses odyometre ile DPOAE testlerine bakılmıştır. Saf ses odyometri (0.125 kHz -8kHz) ve DPOAE (OAE 1 kHz -6kHz) 10 dB veya üzerini anlamlı kabul etmişlerdir. Ölçüm yapılan kulakların %8.1'inde eşiklerde artma görülürken %13.3'sinde eşiklerde azalma görülmüştür. DPOAE ölçümlerinde ise kulakların %48 de amplitüd değişimi bulmuşlardır (8). Subjektif odyometrik değerlendirmede (saf ses odyometrisi) tespit edilemeyen gizli değişimlerin OAE da saptanması bize OAE'nun akustik tramvayı değerlendirmede daha güvenilir bir tetkik olduğunu göstermektedir. Bizim çalışmamızda da saf ses odyometrisi ile saptanamayan 4 kHz frekansındaki değişim DPOAE ile saptanabilmiştir. DPOAE ölçümleri kokleada saf ses odyometri ile saptanamayan hücre seviyesinde değişimler olduğunu göstermektedir. Akustik travma veya gürültü sonrası koklear mekaniklerin veya odyometrik parametrelerin değişebileceği yeni bir bilgi değildir. Gürültü Korti organındaki sıvı elektrolit dengesini etkileyerek dış tüylü hücrelerin homeostazisini değiştirmektedir. Bu değişim sonucu dış tüylü hücrelerinin uzunluk ve katılığı etkilenecek basilar membran ve tektorial membran arasındaki koklear amplifikatörün düzenleyici özellikleri değişmektedir (72). Bir diğer teori de olivo-koklear efferent işitme yolunu aktivasyonu sonrası dış tüylü hücrelerin uzunluğunun arttığı yönündedir(73). Gürültüye bağlı işitme kaybında efferent işitme yoluna ve santral işitsel işlemlemeye ait daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Amerikan Ulusal İş Sağlığı ve Güvenliği Enstitüsü (NIOSH) 15 dakikadan daha uzun süre 115 dB veya fazlası gürültüye maruziyeti *tehlikeli* olarak kabul etmektedir(74). 1.5 Tesla MRG cihazı 122-131 dB arası ses üretirken 3 Tesla 117-

128 dB arası ses üretmektedir (67). 87 dB şiddetindeki gürültüye maruz kalmanın 4 saate kadar güvenli olduğu bilinmektedir (74). Hattori ve ark. 3 Tesla MRG cihazının 1.5 Tesla cihaza oranla daha çok gürültü çıkardığını göstermişlerdir. Kulak içi ve kulak dışı koruyucular ile subjektif gürültü değerlendirilmesi yaparak mümkün ise her iki koruyucunun birlikte kullanılmasını önermişlerdir (75). Günümüzde görüntüleme teknolojileri ilerledikçe ilerledikçe şu anda klinikte kullanılan 1.5 Tesla ve 3 Tesla yerine 7 Tesla MRG'den bahsedilmektedir. Bu da MRG nedeni ile maruz kalınan gürültünün kabul edilemez seviyelere ulaşacağı anlamına gelmektedir. En iyi kulak koruyucularının 35-40 dB koruma sağlayabileceği düşünülürse ve kemik iletiminin de sürece dahil olacağı düşünülürse iç kulağın etkilenimi kaçınılmaz gibi görünmektedir. Belirli bir ses şiddetinden sonra kemik iletimi ve iç kulak sıvısında ses dalgalarının yol açtığı titreşimler tüylü hücreleri etkileyecektir (76).

