

**TC.
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
KULAK BURUN BOĞAZ ANABİLİM DALI**

**BAŞ-BOYUN BÖLGESİNE MANYETİK REZONANS
GÖRÜNTÜLEME YAPILAN HASTALARDA MANYETİK
REZONANS GÖRÜNTÜLEMENİN VE KULLANILAN
KONTRAST MADDENİN KOKLEAR FONKSİYONLARA
ETKİSİNİN OTOAKUSTİK EMİSYON, İŞİTSEL BEYİNSAPI
CEVABI VE YÜKSEK FREKANS ODYOMETRİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Mustafa VARLIK

UZMANLIK TEZİ

KIRIKKALE

2015

**TC.
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
KULAK BURUN BOĞAZ ANABİLİM DALI**

**BAŞ-BOYUN BÖLGESİNE MANYETİK REZONANS
GÖRÜNTÜLEME YAPILAN HASTALARDA MANYETİK
REZONANS GÖRÜNTÜLEMENİN VE KULLANILAN
KONTRAST MADDENİN KOKLEAR FONKSİYONLARA
ETKİSİNİN OTOAKUSTİK EMİSYON, İŞİTSEL BEYİNSAPI
CEVABI VE YÜKSEK FREKANS ODYOMETRİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Mustafa VARLIK

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Rahmi KILIÇ

KIRIKKALE

2015

TC.
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
KULAK BURUN BOĞAZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI

Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı uzmanlık programı çerçevesinde yürütülmüş olan Araştırma Görevlisi Dr. Mustafa VARLIK'ın 'Baş-boyun bölgesine manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yapılan hastalarda manyetik rezonans görüntülemenin ve kullanılan kontrast maddenin, koklear fonksiyonlara etkisinin otoakustik emisyon (OAE), İşitsel Beyinsapı Cevabı(İBC=ABR) ve Yüksek Frekans Odyometri ile değerlendirilmesi' konulu çalışması, aşağıdaki jüri tarafından **UZMANLIK TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: .../ .../ 2015

Prof. Dr. Rahmi KILIÇ
Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi
KBB BBC AD
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Nuray BAYAR MULUK

Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi

KBB BBC AD

Üye

Doç. Dr. Zeynep KIZILKAYA

KAPTAN

Sağlık Bakanlığı Ankara Eğitim ve

Araştırma Hastanesi

KBB BBC AD

Üye

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca engin bilgi, beceri ve tecrübesinden yararlandığım, bilgi ve becerimin artmasında katkıları ve desteği olan, tez çalışmam boyunca beni yönlendiren, her türlü yardım ve bilimsel desteği esirgemeyen, emeklerini unutmayacağım ve yanında çalışmaktan onur duyduğum saygıdeğer hocam Prof. Dr. Rahmi KILIÇ' a çok teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca engin bilgi, beceri ve tecrübelerini aktararak, yetişmemde büyük emekleri olan, teşvik edici tavırlarıyla her zaman desteğini gördüğüm, emeklerini unutmayacağım ve yanında çalışmaktan onur duyduğum saygıdeğer hocam Prof. Dr. Nuray BAYAR MULUK' a çok teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanma aşamasında bana katkıları bulunan sayın Prof. Dr. Birsen Ünal DAPHAN, Yrd. Doç. Dr. Yakup TÜRKEK, Uzm. Dr. Kerem PEKBÜYÜK ve kliniğimiz odyometristi Musa AZMAN'a teşekkür ederim.

Kliniğimize geldikleri günden itibaren benden desteklerini ve bilgilerini esirgemeyen sayın hocalarım Doç. Dr. Ercan AKBAY ve Yrd. Doç. Dr. Gökçe ŞİMŞEK' e teşekkür ederim

Uzmanlık eğitimim sırasında bilgi ve becerilerini benden esirgemeyen ve üzerimde emeği olan sayın hocam Prof. Dr. Mustafa KAZKAYASI' na teşekkür ederim.

Asistanlık sürem ilk 20 aylık kısmında eğitim gördüğüm ve güzel günler geçirdiğim Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi KBB Anabilim Dalı'nda, bana her türlü katkıyı sunan ve emeklerini unutmayacağım başta bölüm başkanı saygıdeğer hocam Doç. Dr. İmran ŞAN olmak üzere, Doç. Dr. İsmail İYNEN, Yrd. Doç. Dr. Ferhat BOZKUŞ, sevgili kıdemlilerim Yrd. Doç. Dr. Halil Beklen, Uzm. Dr. Alaattin ZİREK, Uzm. Dr. Mehmet Ali ÇİFTÇİ ve diğer asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Kırkkale Üniversitesi'ne geldiğim günden beri hayatımın en önemli dönemlerinden birini paylaştığım sevgili asistan arkadaşlarım; Dr. Ceren KARAÇAYLI, Dr. Süheyla KANDEMİR, Dr. Burak ERDEN, Dr. Hatice GÜZELKÜÇÜK, Dr. Burak Mustafa TAŞ ve kliniğimizin sevgili hemşirelerine teşekkür ederim.

Son olarak tanıdığım günden bu yana her konuda bana destek olan, varlığından güç aldığım, beraber zorlukları aştığımız, sevgili çocuklarım Çağlar ve Asmin'immin annesi, sevgili eşim Yurtsever VARLIK' a çok teşekkür ederim.

ÖZET

Varlık M., Manyetik Rezonans Görüntüleme Yapılan ve Kontrast Ajan-Gadodiamid Kullanılan ile Kullanılmayan Hastalarda İşitme Değerlerinin Görüntüleme Öncesi Ve Sonrası Karşılaştırılması, Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Kırıkkale, 2015.

Bu çalışmanın amacı daha önce yeterince çalışılmamış bir konu olan, baş-boyun bölgesine Manyetik Rezonans Görüntüleme(MRG) yapılan hastalarda, işlem sırasında var olan gürültünün ve kullanılan kontrast madde-gadodiamid'in işitme fonksiyonları üzerine olan etkisinin değerlendirilmesidir.

Çalışmaya 18-65 yaş arası,otoskopik muayeneleri doğal olan, işitme kaybı olmayan, MRG yapılması kontrendike olmayan, toplamda 60 hasta dahil edildi.Bu hastaların 30 tanesi polikliniğimize başvuran kontrastlı temporal MRG yapılan, baş dönmesi ve sebebi açıklanamayan tinnitusu olan hastalardı. Geri kalan 30 hasta ise nöroloji polikliniğine başvuran kontrastsız kranial MRG yapılan, baş dönmesi ve baş ağrısı olan hastalardı. Çalışmaya katılan tüm hastaların KBB muayeneleri yapıldıktan sonra MRG öncesi ve sonrası saf ses odyometrisi, yüksek frekans odyometrisi, işitsel beyinsapı cevabı (ABR) ve distorsiyon ürünü otoakustik emisyon (DPOAE) testleri yapıldı.

Çalışmamızda odyolojik test sonuçları istatistiksel olarak karşılaştırıldığında hastaların MRG öncesi ve sonrası, kontrastsız veya kontrast ajan-Gadodiamid kullanılarak yapılan görüntülemelerde işitme değerlerinde anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

Sonuç olarak bizim çalışmamızda baş bölgesine MRG yapılan hastaların işitme değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik saptanmamıştır. Burada işlem sırasında koruyucu kulaklık kullanımının da bunda etkili olduğunu düşünüyoruz. Ancak çalışma gruplarımızın sayı olarak az olması nedeniyle daha geniş hasta gruplarında MRG gürültüsünün işitme üzerine etkisinin araştırılması ve hekimler tarafından tanı için sıkça başvuru MRG sırasında koruyucu kulaklık kullanılmasını öneriyoruz.

Anahtar Sözcükler: Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), Yüksek Frekans Odyometrisi, İşitsel Beyinsapı Cevabı(ABR), Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon (DPOAE), Gadodiamid, İşitme

ABSTRACT

Varlık M., The Comparison of Hearing Values Before and After The Magnetic Resonance Imaging with or without Contrast Agent- Gadodiamid. Kırıkkale University School of Medicine Department of Otorhinolaryngology, Thesis, Kırıkkale, 2015.

The aim of this study is to evaluate the effect of noise produced by device and contrast agent – Gadodiamid on hearing functions in a group of head and neck region Magnetic Resonance Imaging (MRI) patients which has not been studied adequately.

A total number of 60 patients between the ages of 18 and 65, who have normal otoscopic examinations, no hearing loss and no contraindication for MRI included in this study. Thirty of these were ear MRI with contrast patients who admitted to our outpatient clinic with dizziness and unexplained reason tinnitus. The other thirty were cranial MRI without contrast patients who admitted to neurology outpatient clinic with dizziness and headache. All of the patients included had a complete ENT examination and then pure tone audiometry, high-frequency audiometry, auditory brainstem response (ABR) and distortion product otoacoustic emissions (DPOAE) tests were applied before and after MRI.

In our study, no statistically significant difference was observed between the hearing values of patients before and after MRI scans with or without contrast agent-Gadodiamid by the analysis of the audiological test results. ($p > 0.05$)

As a result, no statistically significant difference was detected in our study between the hearing values of patients who had head and neck region MRI. In our opinion, earphone usage is effective on this result. However, because of our small study groups we recommend the investigation of the effect of MRI noise on hearing function in larger patient groups and the usage of protective earphones during MRI which is a scanning method frequently used by physicians to confirm the diagnosis.

Keywords: Magnetic Resonance Imaging (MRI), High Frequency Audiometry, Auditory Brainstem Response (ABR), Distortion Product Otoacoustic Emissions (DPOAE), Gadodiamid, Hearing.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER	xi
TABLolar	xi
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME	2
2.2. KONTRAST MADDE KULLANIMI VE GADODİAMİD	4
2.3. KULAK ANATOMİSİ	6
2.3.1. Dış Kulak Anatomisi	6
2.3.2. Orta Kulak Anatomisi	7
2.3.3. İç Kulak Anatomisi	8
2.3.4. Santral İşitsel Yollar	11
2.4. İŞİTME VE FİZYOLOJİSİ	14
2.4.1. Ses Dalgası ve Özellikleri	14
2.4.2. İşitme	14
2.4.3. İşitme Fizyolojisi	15
2.4.4. İşitme Kaybının Sınıflandırılması	18
2.4.4.1. İşitme Kaybının Patolojinin Yerleştiği Yere Göre Sınıflandırılması	18
2.4.4.1.1. İletim Tipi İşitme Kaybı	18
2.4.4.1.2. Sensörinöral Tip İşitme Kaybı	19
2.4.4.1.3. Mikst Tip İşitme Kaybı	19
2.4.4.1.4. Santral Tip İşitme Kaybı	19
2.4.4.1.5. Fonksiyonel (Organik Olmayan, Psikojenik) Tip İşitme Kaybı	19
2.4.4.2. İşitme Kaybının Şiddetine Göre Derecelendirilmesi	19

2.4.5. Gürültüye Bağlı İşitme Kaybının Gelişimi	20
2.4.6. İşitmenin Değerlendirilmesi	23
2.4.6.1. Saf Ses Odyometrisi	23
2.4.6.2. Yüksek Frekans Odyometrisi	24
2.4.6.3. Otoakustik Emisyonlar	24
2.4.6.4. İşitsel Beyinsapı Cevabı (İBC)	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1. Çalışma Grubunun Seçimi	30
3.2. Odyolojik Testlerin Yapılması	30
3.3. MRG Yapılması	30
3.4. İstatistiksel Analiz	31
3.8. Etik Kurul Onayı	31
4. BULGULAR	32
4.1. Yaş ve Cinsiyet Durumu	32
4.2. Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon Sonuçları	32
4.3. Saf Ses Odyometri ve Yüksek Frekans Odyometri Sonuçları	33
4.4. İşitsel Beyinsapı Cevabı Sonuçları	51
5. TARTIŞMA	54
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	58
7. KAYNAKLAR	59
8. EKLER	67
Ek-1: Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu (BGOF)	67
Ek-2: MRG Bilgilendirme Formu	70
Ek-3.Tablo A1,A2,A3,A4:Kontrastlı Temporal MRG Hastalarının Verileri	71-74
Ek-3.Tablo B1,B2,B3,B4:Kontrastsız Kranial MRG Hastalarının Verileri	75-78

SİMGELER ve KISALTMALAR

(Metin içindeki geçiş sırasına göre yazılmıştır)

ABR:	Auditory Brainstem Response (İşitsel Beyinsapı Cevabı)
MRG:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MR:	Manyetik Rezonans
OAE:	Otoakustik Emisyon
T:	Tesla
dB:	Desibel
RF:	Radyofrekans
DKY:	Dış Kulak Yolu
mm:	Milimetre
m/sn:	Metre/Saniye
İTH:	İç Tüy Hücresi
DTH:	Dış Tüy Hücresi
Hz:	Hertz
kHz:	Kilohertz
SSO:	Saf Ses Ortalaması
dB HL:	Desibels Hearing Loss
TTS:	Temporaray Treshold Shift (Geçici Eşik Kayması)
PTS:	Permenant Treshold Shift (Kalıcı Eşik Kayması)
GBİK:	Gürültüye Bağlı İşitme Kaybı
DPOAE:	Distortion Product Otoacoustic Emissions
TEOAE:	Transient Evoked Otoacoustic Emissions
İBC:	İşitsel Beyinsapı Cevabı
PTO:	Pure Tone Audiometry
SPL:	Sound Pressure Level (Ses Basınç Düzeyi)
YFO :	Yüksek Frekans Odyometri

ŞEKİLLER

Şekil 1. İnsan kulağının genel anatomik yapısı (28)

Şekil 2. Orta kulak anatomisi (28)

Şekil 3. İç kulak anatomisi (28)

Şekil 4. (A) Koklea ve (B) korti organı anatomileri (36)

Şekil 5. Santral işitsel yollar (36)

Şekil 6. İBC dalga formu

Şekil 7. Sağ Kulak İçin Bireylerin Saf Ses ve Yüksek Frekans Odyometri

Ortalama Değerleri

Şekil 8. Sol Kulak İçin Bireylerin Saf Ses ve Yüksek Frekans Odyometri

Ortalama Değerleri

TABLolar

Tablo 1. İşitme kaybı derecesinin sınıflandırılması

Tablo 2. Her iki grubun yaş grupları olarak karşılaştırılması.