Gürültü sonrası oluşan tüylü hücre hasarı maruziyeti takiben dakikalar içerisinde başlar ve günlerce devam edebilir (30). Spiral gangliyon hücrelerin kaybı ise aylar sonrası başlayarak uzun yıllar devam edebilir (77). Geçici eşik kaymasında tüylü hücre ölümü olmasa da tüylü hücre koklear sinir sinapslarında glutamata bağlı olduğu düşünülen yapısal değişiklikler gözlenir. Gürültü sonrası bu sinaptik yapılarıdaki değişiklikler hızlıca düzelebildiği gibi kalıcı da olabilir (18). Kujava ve ark. bir çalışmada bu yapısal değişikliklerin progresif olduğu ve konvansiyonel eşik testleriyle hasarın %100 doğrulukla saptanamayacağı gösterilmiştir (18, 20, 77). Oluşan nöronal hasarın ABR gibi direk olarak nöral yanıtı ölçen testlerle değerlendirilmesinin daha uygun olduğunu belirtmişlerdir. Kujava ve ark.'nın bu çalışmada akut hasarın yanı sıra uzun dönem sonrası ortaya çıkabilecek sinaptik değişimler de gösterilmiştir. Koklear nöron kaybı veya aşırı glutamat salınımına bağlı sinaptik değişiklikler her zaman tüylü hücre hasarı ile birlikte olmayabilir. Bazı durumlarda tüylü hücre kaybı olmasa da koklear nöronlar hasar görebilir. Bu durumda da DPOAE yetersiz kalmaktadır. Bizim çalışmamız da standart odyometrinin yanı sıra DPOAE de yapılmıştır. Bu bilgiler doğrultusunda ABR testi uygulamamış olmamız çalışmamızın kısıtlılıklarından biri olarak kabul edilebilir. Çalışmamızda diğer çalışmalarda değinilen saf ses odyometrisinin yanısıra konuşma odyometrisi de yaptık. MRG öncesi ve sonrası konuşmayı alma eşiklerinde ve

konuşmayı ayırt etme yüzdesinde anlamlı bir fark saptayamadık. Gürültüye bağlı işitme kaybı sinaptopatiye neden olur ise hastaların özellikle ayırt etme skorlarında anlamlı bir düşüş gözlenmesi beklenebilir (17). Gürültüye bağlı işitme kaybına bağlı santral işitsel işleme bozuklukları ve sinaptopati-konuşmayı ayırt etme konusu araştırılmaya değer bir konu olarak halen güncelliğini korumaktadır.

İnsan başı belirli frekanstaki radyofrekans dalgalarına maruz kaldığında işitilebilir bir ses (klik, cızırtı, tıklama) duyulabilir. Bu akustik olaya “radyofrekans işitme” veya “mikrodalga işitme” denir. Radyofrekans işitmenin absorpsiyonu dokularda ısı artışına neden olarak kokleadaki tüylü hücreleri uyarabilir. Buna ek olarak kemik yolu ile oluşacak dalgalar işitme organları tarafından hissedilebilir. Radyofrekans enerjisi akustik enerjiye dönüşerek işitme organlarını etkileyebilir. MRG cihazının 2.4-170 MHz seviyesinde radyofrekans işitme sağladığı gösterilmiştir. Fakat MRG esnasında cihazın ürettiği sesin yüksekliği nedeniyle radyofrekans işitme maskelenmekte ve hastalar ile teknisyenler tarafından duyulmamaktadır (78). Günümüze değin radyofrekans işitmenin zararlı bir etkisi gösterilememiştir. Roschmann ve ark. bir çalışmada MRG cihazında radyofrekans kaynaklı ses basınç seviyesinin 110 dB’e kadar ulaşabildiği gösterilmiştir (78).

MRG ve işitme sistemine olan etkileri sadece kulak burun boğaz hekimleri veya odyologların ilgisini cezbetmemiştir. Yenidoğan ve kadın doğum hekimleri de bu konularda çalışmalar yapmışlardır. Yukarıda değindiğimiz yayınlarda 1.5 Tesla MRG cihazının işitme üzerine geçici veya kalıcı etkileri gösterilmiştir. 1.5 Tesla MRG cihazına giren yetişkin ve çocuklarda kulaklık ile korunma sağlansa da fetal 1.5 Tesla MRG cihazında veya gebe anneye 1.5 Tesla MR uygulanması durumunda fetusun akustik travmadan etkilenip etkilenmediği araştırmaya değer bir konu olarak dikkat çekmiştir. Fetal MRG protokolleri; fetal harekete bağlı artefaktları elimine etmek için daha hızlı sekanslama içermektedir. Bu da daha yüksek gürültü demektedir. Reeves ve ark. intrauterin dönemde 1.5 Tesla MRG cihaz gürültüsüne maruz kalmış 103 yenidoğanı incelemişlerdir. 96 yenidoğan ilk işitme taramasını geçmiştir. 34 yenidoğan yoğun bakım ünitesinde izlenmiş ve bir tanesinde bilateral işitme kaybı saptanmıştır. İntrauterin dönemde 1.5 Tesla MRG cihazına giren

bebekler ile normal populasyon karşılaştırıldığında OAE ölçüm sonuçları (1.5 kHz, 2 kHz, 3 kHz) arasında anlamlı bir sonuç bulunamamıştır. 4kHz de küçük ama anlamlı bir fark bulunmuştur. Yenidoğan yoğunbakım ünitesinde izlenmeyen sağlıklı bebekler ile normal populasyon karşılaştırıldığında hiçbir frekansta anlamlı bir fark bulunamamıştır. 4 kHz deki bu fark riskli ve ek morbiditesi bulunan bebeklerinde çalışmaya dahil edilmesine bağlanmıştır (79). Strizek ve ark. aynı konudaki çalışmasında intrauterin dönemde 1.5 Tesla MRG cihazına giren 751 bebekten hiçbirisinde işitme kaybı gözlenmemiştir. Fetüs maternal dokular ve amniyotik sıvı tarafından çevrelenmekte bu da yaklaşık olarak 30 dB lik bir koruma kalkını sağlamaktadır (80, 81).

Gürültüye bağlı işitme kaybı araştırmaya değer bir konudur. Özellikle MRG cihazının yarattığı gürültü üzerinde yukarıda bahsettiğimiz pek çok yayın mevcuttur. Veteriner hekimler de bu konuya ilgi duymaya başlamışlardır. Venn ve ark. MRG cihazının koklear fonksiyon üzerindeki etkilerini araştırmak için köpekler üzerinde hayvan çalışması yapmışlardır. 36 köpeğe genel anestezi altında 1.5 Tesla MRG cihazına sokmuşlardır. 17 köpekte kontrol grubu olarak gözlemlenmiştir. MRG öncesi ve sonrası DPOAE (1 kHz-8kHz arasında) testi yapmışlardır. MR grubunda tüm frekanslarda işitmede düşüş saptamışlardır. Fakat bu düşüşün kalıcı olup olmadığını araştırmamışlardır. Günlük veteriner hekimlik pratiğinde MRG esnasında hayvanlara kulak koruması uygulanmamaktadır. Yazarlar kendi çalışmalarına dayanarak uygulanması gerektiğini savunmaktadır (82). Bu çalışmanın en önemli kısıtlılığı yüksek frekansları içermemesidir. Benzer konuda deney hayvanları üzerinde yüksek frekansları içeren ölçümler yapılarak ve elektron mikroskopisi yapılarak MRG'nin koklea üzerine etkileri daha detaylı olarak incelenmelidir.

Çalışmamızın kısıtlılıklarını toparlayacak olursak;

1. MRG sonrası geç dönemde ölçüm yapılmamış olması
2. Her ne kadar hem sübjektif hem objektif testler uygulansa da ABR uygulanmamış olması,
3. Örneklem sayısının az olması
4. Tinnitus değerlendirmesinin yapılmamış olmasıdır.

Bu konuda kliniğimizde yapılacak ileri çalışmalarda bahsedilen kısıtlılıkların giderilmesi planlanmaktadır.