Tablo 3,4,5,6,7,8: Her iki grubun saf ses odyometrilerinin karşılaştırılması

Tablo 9,10,11,12,13,14: Her iki grubun yüksek frekans odyometrilerinin karşılaştırılması

Tablo 15,16,17,18,19,20: Kontrastlı grubun saf ses odyometri sonuçlarının MR öncesi ve sonrası olarak karşılaştırılması

Tablo 21,22,23,24,25,26: Kontrastlı grubun yüksek frekans odyometri sonuçlarının MR öncesi ve sonrası olarak karşılaştırılması

Tablo 27,28,29,30,31,32: Kontrastsız grubun saf ses odyometri sonuçlarının MR öncesi ve sonrası olarak karşılaştırılması

Tablo 33,34,35,36,37,38: Kontrastsız grubun yüksek frekans odyometri sonuçlarının MR öncesi ve sonrası olarak karşılaştırılması

Tablo 39. Her iki grubun ABR'lerinin karşılaştırılması

Tablo 40. Kontrastlı grubun ABR'lerinin MR öncesi ve sonrası olarak karşılaştırılması

Tablo 41. Kontrastsız grubun ABR'lerinin MR öncesi ve sonrası olarak karşılaştırılması

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak fizyolojik olarak vücutta bulunan hidrojen atomlarının, güçlü bir manyetik alanda enerji aktararak uyarılması ve bu atomların kararlı durumlarına dönerken enerjinin tekrar geri salınımı sırasında, belirlenen noktalarda sinyal kayıtları alınması yoluyla dokuların anatomik ve fizyolojik özelliklerinin görüntülenebildiği ileri düzey bir görüntüleme yöntemidir (1).

MRG, özellikle santral sinir sistemi, kas-iskelet sistemi, baş-boyun, batin ve pelvis olmak üzere insan vücudunun hemen her yerinde görüntüleme ve patolojik durumların teşhisi için yaygın olarak kullanılmaktadır. MR aynı zamanda vasküler (MR-Anjiyografi), pankreatiko-biliyer (MR-Kolanjiopankreatikografi) ve üriner (MR-Ürografi) sistemlerin incelenmesinde hızlı ve noninvaziv bir tanısal cihaz olarak sık sık tercih edilmektedir. MRG; spektroskopi, difüzyon, perfüzyon görüntüleriyle pek çok organın yapısal durumu yanında fonksiyonunun da değerlendirilmesinde hekimlere yardım edebilir. (2)

MRG'de kontrast madde uygulaması yapılabilmektedir. Bu amaçla rutin uygulamalarda Gadolinium içerikli şelatlar kullanılmaktadır (3).

MRG sırasında gürültü hasta konforunu ve işitme fonksiyonunu etkileyen bir faktördür. Radyofrekans dalgaları sırasında tellerin vibrasyonu sonucunda 1.5 T gücündeki MR'da şiddeti 95 desibel(dB)'e varan gürültü ortaya çıkar. Kulak tıkaçları kullanılması işitme hasarını önlemede yada azaltmada etkili, pratik bir çözümdür(4).

MRG, X-ışını veya diğer radyasyonları kullanmadan gerçekleştirilen ve non-invaziv görüntüleme yöntemidir. Bizim çalışmamızda gelişen süreç içerisinde, hastalıkların tanısı için hekimler tarafından çok yaygın olarak kullanılan bu görüntüleme yöntemi sırasında oluşan gürültünün ve kullanılan kontrast ajan-gadodiamid'in işitme üzerine etkilerini araştırmak amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

Magnetik rezonans görüntüleme (MRG) insan vücudunun yüksek kontrast çözünürlükte görüntülenmesine olanak sağlayan bir görüntüleme tekniğidir. İlk kez 1973 yılında Paul Lauterbur tarafından gösterilmiştir. MRG güçlü bir magnet ve radyo dalgaları ile X-ışını veya diğer radyasyonları kullanmadan vücudun organ ve yapılarını detaylı görüntülenmesini sağlayan güvenli bir tanısal uygulamadır. İnsan vücudunun yaklaşık %63'ünde yer alan hidrojen atom çekirdekleri MR sinyalinin kaynağını oluşturur.

MRG, özellikle santral sinir sistemi, kas-iskelet sistemi, baş-boyun, batin ve pelvis olmak üzere insan vücudunun hemen her yerinde görüntüleme ve patolojik durumların teşhisi için yaygın olarak kullanılmaktadır. MR aynı zamanda vasküler (MR-Anjiyografi), pankreatiko-biliyer (MR-Kolanjiopankreatikografi) ve üriner (MR-Ürografi) sistemlerin incelenmesinde hızlı ve noninvaziv bir tanısal cihaz olarak sık sık tercih edilmektedir. MRG; spektroskopi, difüzyon, perfüzyon görüntüleriyle pek çok organın yapısal durumu yanında fonksiyonunun da değerlendirilmesinde hekimlere yardım edebilir (2).

Magnetik Rezonans Görüntüleme (MRG) Nedir?

Vücudumuz primer olarak yağ ve sudan oluşmakta ve bu oluşumların moleküler yapısında ağırlıklı olarak hidrojen atomları yer almaktadır. MRG; su ve yağın, dolayısı ile de vücudumuzun büyük bir bölümünün yapısında mevcut bulunan (%63) hidrojen atomlarının, güçlü bir manyetik alan içerisinde, kendilerini rezonansa uğratacak bir radyofrekans (RF) dalgası ile uyarılıp titreştirilmesinden elde olunan sinyallerin görüntüye dönüştürüldüğü doku kontrast rezolüsyonu en yüksek ileri radyolojik görüntüleme tekniğidir (1, 5, 6).

Tarihsel Gelişimi

MRG'nin temelleri 1923 yılında Wolfgang Pauli'nin, çekirdekteki spin rezonans fenomenini keşfi ile atılmış, MR fenomeninin tanımlanması 1946 yılında Felix Bloch ve Edward Mills Purcell adlı iki araştırmacı tarafından yapılmıştır. MR fenomeninin tanımlanması, İkinci Dünya Savaşının hemen sonrasında yapılmakla birlikte MR'ın insan vücuduna uyarlanması epey zaman almış, ilk kez 1973 yılında Paul C. Lauterbur tarafından gerçekleştirilmiştir. MRG, insan vücuduna

uyarlanmasının ardından hızlı bir gelişme göstermiş, 1975 yılında Richard Ernst tarafından Fourier Transform tekniğini tanımlanmış, 1977 yılında Raymond Damadian tarafında tüm vücut MR görüntülenmesi sağlanmıştır. 1980 yılında Hawkes tarafından MRG'nin multiplanar özelliği tanımlanarak bu yöntemle ilk lezyon gösterilmiştir. 1984 yılında Schörner ve arkadaşları tarafından MRG'de ilk kontrast madde uygulaması gerçekleştirilmiştir (1, 5, 6). 1986 yılında Haase ve arkadaşları, hızlı görüntüleme sekanslarını geliştirerek o zamana kadar kullanılan klasik inceleme sekansları nedeniyle önemli bir dezavantaj yaratan tetkik süresi süresinin uzunluğuna bir çözüm bulmuşlardır (6, 7, 8). 1987 yılında Charles Dumoulin tarafından geliştirilen MR-Anjiyografi (MRA) teknikleri ve 1993 yılında kullanılmaya başlanan fonksiyonel MR uygulamaları MRG'nin kullanım alanını genişletmiş, MRG'yi sadece bir anatomik görüntüleme yöntemi olmaktan çıkararak fonksiyonel bir inceleme yöntemi şekline dönüştürmüştür (1, 5, 6).

Neden MRG

MRG'nin kullanımı için başlıca gereklilik onun yumuşak doku kontrast çözümüleme gücü en yüksek görüntüleme yöntemi olmasından kaynaklanmaktadır. Vücudun büyük bölümünü oluşturan yumuşak dokuların yüksek kontrast çözünürlüğü altında birbirinden ayrıştırılması, iç yapılarının daha iyi bir şekilde ortaya konması kolaylaşmaktadır. MRG ile hastanın pozisyonunu değiştirmeden çok düzlemden görüntüler elde edilebilir. İyonizan radyasyon riski olmadığından çocukluk yaş grubunda, hamilelerde kullanılabilir; aynı hastada defalarca tekrarlanabilir. Yukarıda da bahsedildiği gibi MRG ile sadece anatomik detaylar verilmekle kalmaz aynı zamanda fonksiyonel görüntülemeler (MR-Spektroskopi, Difüzyon-Perfüzyon görüntüleme, kortikal aktivasyon gibi) yapılabilir (9-17).

MRG ile kontrast madde kullanmadan ve girişimde bulunmadan bazı özel incelemeler (MR- Anjiyografi, MR-Kolanjiyografi, MR-Ürografi, MR- Myelografi, MR-Sisternografi gibi) gerçekleştirilebilir

Kompakt kemiğin, zayıf hidrojen içeriği bakımında sinyalsiz görüldüğü MRG, kortikal kemiğin incelenmesinde dezavantaj gibi görünmesine karşın kompakt kemik yapıların artefakt oluşturabileceği parankimal bölgelerin değerlendirilmesinde başarılıdır (18) Ayrıca kemik iliğinin değerlendirilmesinde sintigrafik incelemelerle birlikte en üstün görüntüleme yöntemi olarak kabul edilmektedir (9).

MRG'de kontrast madde uygulaması yapılabilmektedir. Bu amaçla rutin uygulamalarda Gadolinium içerikli şelatlar kullanılmaktadır (3). Kullanılan bu tür

kontrast maddelerin yan etki riski çok düşük olup diğer görüntüleme yöntemlerinde (İntravenöz ürografi, bilgisayarlı tomografi gibi) uygulanan iyodlu kontrastlara göre daha rahat tolere edilir (3).

Dezavantajları

MRG'nin dezavantajları, başlıca incelemenin yapıldığı cihazın manyetik alan gücü ve tekniğin yarattığı etkenlere bağlıdır. Bunların başında da üzerinde kalp pili, nörostimülatör, infüzyon pompası gibi aygıtları taşıyan hastalar üzerinedir. Bu cihazlar manyetik alandan etkilenerek işlev göremez hale gelecek ve hastanın hayatını tehlikeye sokabileceklerdir. Aynı şekilde ana manyetik alan ve RF dalgalarından etkilenerek ısınan, yerinden oynayabilen ve yumuşak dokularda yanıklara yol açabilecek sabit metal protezli, anevrizma klipli olgularda da MRG kontrendikedir (1, 5, 6, 9).

MRG'de temel olarak sinyaller, proton yoğunluğuna bağlı olduğundan, bazı doku ya da oluşumlardan yeterli sinyal alınamaz ve bu dokuların değerlendirilmesi zorlaşır. Kortikal kemik, kalsifikasyon, akciğer dokuları buna örnek olarak verilebilir (1, 5, 6, 9).

Dar ve kapalı bir yerde kalma korkusu (klostrorobi) taşıyan hastaların, %2-3 gibi bir sıklıkta kapalı sistem MRG cihazlarında incelemeye alınamadıkları belirtilmektedir (1, 5, 9).

Nerelerde Kullanılmaktadır?

Günlük pratikte MR çekimlerinin %60-80'lik bölümünü santral sinir sistemi (Beyin, beyin sapı, beyincik, omurga-omurilik-disk hastalıkları) incelemeleri oluşturmaktadır. Geri kalan yaklaşık %15-20'lik bir bölümünü kas-iskelet sistemi (Diz, kalça, omuz, el-ayak bileği, dirsek), geri kalanını ise abdomen (Karaciğer), pelvik, baş-boyun ve toraks incelemeleri oluşturmaktadır (1, 5, 9).