Literatür tarandığında bu çalışma MRG cihazının yarattığı gürültünün yüksek frekanslar üzerindeki etkisini ölçen ender çalışmalardan biridir. Gürültüye bağlı işitme kaybında en çok etkilendiği bilinen 4 kHz frekansında DPOAE ölçümlerinde fark bulmamız MRG cihazının yarattığı gürültünün kulak üstü kulaklık kullanılsa bile işitme üzerine etkisi olabileceği şeklinde yordanabilir. Yüksek frekans odyometriyi kullanan bizim bulabildiğimiz tek çalışma Lim ve ark aittir (67). Yüksek frekans odyometrinin yanısıra TEOAE ve DPOAE de kullanılması çalışmamızın objektiflik düzeyini arttırmaktadır. Konuşma testlerini içeren benzer konuda bir makaleye ise literatür taramamız sonucunda erişemedik. Bu konudaki farkındalığı arttırmak açısından da çalışmamızın yararlı olacağını umuyoruz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında;

1. TEAOE sonuçları incelendiğinde; 1 kHz, 1,4 kHz, 2 kHz, 2,8Hz, 4 kHz frekansları ve toplam yanıtta her iki kulakta da MRG öncesi ve sonrası ölçümler arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

2. DPOAE sonuçları incelendiğinde; 1 kHz, 1,4 kHz, 2 kHz 2,8 kHz, 6 kHz ve 8 kHz frekanslarında her iki kulakta da MRG öncesi ve sonrası ölçümler arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

3. DPOAE sonuçları incelendiğinde; 4 kHz frekansında sağ kulakta MRG öncesi ve sonrası değerler arasında anlamlı fark bulunmuştur. Sağ kulak 4,0 kHz frekansta MRG öncesi ortanca değeri 14,1 (9,1-20,5) SNR iken MRG sonrası ortanca değeri 13,2 (8,8-19,8 SNR olarak bulunmuştur ($p<0,05$).

4. Saf ses odyometri ve yüksek frekans odyometri sonuçları incelendiğinde her iki kulakta da 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz, 8000 Hz, 9000 Hz, 10000 Hz, 11200 Hz, 12500 Hz, 14000 ve 16000 Hz frekanslarında MRG öncesi ve sonrası ölçümler arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

5. Konuşma Odyometrisi sonuçları incelendiğinde konuşmayı alma eşiği (KAE) ve konuşmayı ayırt etme yüzdesi (KAEY) testlerinde MRG öncesi ve sonrası ölçümler arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

6. DPOAE ölçümleri sonucunda elde ettiğimiz 4 kHz frekansındaki etkilenmeye göre MRG esnasında kullanılan kulak üstü kulaklıkların hastaları gürültüden korumakta çok yeterli olmayabilir. Kulak içi koruyucuların daha etkili olup olmayacağına dair yeni çalışmalar yapılması önerilebilir.

7. MRG cihazının yarattığı gürültünün işitme sistemine olan erken ve geç dönem etkisini tam olarak anlayabilmek için santral işitsel işleme ve koklear sinaptopatiye de yönelik daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Tikka C, Verbeek JH, Kateman E, Morata TC, Dreschler WA, Ferrite S. Interventions to prevent occupational noise-induced hearing loss. The Cochrane Database of systematic reviews. 2017;7:Cd006396.
2. Groenewold MR, Masterson EA, Themann CL, Davis RR. Do hearing protectors protect hearing? American Journal of Industrial Medicine. 2014;57(9):1001-10.
3. Ising H, Kruppa B. Health effects caused by noise: evidence in the literature from the past 25 years. Noise & Health. 2004;6(22):5-13.
4. Henderson D, Bielefeld EC, Harris KC, Hu BH. The role of oxidative stress in noise-induced hearing loss. Ear and Hearing. 2006;27(1):1-19.
5. Le Prell CG, Yamashita D, Minami SB, Yamasoba T, Miller JM. Mechanisms of noise-induced hearing loss indicate multiple methods of prevention. Hearing Research. 2007;226(1-2):22-43.
6. Govindaraju R, Omar R, Rajagopalan R, Norlisah R, Kwan-Hoong N. Hearing loss after noise exposure. Auris Nasus Larynx. 2011;38(4):519-22.
7. Yüksel Z. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fizik Temelleri ve Sistem Bileşenleri. Black Sea Journal of Engineering and Science.2(2):57-65.
8. Wagner W, Staud I, Frank G, Dammann F, Plontke S, Plinkert PK. Noise in magnetic resonance imaging: no risk for sensorineural function but increased amplitude variability of otoacoustic emissions. The Laryngoscope. 2003;113(7):1216-23.
9. Bilgili S, Gürtepe E, Türkel E, Altınoluk H, Hüsmen N, Bütün A, et al. Çevresel Gürültü Ölçüm ve Değerlendirme Kılavuzu. Çevre ve Orman Bakanlığı, Çevre Yönetimi Genel Müdürlüğü, Hava Yönetimi Dairesi Başkanlığı, Ankara. 2011.

10. Yang B, Wong E, Ho WH, Lau C, Chan YS, Wu EX. Reduction of sound-evoked midbrain responses observed by functional magnetic resonance imaging following acute acoustic noise exposure. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2018;143(4):2184-94.
11. Adams KL, Brazile WJ. A faceoff with hazardous noise: Noise exposure and hearing threshold shifts of indoor hockey officials. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*. 2017;14(2):104-12.
12. Özgüven M, Özgüven M. Kapalı alanlarda kullanılan bazı hasat sonrası tarım makinalarının gürültü haritalarının incelenmesi. *Tekirdağ Ziraat Fakültesi Dergisi*. 2012;9(3):45-53.
13. Henderson D, Hu B, Bielefeld E. Patterns and mechanisms of noise-induced cochlear pathology. *Auditory trauma, protection, and repair*: Springer; 2008. p. 195-217.
14. Organization WH. Hearing loss due to recreational exposure to loud sounds: a review. World Health Organization; 2015.
15. Kirchner D, Evenson E, Dobie R, Rabinowitz P, Crawford J, Kopke R, et al. ACOEM Guidance Statement: occupational noise-induced hearing loss. *J Occup Environ Med*. 2012;54:106-8.
16. Ryan AF, Kujawa SG, Hammill T, Le Prell C, Kil J. Temporary and permanent noise-induced threshold shifts: a review of basic and clinical observations. *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*. 2016;37(8):e271.
17. Campbell K, Hammill T, Hoffer M, Kil J, Le Prell C. Guidelines for auditory threshold measurement for significant threshold shift. *Otology & Neurotology*. 2016;37(8):e263-e70.

18. Kujawa SG, Liberman MC. Adding insult to injury: cochlear nerve degeneration after “temporary” noise-induced hearing loss. *Journal of Neuroscience*. 2009;29(45):14077-85.
19. Dobie RA. Medical-legal evaluation of hearing loss. *Ear and Hearing*. 2001;22(6):548.
20. Kujawa SG, Liberman MC. Synaptopathy in the noise-exposed and aging cochlea: Primary neural degeneration in acquired sensorineural hearing loss. *Hearing Research*. 2015;330:191-9.
21. Medina-Garin DR, Dia A, Bedubourg G, Deparis X, Berger F, Michel R. Acute acoustic trauma in the French armed forces during 2007–2014. *Noise & health*. 2016;18(85):297.
22. Kurabi A, Keithley EM, Housley GD, Ryan AF, Wong AC-Y. Cellular mechanisms of noise-induced hearing loss. *Hearing Research*. 2017;349:129-37.
23. Yamaguchi T, Yoneyama M, Ogita K. Calpain inhibitor alleviates permanent hearing loss induced by intense noise by preventing disruption of gap junction-mediated intercellular communication in the cochlear spiral ligament. *European Journal of Pharmacology*. 2017;803:187-94.
24. Fujioka M, Okano H, Ogawa K. Inflammatory and immune responses in the cochlea: potential therapeutic targets for sensorineural hearing loss. *Frontiers in Pharmacology*. 2014;5:287.
25. Wood MB, Zuo J. The contribution of immune infiltrates to ototoxicity and cochlear hair cell loss. *Frontiers in Cellular Neuroscience*. 2017;11:106.
26. Honkura Y, Matsuo H, Murakami S, Sakiyama M, Mizutari K, Shiotani A, et al. NRF2 is a key target for prevention of noise-induced hearing loss by reducing oxidative damage of cochlea. *Scientific reports*. 2016;6:19329.