2.2. KONTRAST MADDE KULLANIMI VE GADOLİAMİD

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) kontrast ajanlar görüntü kontrastını arttırmak ve lezyonların görünübilirliğini kolaylaştırmak için kullanılır. Kontrast madde kullanım oranları rutin tetkikler içerisinde yaklaşık %25'lik bir paya sahiptir (19). MRG incelemelerinde kullanılan kontrast maddelerin önemli bir bölümü gadolinyum içeren ajanlardır. Bu kontrast maddeler rutin incelemelerde genellikle

neoplaziler, inflamasyon, enfeksiyon gibi patolojilerde ve anjiyografi tetkiklerinde kullanılırlar (19, 20).

Gadolinyum şelatları ve bunlardan birtanesi olan gadodiamid, T1 relaksasyon süresini kısaltarak dokuların beyaz (parlak) görünmesine neden olurlar. Kontrast maddeler etki ettiği dokulara göre nonspesifik ve organ spesifik ajanlar olarak ikiye ayrılırlar. Nonspesifik (ekstrasellüler) ajanların tümü gadolinyum şelatlarından oluşmakta olup aynı farmakolojik özelliklere sahiptir. İntravasküler alandan ekstrasellüler alana geçerler. Bu gruptaki kontrast maddeler kan-beyin bariyerini geçmezler ve büyük oranda böbreklerle atılırlar (21).

Nonspesifik ajanların yan etkileri X-ışınları ile birlikte kullanılan iyotlu kontrast maddeler ile karşılaştırıldığında oldukça düşüktür. Gadolinyum şelatları iyotlu kontrast maddelerin aksine böbreklere toksik etki göstermezler (22). Nonspesifik ajanlarda minör yan etkiler (bulantı, kusma, lokal ağrı, allerjik cilt reaksiyonları) iyotlu kontrast maddeler ile karşılaştırıldığında 2-8 kat daha az oranda görülmektedir (23). Nonspesifik kontrast maddeler arasında gadobenat dimeglumin, gadobutrol, gadopentat dimeglumin, gadodiamid, gadoterik asit sayılabilir (24).

Gadolinyum şelatlarının yan etkileri

Gadolinyum içeren kontrast maddelerin yan etkileri aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir(25).

1. Akut Non-Renal Yan Etkiler:

- a. Ürtiker
- b. Kusma
- c. Hipotansiyon
- d. Vagal reaksiyon
- e. Anafilaksi benzeri reaksiyon
- f. Larinks ödemi
- g. Bronkospastik reaksiyon

2. Akut Renal Yan Etkiler

- a. Kontrast nefropati

3. Geç Yan Etkiler

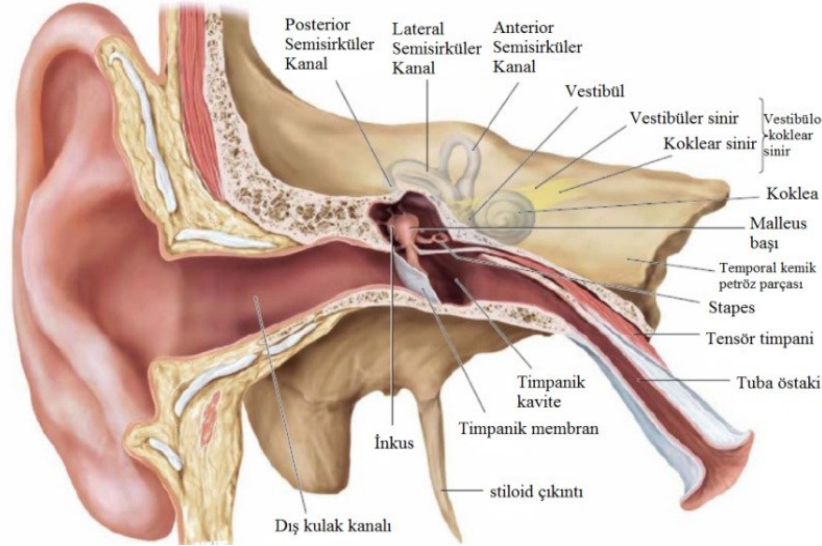
- a. Nefrojenik Sistemik Fibrozis

Birinci ve ikinci maddelerdeki yan etkiler iyotlu kontrast madde ile gelişebilecek yan etkileri ile benzerdir. Gadolinyumlu kontrast madde enjeksiyonu sonrası yan etki gelişme insidansı iyotlu kontrast maddelere göre daha azdır, çünkü

MRG'de daha düşük molar dozlar kullanılır (25). Günümüzde kullanılmakta olan gadobutrolün konsantrasyonu 1 molar olup diğer gadolinyum şelatları 0,5 molar derişimdedir (26).

2.3. KULAK ANATOMİSİ

Kulak (auris), aurikula ve dış kulak yolunu içeren dış kulak ile kulak zarı, kemikçikler, mastoid hücreleri, östaki tüpünü içeren orta kulak ve vestibüler sistem (semisirküler kanallar, utrikül, sakkül), kokleayı içeren iç kulak olmak üzere üç bölümden oluşur (27).



Şekil 1. İnsan kulağının genel anatomik yapısı (28)

2.3.1. Dış Kulak Anatomisi:

Dış kulak aurikula, dış kulak yolu ve timpanik membranın lateral (epitelyal) yüzünden oluşur. Aurikula, perikondriyum ve cilt ile kaplanmış düzensiz bir şekli bulunan kıkırdaktan oluşur. Heliks en yüksekteki parçadır ve dış kenarı belirler. Lobülde (kulak memesi) kıkırdak bulunmaz ve heliksin tabanından aşağıya doğru uzanır. Anterior parça veya heliksin krusu auriküler konkada sona erer. Kavum konka inferior parçadır ve dış kulak yolunun kıkırdak bölümü ile devam eder. Burada

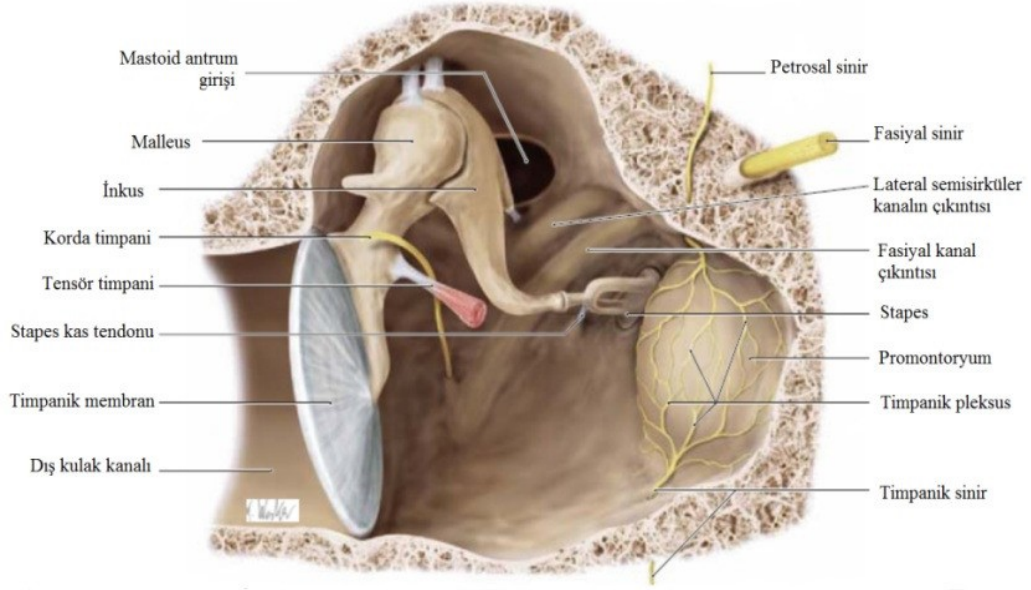
kıkırdak bir yarım daire hattı oluşturarak insisura terminalisi meydana getirir. İnsisuranın ön sınırı, dış kulak yolunun hemen önünde vertikal planda yerleşim gösteren üçgen kubbe şeklinde bir kıkırdak çıkıntının oluşturduğu tragustur. Konkanın posterosuperior sınırı ise antihelikstir. Bu belirgin çıkıntı anterosuperior köşelere sahip olup bunların arasında sığ bir çöküntü olan triangüler fossa bulunur. Konkanın posterior ve inferioründe ise antitragus bulunur (29).

Dış kulak yolu (DKY), konkadan kulak zarına kadar olan uzunluğu içine alır. Arka duvar 25 milimetre (mm) olmasına karşılık, ön alt duvar uzunluğu 31 mm'dir. Bu 6 mm'lik fark, kulak zarının arkadan öne doğru oblik yerleşmesinin sonucudur. DKY kıkırdak ve kemik olmak üzere iki parçadan oluşur. Kıkırdak parça dış yanda ve arkada, kemik kısım iç yanda ve önde bulunur. Çocuklarda kemik kısım henüz gelişmediği için kıkırdak DKY daha uzun olup, yetişkinlerde ise durum tam tersidir (30). Kulak kepçesi ve DKY'nin sensoriyal inervasyonu V, VII, X kranial sinirler ile II ve III. servikal sinirden olur (29, 30).

2.3.2. Orta Kulak Anatomisi:

Orta kulak, kulak zarı ile iç kulak arasında yerleşmiş bir boşluktur (Şekil 2). Ses dalgalarının iç kulağa iletilmesinde görev almaktadır. Östaki borusu aracılığı ile dış ortamla ve aditus ad antrum ile mastoid hücrelerle bağlantılıdır. Orta kulak düzensiz bir dikdörtgen prizma şeklindedir. Orta kulak dar ve yüksek bir boşluktur; ortalama hacmi 0.5 cm³ olarak kabul edilmektedir. Ön kısmı daha dardır. En önde östaki borusu ağız ile en arkada antrum parçası arasındaki mesafe 13 mm civarındadır (30).

Kulak zarı DKY'nin sonunda orta kulak boşluğunu DKY'den ayıran bir perdedir. Kalınlığı 0.1 mm, uzunluğu 10-11 mm ve genişliği 8-9 mm'dir. Orta kulağın dış duvarının büyük bir kısmını yapar. Östaki borusu, orta kulak ile nazofarinks arasında uzanır. Doğumda 17-18 mm iken erişkinlerde ortalama 35 mm uzunluğunda olup, kemik ve kıkırdak olmak üzere iki bölümden yapılmıştır. Her iki bölümde koni şeklinde olup bu koniler dar uçları ile birleşmişlerdir (30).

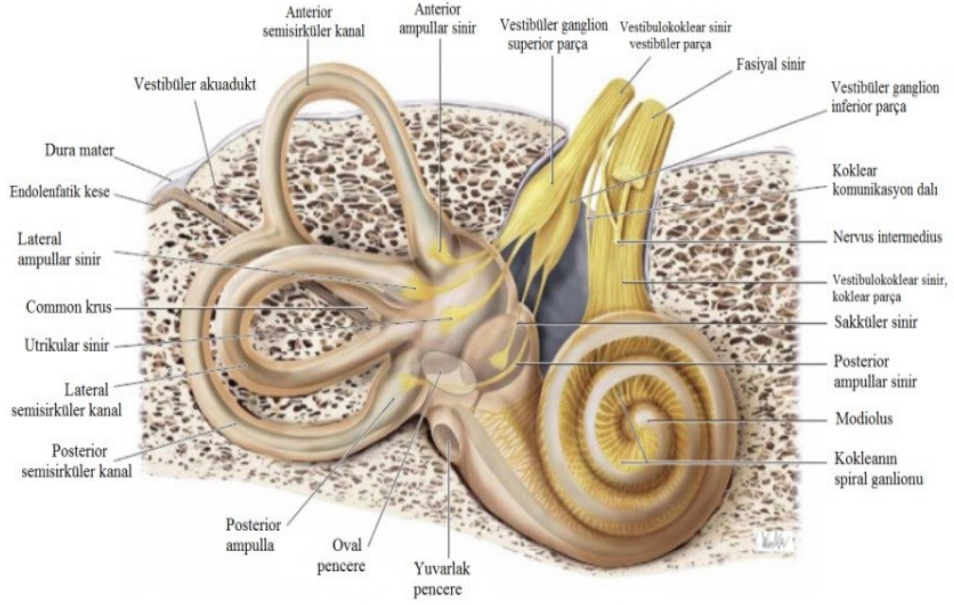


Şekil 2. Orta kulak anatomisi (28)

Orta kulak boşluğu içinde dış kulaktan iç kulağa ses dalgalarının iletimini sağlayan malleus, inkus ve stapes denilen üç adet kemikçik vardır. Bu kemikçikler orta kulak boşluğunda kulak zarı ile iç kulağın fonksiyonel girişı olan oval pencere arasında bir köprü oluşturur. Bu kemikçik sistemi için ek desteği orta kulakta bulunan iki adet küçük kas sağlar (31). Bunlardan m.stapedius şiddetli ses ile kasılarak stapes tabanının oval pencerede iç kulağa aşırı basışını engeller ve iç kulağı koruyucu bir refleks oluşturur. Bu kas sinirini n.fasiyalis'ten alır (30). M.tensör timpani'nin kasılması ise kulak zarını gerginleştirir ve işitmenin keskinliğini artırır (32). V. kafa çifti tarafından innerve edilir (33).