27. Guo H, Ding E, Sheng R, Cheng J, Cai W, Guo J, et al. Genetic variation in KCNQ4 gene is associated with susceptibility to noise-induced hearing loss in a Chinese population. *Environmental Toxicology and Pharmacology*. 2018;63:55-9.
28. Vetter DE. Cellular signaling protective against noise-induced hearing loss—A role for novel intrinsic cochlear signaling involving corticotropin-releasing factor? *Biochemical Pharmacology*. 2015;97(1):1-15.
29. Eggermont JJ. Hearing loss, hyperacusis, or tinnitus: what is modeled in animal research? *Hearing Research*. 2013;295:140-9.
30. Wang Y, Hirose K, Liberman MC. Dynamics of noise-induced cellular injury and repair in the mouse cochlea. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*. 2002;3(3):248-68.
31. Anari M, Axelsson A, Eliasson A, Magnusson L. Hypersensitivity to sound: questionnaire data, audiometry and classification. *Scandinavian Audiology*. 1999;28(4):219-30.
32. Furman AC, Kujawa SG, Liberman MC. Noise-induced cochlear neuropathy is selective for fibers with low spontaneous rates. *Journal of Neurophysiology*. 2013;110(3):577-86.
33. Pirvola U, Xing-Qun L, Virkkala J, Saarma M, Murakata C, Camoratto AM, et al. Rescue of hearing, auditory hair cells, and neurons by CEP-1347/KT7515, an inhibitor of c-Jun N-terminal kinase activation. *Journal of Neuroscience*. 2000;20(1):43-50.
34. Bohne BA, Harding GW, Lee SC. Death pathways in noise-damaged outer hair cells. *Hearing Research*. 2007;223(1-2):61-70.
35. Ryan A, Bone RC. Noise-induced threshold shift and cochlear pathology in the mongolian gerbil. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1978;63(4):1145-51.
36. Clark WW, Bohne BA. Effects of noise on hearing. *Jama*. 1999;281(17):1658-9.

37. Bess FH, Humes LE. Audiology: the fundamentals: Lippincott Williams & Wilkins; 2003.
38. Schlauch RS, Nelson PB. Puretone evaluation. Handbook of Clinical Audiology: Seventh Edition: Wolters Kluwer Health Adis (ESP); 2014. p. 29-47.
39. Fausti SA, Frey RH, Erickson DA, Rappaport B, Cleary EJ, Brummett RE. A system for evaluating auditory function from 8000–20 000 Hz. The Journal of the Acoustical Society of America. 1979;66(6):1713-8.
40. Somma G, Pietroiusti A, Magrini A, Coppeta L, Ancona C, Gardi S, et al. Extended high-frequency audiometry and noise induced hearing loss in cement workers. American journal of industrial medicine. 2008;51(6):452-62.
41. Zelman S. Correlation of smoking history with hearing loss. JAMA. 1973;223(8):920-.
42. de Castro Silva IM, Feitosa MÂG. High-frequency audiometry in young and older adults when conventional audiometry is normal. Brazilian Journal of Otorhinolaryngology. 2006;72(5):665-72.
43. Prieve BA, Fitzgerald TS. Otoacoustic emissions. Handbook of Clinical Audiology: Seventh Edition: Wolters Kluwer Health Adis (ESP); 2014. p. 357-79.
44. Kemp DT. Understanding and using otoacoustic emissions: Otodynamics; 1997.
45. Belgin E, Şahlı A. Temel odyoloji. Ankara, Güneş tıp kitapevi. 2015.
46. Gelfand SA. Essentials of audiology: Thieme New York; 1997.
47. Mıdık Ş. Ratlarda multifrekans timpanometri normalizasyon değerleri (hayvan modeli): Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimler Enstitüsü; 2016.
48. Büyüklü AF. Kulak Burun Boğaz Baş Boyun Cerrahisi Sınavlara yönelik kaynak kitap "KULAK". Büyüklü AF, editor. Ankara: Anadolu Sanat Digital Baskı; 2013.