2.3.3. İç Kulak Anatomisi:

İç kulak; temporal kemiğin petroz parçası içinde yer alır. İşitme ve denge duyusu ile ilgili spesifik duyu hücrelerini içerir. Yuvarlak ve oval pencereler yoluyla orta kulak, kohlear ve vestibüler aquaduktuslar yolu ile de kafa içi ile bağlantılıdır (30).

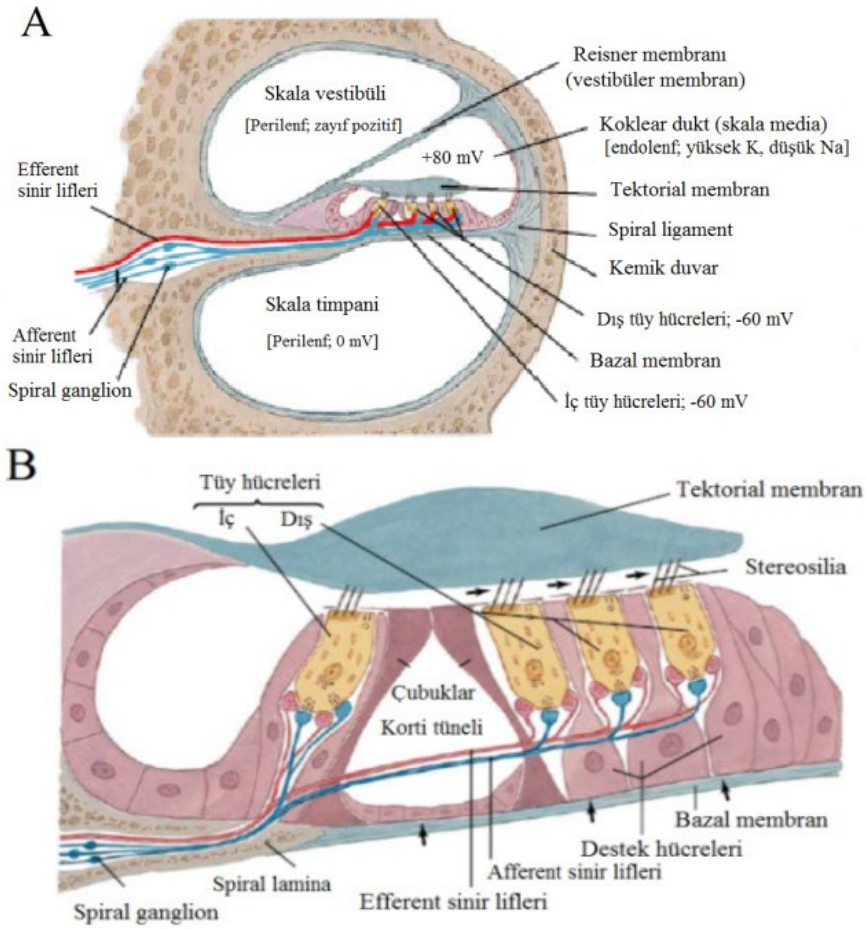


Şekil 3. İç kulak anatomisi (28)

Kemik (osseöz) ve zar (membranöz) labirent olmak üzere morfolojik olarak ikiye ayrılır. Kemik labirenti otik kapsül adı verilen sert kompakt kemik dokusu oluşturur, içinde zar labirent bulunur. İçinde perilenf olarak isimlendirilen sıvı bulunur. Kemik labirent 3 kısımdan oluşur; vestibül, yarım daire kanalları ve kohlea. Vestibül orta kulak medial duvarı ile internal akustik kanalın fundusu arasında yerleşir. Boyu yaklaşık 6 mm, çapı 3 mm civarındadır. Vestibülün medial duvarının posterior kısmında bir delik vardır burası vestibüler akuaduktusun başlangıcıdır. Vestibüler akuaduktus aracılığı ile kafa içiyle bağlantılıdır. Vestibül lateral duvarında oval pencere bulunur. Oval pencerenin üzeri stapes tabanı ve anuler ligamentle örtülmüştür. Yarım daire kanalları (semisirküler kanallar) süperior, posterior ve lateral olmak üzere üç tanedir ve birbirleri ile 100 derecelik açı yaparlar. Süperior semisirküler kanal petröz kemik uzun aksına transvers olarak bulunur ve internal akustik kanal ile 60 derecelik açı yapar. Posterior semisirküler kanal petröz kemiğin posterior yüzüne paralel planda yerleşim gösterir. Lateral semisirküler kanal attığın medial duvarında, aditus ad antrumda bir çıkıntı şeklinde kendini belli eder. Kemik kohlea vestibülün anteriorunda yerleşim gösterir. İnternal karotis arterin dirseğinden yaklaşık 2 mm uzaklıktadır. İnsanda 2.5 dönüşlük bir sarmal yapar. Modiolus denilen spongioz kemikten yapılmış bir eksen etrafında yerleşmiştir. Tabanına bazis kohlea, tepesine kupula kohlea denir. Kohlea içindeki spiral kanal içinde lamina spiralis

ossea denen yarım kemik bölme vardır. Membranöz labirent endolenfatik sıvı içerir. Bu intrasellüler sıvı içeriğine benzer özelliktedir, yani K⁺ konsantrasyonu yüksek, Na⁺ konsantrasyonu düşüktür. Membranöz labirent üç yapı içerir: utrikulus ve sakkulus, membranöz semisirküler kanallar, kohlea. Utrikulus üzerinde semisirküler kanallarla açılan deliklerle, sakkulusa bağlayan duktus utrikulosakkularise ait delik bulunur. Utrikulusun duvarında horizontal planda, sakkulus duvarında ise vertikal planda denge duyusunu alan spesifik hücreler bulunur. Sakkulus üzerinde utrikulusa bağlayan duktus utrikulosakkularise ait bir delik ile duktus kohlearise bağlayan duktus reuniense ait delik bulunur. Membranöz semisirküler kanallar superior, posterior ve lateral olmak üzere 3 tanedir ve her biri utrikulustan başlar ve utrikulusa döner. Şişkin olan kısımlarına ampulla denir. Bu bölgede krista ampullaris denen yerde rotatuar denge duyusunu algılayacak özel hücreler bulunur (30, 34, 35).

Kohlea; iki ucu kapalı üç yüzlü bir boru şeklinde olan duktus kohlearisin tepesinde bulunan kör ucuna çekum kupulare, taban kısmındaki kör ucuna ise çekum vestibulare denir. Çekum vestibulareye yakın bölümünden çıkan duktus reuniens aracılığıyla sakkulusa bağlanır. Duktus kohlearis üçgen biçimindedir. Üçgenin duvarlarını Reissner membranı, baziler membran ve kemik spiral lamina yapar. Duktus kohlearis osseoz spiral laminadan kohlear kanalın dış yüzüne diagonal olarak tek katlı hücrelerden oluşan Reissner membranı uzanır. Yine spiral laminadan kohlear kanalın dış yüzüne baziler membran denen yapı uzanır. İşitmenin duyusal ve destek hücreleri bu membran üzerindedir. Bu iki membran arasında kalan kısma skala media denir. Skala media helikotremada kör olarak sonlanır ve içinde endolenf bulunur. Reissner membranının üzerinde kalan kısma skala vestibüli denir. Baziler membranın altında kalan kısma ise skala timpani denir. Skala timpani oval pencere ile, skala vestibuli yuvarlak pencere ile ilişkidir. Her ikisinde perilenf içerir. Duktus kohlearisin dış yan duvarını bağ dokusu oluşturur. Vasküler bakımdan zengindir ve bu alana stria vaskularis denir. Üzerinde Na-K ATP'ase pompası bulunur ve endolenfin içeriğinin kontrolünde rol oynar. Skala medianın lateral duvarında belirgin kabarıklık yaptığı yere prominensia strialis denir. İşitme fonksiyonunda en önemli yapı olan korti organı bazal membran üzerinde bulunur. Perilenfteki mekanik titreşimleri sinir liflerini uyaran elektriki akımlara dönüştürür. Kortu organında Claudius, Hensen, Deiters, pillar hücreleri, iç tüy hücreleri (İTH), dış tüy hücreleri (DTH) ve tektoryal membran gibi yapılar bulunur (30, 34, 35).



Şekil 4. (A) Koklea ve (B) korti organı anatomileri (36)

2.3.4. Santral İşitsel Yollar

Sekizinci kranial (vestibulokoklear) sinir birkaç daldan oluşur; koklear sinir, sakküler sinir, süperior ve inferior vestibüler sinir. Otik kapsülü geçerek iç kulak yoluna giren bu sinirler, n. fasiyalis ve n. intermeditus ile birlikte seyrederler. VIII. kranial sinirin afferent liflerinin hücre gövdeleri spiral ganglionda, efferent liflerin hücre gövdeleri ise süperior oliveri komplekste bulunur. Santral işitme yollarını dorsal ve ventral koklear çekirdekler, süperior oliveri kompleks, lateral lemniskus, inferior kollikulus, medial genikulat cisim ve işitsel korteks oluşturmaktadır (30).

Koklear çekirdekler: Koklear çekirdekler bütün işitme sinir lifleri için ilk konaktır. Çekirdekler pontomedüller kavşakta bulunurlar ve simetrikler (30).

Süperior olivary kompleks ve olivokoklear demet: Superior olivary kompleks, ponsun gri cevherinin hemen arkasında ve ponsun alt kısmında yerleşmiştir (30).

Lateral lemniskus: En önemli çıkan yoldur. Beyin sapının yan tarafında bulunur. Koklear çekirdekler superior olivary kompleksi inferior kollikulusa bağlar (30).

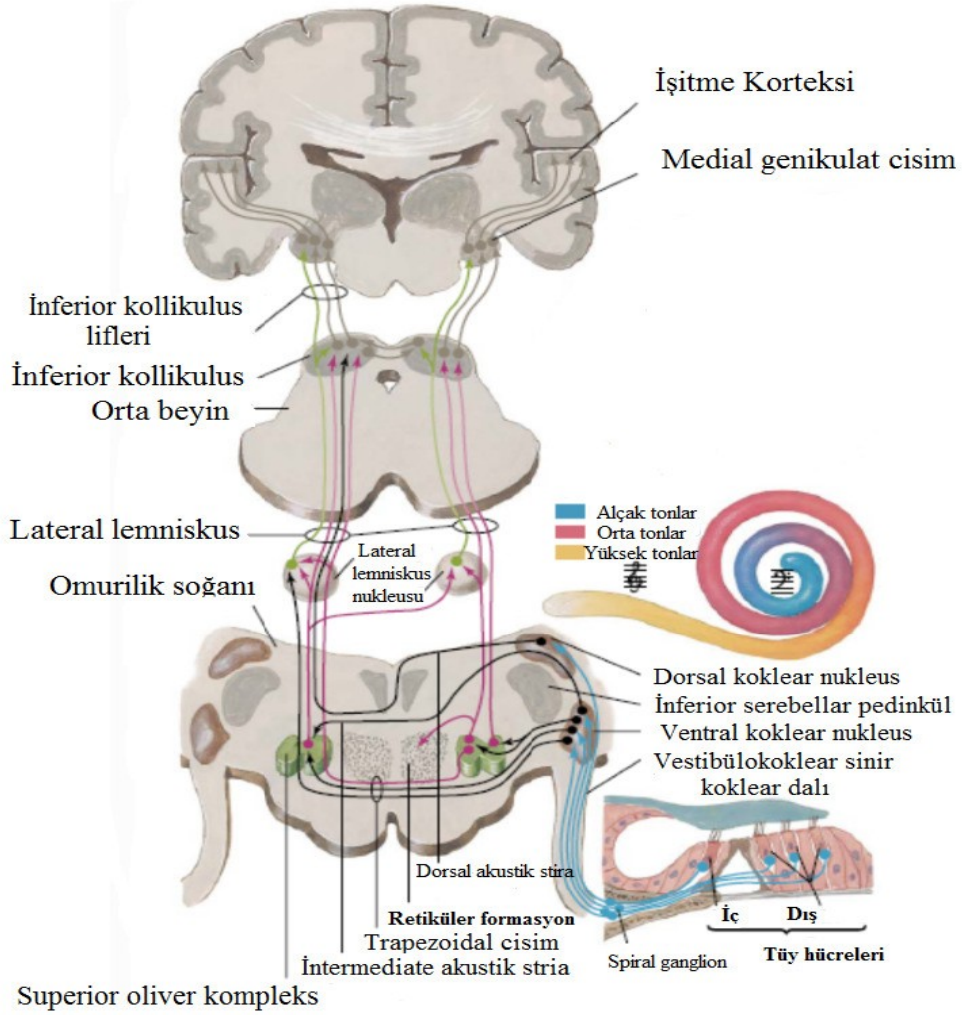
İnferior kollikulus: İki taraflıdır ve mezensefalonda yerleşmiştir. Beyin sapının tavanının bir kısmını yapar. Çıkan işitme lifleri için baslıca konağı oluşturur ve akustik bilgileri hazırlar. Alt beyin sapından gelenleri üst kısımdaki medial genikulat cisme ve işitme korteksine gönderir (30).

Medial genikulat cisim: Talamusta bulunur. İnferior kollikulus ile işitme korteksi arasında bir ara istasyondur (30).

İşitme Korteksi: Primer işitme korteksi ve ilişkili sahalar olmak üzere iki kısma ayrılır. İlişkili sahalar hem akustik hem de diğer duysal girdileri alırlar. Primer işitme korteksi Brodmann sahası adını alır ve 41-42 diye numaralandırılmıştır. Temporal lobun üst kısmında yerleşmiştir. Spesifik ve nonspesifik ilişkili sahalar ile çevrelenmiştir (30).

Korti organında oluşan uyarılar ganglion spiraledeki (Corti gaglionu) sinir hücrelerinin dendritleri tarafından algılanır. Bu sinir hücrelerinin aksonları n.cochlearis adını alarak bu uyarıları ponsdaki koklear çekirdeklere götürür. Koklear nukleuslar, ventral nukleus ve dorsal nukleus olmak üzere iki gruptur. Ventral nukleuslar da, anteroventral koklear nukleus ve posterolateral koklear nukleus olarak ikiye ayrılır. Koklear nukleuslardan çıkan nöronlar işitme yollarının ikinci nöronunu oluştururlar. Bunların çoğu çaprazlaşarak karşı taraf superior olivary kompleksine giderler ve az sayıda lifler ise ipsilateral superior olivary komplekse ulaşırlar. Superior olivary kompleks, işitme yolunun ilk merkezi olarak kabul edilebilir. Buradan kalkan lifler lateral lemniskusu oluşturarak inferior kollikulusa giderler. İnferior kollikulus mezensefalonda bulunur. Alt beyin sapından gelen uyarıları üst kısımdaki medial genikulat cisme ve işitme korteksine gönderir. İçerisinde 18 belli başlı hücre tipi ve işitme bakımından özel görevi olan 5 ayrı bölge vardır. Bu bölgenin işitme davranışları ile ilgili olduğu sanılmaktadır. Örneğin frekans

ve şiddetin birbirinden ayrılması, gürültü ve stereo işitme gibi birtakım fonksiyonlarda görev yaptığı düşünülmektedir. Bu bakımdan inferior kollikulusun, işitsel uyarı için bir ara konak olmaktan çok daha önemli merkez olduğu kabul edilmektedir. İnfierior kollikulustan kalkan lifler talamusta bulunan medial genikulat cisme, oradan da işitme korteksine giderler. İşitme korteksi, temporal lobda Sylvian yarığındadır(30).



Şekil 5. Santral işitsel yollar (36)

2.4. İŞİTME VE FİZYOLOJİSİ

2.4.1. Ses Dalgası ve Özellikleri

Ses enerjisi bir titreşimdir. Yayıldığı ortam moleküllerinin ardışık olarak sıkışmasına ve gevşemesine neden olur. Ses dalgalarının hızı, yayıldığı ortamın yapısına göre değişir. Katı ortamlarda en hızlı, gaz ortamlarda ise en düşük hızla yayılır. Sıvı ortamlarda yayılma hızı ise ikisinin ortasındadır. Deniz seviyesinde 20°C derecelik sıcaklıktaki hava tabakasında sesin hızı 344 m/sn olarak bulunmuştur. Sıvı ortamlarda ise havaya göre 4 kat hızlı olarak yayılır (1437 m/sn). Kemikte ise yayılma hızı 3013 m/sn olarak bulunmuştur (30).

Sesin saniyedeki titreşim sayısına sesin frekansı, tonu ya da perdesi denir. Sesin frekansı saniyedeki titreşim sayısı, Hertz (Hz) ile ifade edilir. İnsan kulağı 16–20000 Hz aralarında sesleri duyar. Sesin şiddet birimi desibeldir (dB) ve insan kulağı tarafından duyulan en küçük ses şiddeti 16 dB olarak tanımlanır. Bir ortamın ses dalgalarının yayılmasına gösterdiği dirence akustik direnç ya da empedans denmektedir. Empedans, ortam moleküllerinin yoğunluğu ve esnekliği ile orantılıdır. Ses dalgaları ortam değiştirirken her iki ortamın empedansı birbirine ne kadar yakın ise yeni ortama geçen enerji miktarı da o kadar fazla olur(30).

2.4.2. İşitme

Atmosferde meydana gelen ses dalgalarının kulağımız tarafından toplanmasından beyindeki merkezlerde karakter ve anlam olarak algılanmasına kadar olan süreç işitme olarak adlandırılır ve işitme sistemi denen geniş bir bölgeyi ilgilendirir. Dış, orta ve iç kulak ile merkezi işitme yolları ve işitme merkezi bu sistemin parçalarıdır(30).

İşitme birbirini izleyen birkaç fazda gerçekleşir. (30)

1. İşitmenin olabilmesi için ilk olarak ses dalgalarının atmosferden Corti organına iletilmesi gereklidir. Bu mekanik bir olaydır ve sesin bizzat kendi enerjisi ile sağlanır. Bu olaya iletim “conduction” denir.

2. Corti organında ses enerjisi sinir enerjisi haline dönüşür. Tıpkı elektrik enerjisinin bir ampulde ışık enerjisine dönüşmesi gibi, Corti organı da ses enerjisini sinir enerjisi haline dönüştürür. Bu olaya dönüşüm “transduksiyon” denir.

3. İç ve dış tüy hücrelerinde meydana gelen elektriki akım kendisi ile ilişkili sinir liflerini uyarır. Bu şekilde sinir enerjisi frekans ve şiddetine göre değişik sinir liflerine iletilir. Yani ses, şiddet ve frekansına göre Corti organında kodlanmış olur.

4. Tek tek gelen bu sinir iletimleri işitme merkezinde birleştirilir ve çözülür. Yani sesin karakteri ve anlamı anlaşılır hale getirilir. Bu olaya “cognition” veya “association” denir (30).

2.4.3. İşitme Fizyolojisi

Akustik enerji, orta kulak aracılığıyla, havayla dolu DKY'dan sıvıyla dolu kokleaya iletilmektedir. Sıvı ile dolu kokleanın yüksek impedansı ile havanın düşük impedansı burada birleştiği için orta kulak bir impedans eşleştirme aygıtı olarak etkinlik göstermektedir.

İmpedansın eşleştirilmesi, üç şekilde gerçekleşmektedir. İlk ve en önemli faktör, timpan membranın etkin vibrasyon alanından yaklaşık 17-20 kat daha geniş olmasıdır. İkinci faktör ise, kemikçik zincirinin manivela etkisini kapsamaktadır. İnkus, uzun kolu manubrium mallei ve malleus boynundan 1,3 kat daha kısadır. Üçüncü ve daha az önem taşıyan diğer bir faktör ise, timpan membranın iç bükey şeklindedir. Bu üç faktörün birleşmesinin sonucunda, yaklaşık 25-30 dB'lik bir basınç artışı ortaya çıkmaktadır.

İşitme işlevi, koklea kökenli empedanstan olduğu kadar aynı zamanda kafa, dış kulak ve orta kulağın kombine akustik özelliklerinden de etkilenmektedir. Kafa, dış kulak ve orta kulağın akustik özelliklerinin kombine etkisi ve kokleanın giriş empedansının, işitme fonksiyonu üzerinde önemli etkisi bulunmaktadır. Örneğin, bu faktörler işitebilirlik eğrisinin şeklini dolayısıyla insan işitmesinin frekans aralığını belirlemektedir. Örneğin, insanlar yaklaşık 20 kHz'den daha yüksek frekansları yakalayamamakta ve tanıyamamaktadır. Bunun en önde gelen nedeni insanlarda 20 kHz üzerindeki frekansların orta kulak aracılığıyla etkin bir biçimde kokleaya iletilmemesidir. Yine düşük frekanslı enerji de kokleaya iletilmemekte ve enerji konsantrasyonu en belirgin biçimde 3-4 kHz aralığında toplanmaktadır. Böylelikle, bu akustik özellikler birincil olarak kokleanın bazal bölgesindeki yüksek frekanslı işitme kayıplarının oluşumu için yoğun düşük frekanslı seslerin yeterliliğinden sorumludur.

İnsan kokleası; skala vestibuli, skala media ve skala timpani adı verilen üç bölümden oluşan, yaklaşık 25 mm uzunluğunda salyangoz gibi sarmal tarzda kemik kanallardan ibarettir. Skala vestibuli ve timpani, 4 mEq/L sodyum konsantrasyonlu perilyf sıvısını içermektedir; bu içeriğiyle ekstrasellüler sıvıya benzemektedir. Skala media, reisner membranı, baziler membran, kemik spiral

lamina ve lateral duvar ile çepeçevre sınırlandırılmıştır. Scala media ise 144 mEq/l potasyum ve 13 mEq/L sodyum konsantrasyonlu, intrasellüler sıvıya benzeyen endolenf içermektedir. Skala media, tabandan apekse doğru yavaşça düşen yaklaşık 80 mV 'lık bir pozitif direk akım dinlenme potansiyeline sahiptir. Bu endokoklear potansiyel, koklea lateral duvarını kaplayan ağır ölçüde damarlanmaya sahip stria vaskularis tarafından üretilmektedir. Stria vaskularisin özelleşmiş tipteki hücrelerinde yer alan sodyum-potasyum-adenozin trifosfat (Na-K- ATPaz) pompaları, bu potansiyele katkıda bulunmaktadır.

Akustik enerji, kokleaya, oval penceredeki stapes tabanının piston benzeri hareketleri ile erişmekte ve direkt olarak skala vestibulinin perilenfi ile eşleşmektedir. Skala vestibulinin perilenfi, skala timpaninin perilenfi helikotrema adı verilen koklea apeksindeki küçük bir açıklık aracılığıyla bağlantı içindedir. Korti organı, baziler membran ve kemikli spiral laminaya dayanmaktadır. Baziler membranın eni, bazal kıvrımda yaklaşık 0,12 mm genişliğinde iken apekte yaklaşık 0,5 mm 'ye erişmektedir.

Korti organının önemli bileşenleri; dış ve iç tüylü hücreler (Deiters, Hensen, Claudius), tektorial membran ve retiküler laminadır. Destekleyici hücreler, korti organı için yapısal ve metabolik destek sağlamaktadır. Deiters hücrelerinin falangeal prosesleri retiküler laminanın sıkı hücre kavşaklarını oluşturmaktadır. Korti organında bulunan dış ve iç tüylü hücreler, mekanik (akustik) enerjinin elektriksel (nöral) enerjiye dönüştürülmesinde önem taşımaktadır. Dış tüylü hücreler, iç tüylü hücrelerden morfolojik olarak ve nöral innervasyonu bakımından farklılık göstermektedir. Koklear sinirin hücre gövdesi olan spiral gangliyon, beyin sapının koklear nükleusuna akson göndermekte, dendritleri ise kemiksi spiral lamina aracılığıyla temporal kemikte ilerlemektedir. Koklear sinire ait 50000 nöronun %90-95 'i direkt olarak iç tüylü hücrelerle sinaps yapmaktadır. Bunlar Tip 1 nöronları olarak adlandırılmaktadır. Aksine, 50000 nöronun %5-10'luk bir bölümü ise dış tüylü hücreleri innerve etmektedir (Tip 2 nöronlar). Her bir Tip 2 nöron, yaklaşık 10 dış tüylü hücreyi innerve etmek üzere kollara ayrılmaktadır. Kokleanın afferent innervasyon düzenine ek olarak, ipsilateral ve kontralateral superior olivar kompleksten kaynaklanan yaklaşık 1800 efferent lif kokleaya erişmektedir.

Koklea içindeki enerji dönüşümü, akustik enerjiyle başlayan stapesin hareketlenmesine yanıt olarak baziler membranın hareketlenmesi tarafından başlatılmaktadır. Baziler membranın hareketlenme şekli, uzunlamasına ilerleyen

dalgalar şeklindedir. Bazal kıvrımda yer alan baziler membran, apikal kıvrımda yer alana kıyasla daha gergindir. Baziler membranın sertlik bileşeni membranın uzun eksenini boyunca sürekli şekilde dağıtılmaktadır. Bu nedenle, uzunlamasına dalgalar sürekli olarak tabandan apekse doğru ilerlemektedir. Baziler membrandaki hareketlenmelerin maksimal amplitüdü, akustik uyarının frekansının bir fonksiyonu olarak değişkenlik göstermektedir. Yüksek frekanslı seslerin etkisiyle beliren dalga (örneğin 10 kHz) kokleanın taban bölgesinde(bazal kıvrımda) beliren maksimal amplitüde sahiptir. Düşük frekanslı seslerle ortaya çıkan (örneğin 125Hz) dalgalarda apikal bölgede maksimuma ulaşmaktadır. Yüksek frekanslı sesler tarafından üretilen dalgalar kokleanın apikal bölgesine ulaşmazken düşük frekanslı ses dalgaları baziler membranın hemen hemen uzunluğu boyunca ilerlemektedir.