49. Orhan O. Magnetik rezonans görüntüleme (mrg)'nin klinik uygulamaları ve endikasyonları. Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi. 2008;5(2):31-40.
50. Oyar O, Gülsoy UK. Tıbbi görüntüleme fiziği: SDÜ Tıp Fakültesi; 2003.
51. Wood R, Bassett K, Foerster V, Spry C, Tong L. 1.5 tesla magnetic resonance imaging scanners compared with 3.0 tesla magnetic resonance imaging scanners: systematic review of clinical effectiveness. CADTH technology overviews. 2012;2(2).
52. Çelik L, Çubuk R. Meme Manyetik Rezonans Görüntüleme: Nasıl, Niçin, Ne Zaman, Kime. Klinik Gelişim 23. 2010;2:6-10.
53. Livstone BJ, Parker L, Levin DC. Trends in the utilization of MR angiography and body MR imaging in the US Medicare population: 1993–1998. Radiology. 2002;222(3):615-8.
54. Gordon A, Branson J, Simmons C, Berland K, Willsey D, Andrews A, editors. Over-utilization of MRI in the osteoarthritis patient. AAOS meeting; 2008.
55. Demaerel P, Hermans R, Verstraete K, Bogaert J, Van Goethem M, Deblaere K. HTA of magnetic resonance imaging. Health Technology Assessment (HTA) Brussels: Belgian Health Care Knowledge Centre (KCE). 2006.
56. Dawson P, Blomley M. Gadolinium chelate MR contrast agents. Elsevier; 1994.
57. Fox J, Weisberg S. An R Companion to Applied Regression (Third). Thousand Oaks CA: Sage. Retrieved from <https://socialsciences.mcmaster.ca> ...; 2019.
58. Team RC. R: A language and environment for statistical computing. 2013.
59. Bahaloo M, Davari MH, Sobhan M, Mirmohammadi SJ, Jalalian MT, Zare Sakhvidi MJ, et al. Hearing Thresholds Changes after MRI 1.5 T of Head and Neck. Radiology Research and Practice. 2019;2019.
60. Clark WW. Noise exposure from leisure activities: a review. The Journal of the Acoustical Society of America. 1991;90(1):175-81.