Baziler membranda mekanik ilerleyen dalgadaki ince ayarlı tepelerin oluşumu, koklear amplifikatör adı verilen (koklear düzenleyici) mekanizması, belirli bir koklea bölümünde, en hassas olduğu frekans civarındaki basiler membran bölümlerinin hareketlenmesini güçlendirici etkide bulunan dış tüylü hücrelerin aktivitesinin sonucudur. Bu güçlendirme, kokleanın ince frekans seçici yetenekleri ile kokleanın duyarlılığına ve oldukça yavaş sesleri tespit etme yeteneğine katkıda bulunmaktadır.

Kokleadaki aktif bir süreci tanımlamak için kullanılan koklear amplifikatör kavramı otoakustik emisyon test tekniği tarafından desteklenmektedir. Bu, kulağa kısa süreli bir sinyal verildiğinde dış kulak kanalı içinde kaydedilen ve kokleadan ortaya çıkan ekoya benzeyen bir yanıttır. Ortaya çıkan enerjinin kısa süreli sinyalin enerjisinden daha büyük olması nedeniyle, altında yatan aktif bir mekanizma olarak koklear amplifikatör mekanizmasının bulunduğu sanılmaktadır. Koklear amplifikatöre katkıda bulunabilecek faktörler arasında dış tüylü hücrelerin motilitesinin dışında sterosilia ile tektorial membranın mekanik özellikleri de sayılabilir.

Koklear amplifikatör mekanizması, tüylü hücrelerin elektrik sinyallerine tepki olarak kasılma ve uzama yeteneklerine dayandırılmaktadır. Bu özelliğe somatik elektromotilite adı verilmektedir. Dış tüylü hücrelerinde mevcut olan prestin adı verilen bir protein tanımlanmıştır ve bu proteinin dış tüylü hücrelerin motor proteini ve tüylü hücrelerin elektromotilitesinin güç kaynağı olduğu düşünülmektedir. Diğer bir bakış açısı da, hızlı hareket eden potasyum ve kalsiyum iyon kanallarının koklear amplifikatör sistemin ve regülasyonunun temeli olduğu varsayımına

odaklanmaktadır. Üçüncü bir yaklaşım ise, bir tüylü hücre dahilindeki motor proteinleri koleksiyonunun hücrenin elastik özelliklerine bağlı salınım oluşturabileceğini öne sürmektedir (37).

2.4.4. İşitme Kayıplarının Sınıflandırılması

İşitme kaybının özelliği kişiden kişiye değişir ve birçok faktöre bağlıdır. İşitme kaybının çeşitli şekillerde sınıflandırılması mümkündür (38):

1. İşitme kaybının şiddetine göre: hafif, orta, orta-ileri, ileri ve çok ileri
2. Ortaya çıkış zamanına göre: prenatal, perinatal, postnatal
3. Konuşmanın edinilmesiyle ilişkili olarak: prelingual, perilingual, postlingual
4. Patolojinin yerleştiği bölgeye göre: İletim, sensorinöral, mikst, santral ve fonksiyonel tip işitme kayıpları

2.4.4.1. İşitme Kaybının Patolojinin Yerleştiği Bölgeye Göre Sınıflandırılması

Hava yolu işitme eşikleri ile kemik yolu işitme eşikleri arasında 5 dB'i aşan farklar varsa ve kemik yolu işitme eşikleri normal sınırlarda yer alıyorsa, işitme kaybının "iletim tipi işitme kaybı" olduğu söylenebilir. Çünkü iç kulak cevabı normal sınırlar arasında yer alırken, hava yolu işitme eşikleri, bu cevabın şiddet olarak üzerine çıkmıştır. Yani; sesin iç kulağa iletilmesi aşamasında bir sorun olduğu düşünülmelidir

Hava yolu işitme eşikleri normal sınırların dışına çıkmış ve kemik yolu işitme eşikleri, hava yolu işitme eşikleri ile çakışık (aynı) elde edilmişse, işitme kaybının "sensörinöral işitme kaybı" olduğu söylenebilir. Burada, iç kulak cevapları ile hava yolu cevapları aynı olduğu için, hava yolunda sesin iletimini olumsuz etkileyecek bir faktörden söz edilemez. İşitme kaybı, iç kulakta veya işitme sinirinde oluşan bir lezyondan kaynaklanmaktadır.

Kemik yolu işitme eşikleri normal değerlerin dışına çıkmış ve hava yolu işitme eşikleri ile arasında 5 dB'i aşan aralık varsa, "mikst tip işitme kaybı" olarak tanımlanır. Ölçümler 500 Hz ile 4000 Hz arasındaki frekanslarda yapılır. Bu frekansların altında veya üzerindeki frekanslarda verilen uyarının titreşim olarak algılanma riski olduğu için, bu aralıkta kemik yolu işitme eşiklerine bakılmaz.

2.4.4.1.1. İletim Tipi İşitme Kaybı: Aurikula, dış kulak kanalı, timpan membran ile orta kulak kavitesini, kemikçikleri veya kaslarını tutan patolojiler, kokleaya erişen

seslerin şiddetinde yarattığı azalmayla birlikte iletim tipi işitme kaybına neden olmaktadır.(38)

2.4.4.1.2. Sensorinöral Tip İşitme Kaybı: Kokleada ve/veya koklear sinir ve işitme yollarındaki patolojilere bağlıdır. Sensorinöral işitme kaybının sensoriyel kökenli mi, yoksa nöral kökenli mi olduğunu salt saf ses odyometri verileriyle belirlemek genellikle zor olduğundan, her iki organın patolojisi birlikte bulunsun ya da bulunmasın, bu tip işitme kayıpları genel olarak sensorinöral olarak tanımlanır (38).

2.4.4.1.3. Mikst Tip İşitme Kaybı: İletim ve sensorinöral işitme kaybına neden olan patolojilerin aynı kulakta bir arada bulunması halinde mikst tip işitme kaybından söz edilir (38).

2.4.4.1.4. Santral Tip İşitme Kaybı: İşitsel sinir sisteminin özellikle korteks bölümünü tutan patolojilerde ortaya çıkan konuşmayı anlama zorluğudur. Çaprazlaşan ve çaprazlaşmayan işitsel afferent yolların varlığından dolayı, unilateral santral patolojilerde saf ses eşiklerde belirgin bir etkilenme beklenmez (38).

2.4.4.1.5. Fonksiyonel (Organik Olmayan) Tip İşitme Kaybı: İstemli veya psikik kökenli olabilir. İşitme kaybı yakınması olan hastada usulüne uygun yapılan subjektif ve objektif işitme ölçüm yöntemleriyle işitme kaybı olmadığı veya yakınmayı açıklayacak düzeyde bir patoloji bulunmadığı halde, hastanın kendisinde işitme kaybının bulunduğu inandığı veya çevresini inandırmaya çalıştığı durumlardır(38).

2.4.4.2. İşitme Kaybının Şiddetine Göre Derecelendirilmesi

Derecelendirme her iki kulak için hava yolu saf ses ortalamalarına (SSO) dayanılarak yapılır. SSO değerleri;

25 dB HL'nin altında, normal işitme: Eşik ortalaması 16–25 dB HL düzeyinde olduğunda anadilini öğrenmekte olan çocuklarda sıklıkla, erişkinlerde ise özellikle gürültülü ortamlarda konuşmayı anlamada sorun çıkabilir.

16-40 dB HL'de, hafif işitme kaybı: Konuşmanın anlaşılabilirliği üzerinde önemli katkısı olan bazı sessizleri anlama güçlüğü bulunabilir. Bebeklerde sözel iletişime olumsuz etkileri bulunabilir.

41-55 dB HL'de, orta derecede işitme kaybı: Normal mesafeden konuşma sesini anlamada sorun beklenir.

56-70 dB HL’de, orta-ileri derecede işitme kaybı: Yüksek sesle konuşulanları anlamada sıklıkla sorun olabilir. Cihaz kullanmayan çocuklarda konuşmanın anlaşılması beklenmemelidir.

71-90 dB HL’de, ileri derecede işitme kaybı: Konuşulanları anlamak için yüksek sesle bağırarak veya sesin işitme cihazıyla amplifikasyonu zorunludur. İleri derecede bilateral işitme kaybı olan çocuklarda dil gelişimi önemli oranda sorunludur. Konuşma seslerinin bir kısmı duyulsa bile anlamakta güçlük çekilir.

90 dB HL’yi aşan eşiklerde, çok ileri derecede işitme kaybı: Konuşulanları anlamak için sesin işitme cihazları aracılığıyla yükseltilmesi de iletişimi sağlamak için yeterli olmaz. Her iki kulakta uygun işitme cihazını kullansalar bile bilateral çok ileri derecede işitme kayıplı çocukların konuşmayı anlamaları zordur. Bu gruptaki hastalar iletişim kurabilmek için dudaktan okuma ve koklear implantasyona gereksinim duyarlar (38).

Günlük pratikte genel olarak kullanılan derecelendirme daha önce belirtildiği gibi olsada, Dünya Sağlık Örgütü, Avrupa Komisyonu, Amerikan Standartları Enstitüsü ve İngiltere Kraliyet Ulusal Sağırlık Enstitüsü gibi kuruluşların yaptığı sınıflamalar Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1. İşitme kaybı derecesinin sınıflandırılması (39)

	Normal İşitme	Hafif derece işitme kaybı	Orta derece işitme kaybı	Orta-İleri derece işitme kaybı	İleri derece işitme kaybı	Çok ileri derece işitme kaybı
WHO (0.5, 1, 2 ve 4 kHz)	≤25	26-40	41-60		61-80	≥81
EU (0.5, 1, 2 ve 4 kHz)	≤20	21-39	40-69		70-94	≥95
ANSI (0.5, 1 ve 2 kHz)	≤26	27-40	41-55	56-70	71-90	≥91
RNID		25-39	40-69		70-94	≥95
BSA (0.25, 0.5, 1, 2 ve 4 kHz)		20-40	41-70		71-95	>95
NIDCD (0.5, 1, 2 ve 3 kHz)	≤25		≈40		≥75	

WHO; Dünya Sağlık Örgütü, EU; Avrupa Komisyonu, ANSI; Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü, RNID; İngiltere

Kraliyet Ulusal Sağırlık Enstitüsü, BSA; İngiliz Odyoloji Topluluğu, NIDCD; Sağırlık ve Diğer İletişim Bozuklukları Ulusal Enstitüsü

2.5.5. Gürültüye Bağlı İşitme Kaybının Gelişimi

Maruz kalınan ses seviyesine bağlı olarak periferik işitme son organında geri dönüşümlü ya da kalıcı hasar meydana gelebilir. Geçici eşik kayması (Temporary treshold shift- TTS) olarak ifade edilen geri dönüşümlü kayıp orta derecede şiddetli

seslerle karşılaşıldığında meydana gelir. TTS ile ilişkili işitme problemleri özellikle 3-6 kHz frekansları içeren yüksek frekanslarda eşiklerde artış şeklinde gelişir. TTS durumuna sıklıkla işitme kaybına tinnitus, yüksek sese tahammülsüzlük, boğuk sesler ve diplakuziden oluşan diğer semptomlar eşlik eder. Maruz kalma süresine bağlı olarak, TTS iyileşmesi dakikalar içinde olabileceği gibi saatlerce veya günlerce sürebilir. Bu durumla ilgili olarak yapılan araştırmalarda yeni bulgular tüylü hücrelerin 48 saatlik bir dönemde tepeden tabana kadar ultrastruktürlerinin yeniden oluşturabilme yeteneğine sahip olduklarını göstermiştir (40). Bununla birlikte gürültüye maruziyet devam ederken, kendini tamir etme mekanizmasını aşacak kadar ciddi hasar oluşursa, farklı fakat direkt mekanik ayrılma, muhtemelen koklear kanalın yapısal çatısındaki küçük parçalanmalardan endolenf ve perilenfin toksik olarak karışımına neden olarak (41) tüylü hücrelerin ve bunlara uyan sinir liflerinin kaybını içeren sekonder etkilere yol açar. Gürültüye maruz kalımdan sonra, TTS eğer yeniden aşırı sese maruz kalmadan iyileşmezse, kalıcı eşik kayması (permanant threshold shift-PTS) olarak ifade edilen işitmede kalıcı bir değişiklik meydana gelebilir (30, 42).

PTS'de kokleanın önemli elemanlarında kalıcı yapısal hasar meydana geldiğinden, işitme eşiklerindeki yükselme geri dönüşümlü değildir. Gürültüye maruz kalmaya bağlı TTS ve PTS işitme kaybı evreleri arasındaki kesin ilişki bilinmemektedir. Bununla birlikte son zamanlarda yapılan birçok çalışmada, geçici veya kalıcı GBİK oluşumundaki temel olayların birbiriyle ilişkili olmadığı sonucu ortaya konmuştur (43, 44). Örneğin, Nordman ve ark. (44) TTS ve PTS gürültü hasarının histopatolojik bulgularının farklı olduğunu göstermişlerdir. TTS maksimum etkilenen frekans bölgesindeki destek sütun cisimlerindeki bükülme ile ilişkilidir. Bunun aksine, PTS ile sürekli ilişkili olan morfolojik bozukluklar fokal tüylü hücre kaybı ve bunlara giden sinir liflerinin uçlarında tam dejenerasyon şeklinde olduğunu göstermişlerdir.

Akustik aşırı uyarının neden olduğu PTS iki gruba ayrılır. Akustik travma olarak adlandırılan tip, çok şiddetli kısa süreli bir sese maruz kalındığında oluşur ve ani işitme kaybı ile sonuçlanır. Diğer tip işitme kaybı ise sıklıkla GBİK olarak adlandırılır ve akustik travma yaratan ses şiddetinden daha düşük şiddetteki seslere kronik olarak maruz kalma sonucu oluşur (42, 45). Akustik travmanın semptomlarının ve iyileşmesinin altında yatan anatomik süreçler hakkında GBİK'e göre fazla şey bilinmektedir. Bunun nedeni akustik travma uygulayarak yapılan

çalışmaların, kronik gürültü maruziyeti uygulayarak yapılan çalışmalara göre daha kolay ve uygulanabilir olmasıdır.

Gürültüyle tek bir kez karşılaşmak periferik işitme organında, özellikle kulak zarı, kemikçikler ve korti organında direkt hasar ile sonuçlanabilir. Bunun aksine, daha düşük şiddetteki gürültüye düzenli olarak maruz kalmak, işitme azlığının diğer yaygın semptomları ile birlikte sonunda kaçınılmaz olarak işitme seviyesinde artışa yol açan koklear elemanların yavaş ilerleyen harabiyetiyle sonuçlanır (45, 46).

GBİK mekanizması Korti organındaki tüylü hücre destrüksiyonunu içermektedir. Kronik olarak yüksek sese maruziyette öncelikle yüksek frekanslardan sorumlu tüylü hücreler etkilenmektedir. Zaman içerisinde gürültüye maruziyet devam ettikçe hem yüksek hem düşük frekanslarda kranial ileti bozulmaktadır (45).

GBİK'de anatomik hasarın başlıca yeri, işitme sistemi uç organının mekanik duyu reseptörleri seviyesindedir. Yüksek sese maruziyette, iç kulak yapılarından en hassas olan yapı, kokleanın dış tüylü hücreleridir (47, 48). Erken evrelerde en fazla dış tüylü hücreler etkilenir, yüksek şiddetteki ses korti organının iç ve dış tüylü hücrelerine zarar verir (42, 45, 47, 49). Normal bir insan 16000 tüylü hücre ile doğarken, ölçülebilir işitme kaybı tesbit edilmeden önce bu tüylü hücrelerin %30-50'sinin hasarlandığı gösterilmiştir (50).

Erken dönemde gürültü şiddete bağlı olarak geçici bir işitme kaybına neden olmakta, bu da gürültü sonrası odyometrik incelemelerle genellikle tespit edilememektedir. Literatürde dış tüylü hücrelerde çeşitli regresyon mekanizmaları öne sürülmektedir; Schneider ve ark. (40) 2002'de yaptıkları çalışmalarında bu değişimin 48 saat içinde geliştiğini öne sürmektedir. İşitme seviyelerinin dış tüylü hücre onarımıyla normale dönmesi; bu iyileşme süresince travmatik seslere maruz kalınmazsa hızlanacaktır.

Çok şiddetli akustik uyarının olduğu durumlarda destek hücre elemanları da direkt olarak etkilenebilir. Gürültü, maruz kalınan uyarıların fiziksel özelliklerine bağlı olarak, tüylü hücrelerde değişen oranlarda zarara neden olur. Bu zararlar subsellüler bölgelerdeki minimal değişikliklerden (örneğin stereosilier demetleri oluşturan siliaların birleşmesi ya da eğilmesi) total harabiyete kadar uzanan bir spektrumdadır. Kokleadaki dejeneratif süreç ya da yapısal değişiklikler önemli bir seviyeye ulaştığında, buna bağlı işitme yeteneğinde bir azalma oluşabilir (49).

Gürültüye bağlı işitme kayıplarının erken döneminde odyogramda 3000-4000 Hz'de düşüş (51), kokleanın bazalinde yerleşim gösteren korti organının (52) saçsı hücrelerindeki dejenerasyonla ilişkilidir. GBİK genellikle bilateral ve sensorinöral

karakterdedir; odyolojik incelemede karakteristik olarak “4000 Hz çukuru” gözlenir. Gürültü etkisinde kalma devam ederse daha düşük ve daha yüksek frekanslar da etkilenir. Kelime anlama skorları, 3000 Hz’in altındaki frekanslar etkilenene kadar anlamlı olarak değişmez. Av tüfeği kullanımı gibi unilateral kayıplar ise, ses kaynağının lateralize edilebildiği durumlarda gözlemlenir.

GBİK odyogramlarında saptanan tipik 4000 Hz çukuru;

1. DKY rezonatör etkisine (53),
2. Akustik reflekslerin düşük frekanslarda iç kulağı korumasına,
3. Kokleanın bazal turundaki dış tüy hüçelerinin daha hassas olmasına,
4. Orta kulağın alçak frekanslarda lineer özellik gösterip yüksek frekanslarda lineer özellik göstermemesine bağlıdır (30, 42, 53, 54).

2.4.6. İşitmenin Değerlendirilmesi

2.4.6.1. Saf Ses Odyometrisi

İşitme kaybının tanısında kullanılan en temel araç odyometredir. Odyometre belli temel bileşenleri içermektedir. Ses üreten bir kaynak, uyarıcı enerjisini yükselticisi, enerjinin artmasına veya azalmasına izin veren ses kontrol ve kulaklıklardan oluşmaktadır. Odyometreler, genellikle 125 ile 12000 Hz arasında sinyal üretirler. Odyometrelerde saf ses uyarıcının yanı sıra, dar bant gürültü veya beyaz gürültü kullanılabilir. Odyometri testinde, kişiye farklı frekanslarda ve farklı şiddet seviyelerinde sesler sunulur. Kişinin; zamanın %50 sinde verilen uyarana doğru cevap verdiği en düşük şiddet, işitme eşiği olarak belirlenir (55).

Saf ses odyometrisinde, hava yolu ve kemik yolu işitme eşikleri belirlenir (55, 56, 57). Hava yolu işitme eşikleri genellikle standart TDH-39 kulaklıklar kullanılarak yapılmaktadır. Kliniklerde genellikle 125 ile 8000 Hz arasındaki frekanslarda ölçüm yapılmaktadır. Kulaklıklar takıldıktan sonra teste iyi kulaktan başlanır. Teste başlangıç frekansı 1000 Hz’dir. Sağ ve sol kulak için işitme eşikleri ayrı ayrı test edilir. Her iki kulak için elde edilen işitme eşiklerinin gösterildiği grafiğe odyogram denilir (55, 56, 57). İşitme eşikleri odyogram üzerinde işaretlenir. Kemik yolu işitme eşiklerinin tespitinde kemik iletim vibratörü olan Radio Ear B71 veya B72 kullanılmaktadır. Kemik yolu işitme eşikleri 500 Hz ile 4000 Hz arasındaki frekanslarda ölçülür. Kemik iletim vibratörü odyometre ile bağlantılı olup mastoid kemik üzerine yerleştirilir. Bu vibratör ile kafatasında oluşan titreşimler kokleaya ulaşmaktadır (55, 57).

Kemik yolu işitme eşiklerinin belirlenmesinde amaç işitme kaybının tipinin belirlenmesidir. Hava ve kemik yolu işitme eşikleri 20 dB' den daha iyi ve hava yolu işitme eşikleri ile kemik yolu işitme eşikleri arasında 5 dB 'i aşan fark varsa iletim tipi işitme kaybı, hava ve kemik yolu işitme eşikleri normal değerlerin altında olup ve hava kemik aralığı mevcut ise mikst tip işitme kaybı, hava ve kemik aralığının olmadığı ve eşiklerin normal değerlerin altında olduğu durumlar sensorinöral işitme kaybı olarak isimlendirilir (57).

2.4.6.2. Yüksek Frekans Odyometrisi

Konuşmanın algılandığı en önemli frekans aralığı olan 500- 2000 Hz yelpazesinin dışında 8000- 20,000 Hz aralığı taranarak işitme kayıpları saptanır. Yüksek frekans odyometrisi son yıllarda çeşitli amaçlarla kullanılmış, özellikle ototoksisite, gürültü etkisi ve presbiakuziste tanı ve takipte başarılı olmuştur. Özellikle ilaç kullanımına bağlı işitme kayıplarının erken tanısında kullanılmaktadır. Bazı antibiyotikler ve kemoterapötik ajanlar ototoksik etki gösterebilir. Bu ilaçlar, öncelikle bazal tura etki ederler ve yüksek frekanslarda kayıplar görülür. Aynı şekilde gürültüye bağlı işitme kaybında da benzer bir durum söz konusudur (30).

2.4.6.3. Otoakustik Emisyonlar

David Kemp 1978 yılında, sağlıklı kulağın ürettiği ve kulak zarının önüne yerleştirilen çok hassas mikrofonlar yardımıyla kaydedilebilen çok düşük seviyeli seslerin olduğunu göstermiştir (29, 30, 58). Kemp bu düşük seviyeli akustik sinyallerin kokleanın dış tüylü hücrelerince üretildiğini ve sağlıklı bir iç kulağın nonlineer işlemlerinin sonucu olduğunu ortaya atmıştır (29, 59). Otoakustik emisyonlar (Otoacoustic Emission, OAE) klik yani geniş band ses uyaranları veya transient ses uyaranları ile meydana gelebileceği gibi herhangi bir uyaran olmadan spontan olarak da saptanabilir (30).

Spontan Otoakustik Emisyonlar, dışardan herhangi bir uyaran verilmeksizin kulak kanalından elde edilen düşük seviyeli akustik sinyallerdir. Normal işiten insanların %50'si ile %70'inden elde edilir (29).

Uyarılmış Otoakustik Emisyonlar, keşfedildikten sonra işitsel fonksiyonu tüylü hücrelerden işitsel kortekse kadar değerlendirmek ve analiz etmek kolaylaşmıştır (29). Normal kokleada bulunan frekansa spesifik dış tüy hücreleri, gelen ses uyarısını iletmek için titreşir. Sağlıklı bir kulakta dış tüy hücrelerinin titreşimleri sesli uyaranla artar ve artan titreşim enerjisi kokleadan orta kulağa doğru taşar.

Otoakustik emisyon ile bu enerji dış kulak yoluna yerleştirilen duyarlı bir mikrofon ve hopperlör aracılığıyla kaydedilir.

İşitme taramasında en çok kullanılan iki uyarılmış otoakustik emisyon formu vardır. Bunlar distorsiyon ürünü otoakustik emisyonlar (Distortion Product Otoacoustic Emissions, DPOAE) ve transient otoakustik emisyonlar (Transient Evoked Otoacoustic Emissions, TEOAE)' dir. Her iki yöntem de yenidoğan taramalarında başarıyla kullanılır (60).

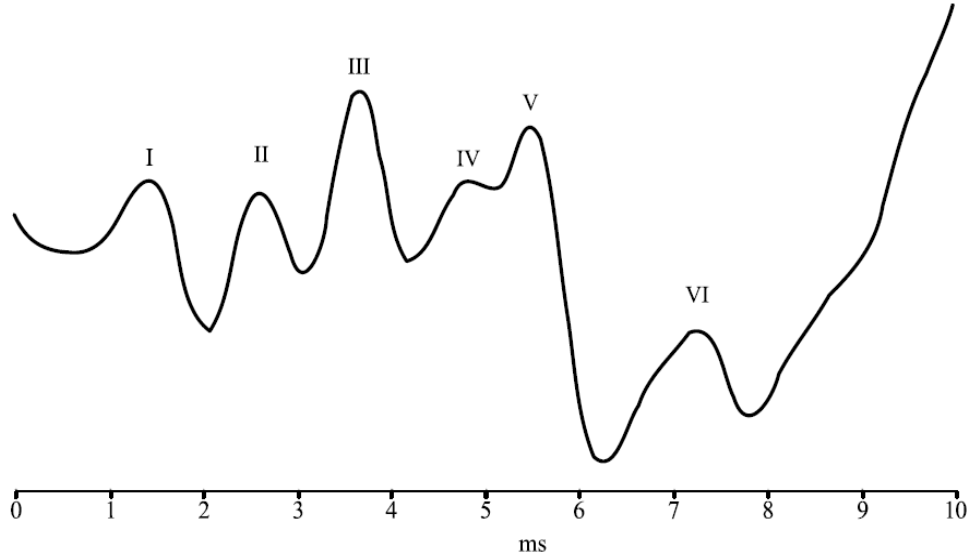
Otoakustik emisyon tekniğinin özellikle yenidoğanlarda ve küçük bebeklerde işitme kaybının taranması, potansiyel ototoksik ilaç veya benzeri etki altındaki hastalarda işitmenin monitorizasyonu, santral işitsel patoloji düşünülen hastalarda koklear yanıtın açığa çıkarılması, işitsel nöropati hastalarının tanınması, organik olmayan işitme kayıplarının belirlenmesi, otistiklerde, mental retardasyonu olan hastalarda koklear işitme kaybının anlaşılması ve gürültüye bağlı koklear işitme kaybının erkenden tanınması gibi kullanım alanları mevcuttur. (38)

2.4.6.4. İşitsel Beyinsapı Cevabı (İBC)

Saf ses odyometrisi dışında işitsel fonksiyonu değerlendirmede en sık kullanılan objektif yöntemler arasında işitsel uyarılmış potansiyeller yer almaktadır. İşitsel uyarılmış potansiyeller, işitsel yolların fiziksel fonksiyonunu invaziv olmayan şekilde değerlendiren ölçümlerdir. İşitsel uyarılmış potansiyeller, elektrotların kafa derisinin belirli bölgelerine yerleştirilmesi ve işitsel uyarının verilmesiyle birlikte işitme siniri, beyinsapı ve korteks düzeyinde oluşan değişikliklerin kaydedilmesidir (61, 62, 63). Kaydedilen dalga formları birçok tepe içerir ve bu dalgalar işitsel yolların farklı bölgelerinden elde edilen nöral aktivasyonu yansıtır.