61. Idota N, Horie S, Tsutsui T, Inoue J. Temporary threshold shifts at 1500 and 2000 Hz induced by loud voice signals communicated through earphones in the pinball industry. *Annals of Occupational Hygiene*. 2010;54(7):842-9.
62. Swanepoel DW, Hall III JW. Football match spectator sound exposure and effect on hearing: A pretest–post-test study. *South African Medical Journal*. 2010;100(4).
63. Mollasadeghi A, Mehrparvar AH, Atighechi S, Davari MH, Shokouh P, Mostaghaci M, et al. Sensorineural hearing loss after magnetic resonance imaging. *Case Reports in Radiology*. 2013;2013.
64. De Wilde J, Grainger D, Price D, Renaud C. Magnetic resonance imaging safety issues including an analysis of recorded incidents within the UK. *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy*. 2007;51(1):37-48.
65. Brummett RE, Talbot JM, Charuhas P. Potential hearing loss resulting from MR imaging. *Radiology*. 1988;169(2):539-40.
66. McJury PhD M, Shellock PhD FG. Auditory noise associated with MR procedures: a review. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2000;12(1):37-45.
67. Lim EYL, Tang P, Peyman M, Ramli N, Narayanan P, Rajagopalan R. 3 Tesla magnetic resonance imaging noise in standard head and neck sequence does not cause temporary threshold shift in high frequency. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2015;272(11):3109-13.
68. Radomskij P, Schmidt M, Heron C, Prasher D. Effect of MRI noise on cochlear function. *The Lancet*. 2002;359(9316):1485-6.
69. Shellock FG, Ziarati M, Atkinson D, Chen DY. Determination of gradient magnetic field-induced acoustic noise associated with the use of echo planar and three-dimensional, fast spin echo techniques. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 1998;8(5):1154-7.

70. Jin C, Li H, Li X, Wang M, Liu C, Guo J, et al. Temporary hearing threshold shift in healthy volunteers with hearing protection caused by acoustic noise exposure during 3-T multisequence MR neuroimaging. *Radiology*. 2017;286(2):602-8.
71. Nelson DI, Nelson RY, Concha-Barrientos M, Fingerhut M. The global burden of occupational noise-induced hearing loss. *American Journal of Industrial Medicine*. 2005;48(6):446-58.
72. Frank G, Kössl M. Acoustical and electrical biasing of the cochlea partition. Effects on the acoustic two tone distortions $f_2 - f_1$ and $2f_1 - f_2$. *Hearing Research*. 1997;113(1-2):57-68.
73. Kirk D, Moleirinho A, Patuzzi R. Microphonic and DPOAE measurements suggest a micromechanical mechanism for the 'bounce' phenomenon following low-frequency tones. *Hearing Research*. 1997;112(1-2):69-86.
74. Hattis D. Occupational Noise Sources and Exposures in Construction Industries. *Human and Ecological Risk Assessment: An International Journal*. 1998;4(6):1417-41.
75. Hattori Y, Fukatsu H, Ishigaki T. Measurement and evaluation of the acoustic noise of a 3 Tesla MR scanner. *Nagoya Journal of Medical Science*. 2007;69(1/2):23.
76. Salvi R, Sheppard A. Is noise in the MR imager a significant risk factor for hearing loss? : Radiological Society of North America; 2018.
77. Kujawa SG, Liberman MC. Acceleration of age-related hearing loss by early noise exposure: evidence of a misspent youth. *Journal of Neuroscience*. 2006;26(7):2115-23.
78. Röschmann P. Human auditory system response to pulsed radiofrequency energy in RF coils for magnetic resonance at 2.4 to 170 MHz. *Magnetic Resonance in Medicine*. 1991;21(2):197-215.

79. Reeves MJ, Brandreth M, Whitby EH, Hart AR, Paley MN, Griffiths PD, et al. Neonatal cochlear function: measurement after exposure to acoustic noise during in utero MR imaging. *Radiology*. 2010;257(3):802-9.
80. Glover P, Hykin J, Gowland P, Wright J, Johnson I, Mansfield P. An assessment of the intrauterine sound intensity level during obstetric echo-planar magnetic resonance imaging. *The British Journal of Radiology*. 1995;68(814):1090-4.
81. Strizek B, Jani JC, Mucyo E, De Keyzer F, Pauwels I, Ziane S, et al. Safety of MR imaging at 1.5 T in fetuses: a retrospective case-control study of birth weights and the effects of acoustic noise. *Radiology*. 2015;275(2):530-7.
82. Venn R, McBrearty A, McKeegan D, Penderis J. The effect of magnetic resonance imaging noise on cochlear function in dogs. *The Veterinary Journal*. 2014;202(1):141-5.