İşitsel uyarılmış potansiyeller arasında en sık kullanılanı İşitsel Beyinsapı Cevabı (İBC) testidir. İBC, işitme siniri ve beyinsapındaki elektriksel akımın senkronize aktivitesini kaydeden elektrofizyolojik bir test yöntemidir (57, 64, 65, 66). Verilen akustik uyarını takiben ilk 10 ms içinde ortaya çıkan cevaplar işitsel beyinsapı cevabı olarak adlandırılır (55, 67). İlk kez Sohmer ve Feinmesser tarafından 1967 yılında kaydedilmesine rağmen, 1970'li yılların başlarında Jewett ve Wilinon tarafından tanımlanmıştır (68). Genellikle yedi tepe yapmasına karşın, nörodiagnostik tanıda çoğu zaman sadece I'den V'e kadar olanlar dikkate alınır. İşitsel beyinsapı cevabı, beş temel dalgadan oluşmaktadır. I. ve II. dalga işitme sinirinden kaynaklı olup, I.dalga işitme sinirinin distal kısmından, II. dalga 8. Sinirin proksimal kısmından kaynaklandığı düşünülmektedir. III. Dalga koklear çekirdek ve

koklear çekirdeğe giren sinir liflerinden doğar. IV. dalga Süperior Olivary Kompleks'in medial çekirdeğinden kaynaklandığı düşünülür. V. Dalga'nın pozitif dalgası lateral lemniskus'tan, negatif dalgası ise inferior kollikulus'tan kaynaklandığı ileri sürülür. VI. Dalga Korpus genikulatum mediale (talamus)'den, VII. Dalga Talamokortikal bölgeden kaynaklanır (55, 62, 64, 67, 68). İBC dalga formu Şekil 6'da gösterilmektedir.



Şekil 6. İBC dalga formu

İBC ölçümlerinde ve analizinde V. dalga önem taşımaktadır. V.dalga yüksek amplitüdü olup kendinden hemen sonra gelen vadisi ile tanınır. V.dalğanın elde edildiği en düşük şiddet seviyesi eşik olarak tanımlanır (62).

İBC; objektif bir teknik olmasına rağmen, tekniğin uygulanmasında ölçümleri etkileyen çeşitli faktörler ortaya çıkabilir. Testin içeriğinin yorumlanması açısından önem taşıyan bu faktörler; denekle ilgili olan, kullanılan uyarıcı ve test parametreleri ile ilgili olan ve testi yapan kişiye bağlı olan faktörler olarak sınıflandırılabilir.

İBC kaydı sırasında elektrotların konumları, kaydedilen cevabın kalitesini etkiler. Elektrot yerleşim noktaları Uluslararası 10-20 Elektrot Standartlarına göre uygulanmaktadır (62, 68). Uyarılmış potansiyellerin kaydı sırasında kullanılan elektrot sayıları ve yerleşim yerleri değişkenlik göstermekle birlikte daha çok üçlü veya dördü elektrot düzenlemesi tercih edilmektedir. Üçlü kayıta; Cz (verteks) noninverting elektrot, mastoid/kulak memesi inverting elektrot, alın bölgesi toprak elektrot olarak seçilmektedir. Dördü kayıta ise, her iki mastoid/kulak memesi

kullanılmakta böylece hem ipsi hem de kontralateral kayıt yapma şansı sağlamaktadır (62).

İBC kaydı sırasında TDH-39 model kulaklık ya da ER-3A kanal içi kulaklık tercih edilmektedir. Hall (1992) ER-3A kanal içi kulaklığın uyaran artifaktının erken İBC dalgalarını bozma ihtimalini büyük ölçüde azalttığını belirtmektedir. THD kulaklıkların kafatası kemikleriyle temas ederek kulaklar arası etkileşime sebep olması ve özellikle yenidoğanlarda dış kulak yolunun kollabe olmasına sebep olabilmesi gibi dezavantajları nedeni ile yanlış ölçümlere yol açabilmektedir (62). Yapılan çalışmalarda, İBC ölçümlerinde ER-3A kanal içi kulaklık kullanımının hasta ve klinisyen açısından daha konforlu olduğu savunulmaktadır (67, 69).

İBC testinde uyarıcı tipi olarak klik, tone burst veya tone pip uyarılar, geniş bantlı uyarılar ve dar bantlı uyarılar kullanılmaktadır. İBC kayıtlarında en yaygın olarak kullanılan uyaran tipi ani başlangıçlı klik uyarılardır. Klik uyarılar geniş frekans bandına sahip olmasına rağmen, kokleanın 1 ve 4 kHz bölgesini uyardığı ileri sürülmektedir (64). Elde edilen cevaplar ise çoğunlukla 2 ve 4 kHz frekans bandına aittir (55, 64, 65). Bu nedenle, klik uyarılar frekansa ait bilgi vermediği için işitme kaybı tipi ve derecesinin tespiti hakkında sınırlı bilgi sağlar (64, 65, 70). Frekansa ait bilgi elde etmek için ise, tonal uyarılar tercih edilmektedir. Tonal uyarılar belli bir frekanstaki bölgeyi test etmeye yönelik kullanılan uyaran tipidir (57, 70, 71). Bu tip uyarılar tone burst, tone pip veya chirp olarak adlandırılır. Yapılan araştırmalarda; tanısal değerlendirmede ve odyogram konfigürasyonunu ortaya çıkarmada klik uyarısının tek başına yeterli olmadığı, tonal uyarınlı İBC kullanımının önemi vurgulanmaktadır (72, 73, 74). Stapells ve ark. (1995), normal işiten ve sensorinöral işitme kayıplı infant ve çocuklarda 500, 2000 ve 4000 Hz' de elde edilen tone burst İBC eşiklerini saf ses işitme eşikleri ile karşılaştırmışlardır. İBC eşikleri ile saf ses işitme eşikleri arasında yüksek korelasyon saptamışlardır (75).

İBC kaydı sırasında kullanılan impedanslar ve impedanslar arası kayıtların birbiri ile uyumu önemlidir. Kayıtlar sırasında elektrot impedansları 5000 Ohm'dan düşük olmalıdır. Elektrotları yerleştirme sırasında cildin iyi temizlenmesi ve uygun miktar ve kalitede iletken pasta kullanılması ölçülen impedansları doğrudan etkilemektedir. Kayıt sırasında elektrotlar arası impedanslar önemli olduğu gibi, bu impedansların birbirine yakın değerde olması da önem taşımaktadır (57,62).

İBC yorumlanmasında dalgaların latansları, dalgalar arası latans farklılıkları, dalga amplitüdüleri, V/I dalga amplitüd oranı, kulaklar arası latans farkı, kulaklar arası

şiddet farkı, latans şiddet eğrisi ve dalga morfolojisi önem taşımaktadır. İBC testinde elde edilen eşikler, latans ve amplitüdlerin değerlendirilmesi klinisyenin deneyim ve becerisine bağlıdır. Test sırasında hastanın el, kol, yüz hareketleri ve yutkunması artefakt oluşturarak İBC kaydını bozabilmektedir. Bu nedenle İBC doğal uyku ya da anestezi altında uygulanmaktadır. Yaş, cinsiyet ve matürasyonun İBC üzerinde etkisi mevcuttur (62, 64, 76). Özellikle test ortamı, elektrotların yerleşimleri, düşük impedans, kullanılan kulaklık tipi, uyaran tipi, uyaran süresi, uyaran şiddeti, uyarının sayısı, uyaran polaritesi, ortalama kayıt süresi İBC sonuçlarını etkileyen faktörler arasındadır (62, 63, 76, 77).

İBC; davranım testlerine koopere olamayan küçük çocuklarda, mental retardasyonu olan bireylerde, fonksiyonel işitme kayıplarında, yenidoğan işitme taramasında, işitme eşiği tahmini, intraoperatif izleme, işitme kaybı tipi ve derecesinin belirlenmesinde, beyinsapı lezyonlarının tespitinde, koklear ve retrokoklear patolojilerin ayırıcı tanısında kullanılmaktadır (62, 68).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Kırıkkale Üniversitesi Rektörlüğü Etik Kurul Başkanlığı'nın 24.02.2014 tarih ve 07/01 sayılı izni ile Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesinde gerçekleştirilmiştir.

Çalışmaya Şubat 2013- Ocak 2014 tarihleri arasında Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi Anabilim Dalı polikliniğine başvuran ve yapılan muayenesi sonucunda herhangi bir sebeple baş boyun bölgesine MRG planlanan hastalar çalışmaya dahil edildi. Polikliniğimize başvuran vertigo ve sebebi açıklanamayan tinnitus hastalarında, etyolojide yer alan kulaktaki olası bir patolojiyi ekarte etmek için kontrastlı temporal MRG yapılan ve işitme fonksiyonlarını değerlendirmek için işitme testleri yapılan hastalardan 1.Grup oluşturuldu.

2. Grup ise Nöroloji polikliniğine vertigo, baş ağrısı nedeniyle başvuru muayenesi sonucu kranial MRG planlanan (kontrast madde kullanılmadan) ve kulaktaki olası patoloji açısından tarafımıza danışılan, işitme fonksiyonlarını değerlendirmek için işitme testleri yapılan hastalardan oluşturuldu.

1. Grup 30 kişiden oluşup MRG'sinde kontrast madde kullanılanlar, 2.Grup da 30 kişiden oluşup MRG'sinde kontrast madde kullanılmamış olanlardan seçildi.

1. Grup hastalara MRG sırasında kontrast madde olarak radyolojik görüntüleme de sıkça kullanılan gadodiamid etken maddeli ilacın 0,5 mmol/ml'lik derişiminden her hastaya 10 ml dozda kullanıldı.

Hastaların MRG'si hastanemiz Radyoloji Anabilim Dalı'nda yapıldı.Kontrastlı temporal MRG süresi ortalama 12 dakika, kontrastsız kranial MRG süreside ortalama 12 dakika sürüyordu.

Bütün hastaların MRG öncesinde rutin kulak burun boğaz muayeneleri yapılarak ayrıntılı anamnezleri alındı.

Hastalara Odyoloji ünitemizde MRG öncesi ve MRG sonrası 3 gün zaman dilimi içinde Saf ses Odyometri, Yüksek Frekans Odyometri, Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon (DPOAE) ve İşitsel Beyinsapı Cevabı (ABR) testleri yapıldı.

Odyolojik testlerin sonuçları kaydedilerek, sonuçlar hem MRG öncesi ve sonrası olarak MRG'deki akustik travmanın, hem de baş bölgesine çekilen kontrastlı ve kontrastsız MRG'lerin süresi aynı olduğu için kontrast madde-gadodiamid kullanımının işitme üzerine etkileri istatistiki olarak karşılaştırıldı.

Bu çalışmada katılımcıların verileri ve tüm ölçümler hasta kayıt formuna kaydedilmiştir (Ek-3 A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4)

3.1. Çalışma grubunun seçimi

Çalışmaya dahil edilme kriterleri polikliniğimize başvuran vertigo ve sebebi açıklanamayan tinnitus hastalarında, etyolojide yer alan kulaktaki olası bir patolojiyi ekarte etmek için kontrastlı temporal MRG yapılan ve işitme fonksiyonlarını değerlendirmek için işitme testleri yapılan hastalar ile Nöroloji polikliniğine vertigo, baş ağrısı nedeniyle başvurup muayenesi sonucu kranial MRG planlanan (kontrast madde kullanılmadan) ve kulaktaki olası patoloji açısından tarafımıza danışılan, işitme fonksiyonlarını değerlendirmek için işitme testleri yapılan hastaların; 18-65 yaş arasında olması, otoskopik muayenelerinin doğal olması, her iki kulakta işitme kaybının olmaması kriterler arasındaydı. Doğum kontrol yöntemi kullanmayan ve çocuk doğurma potansiyeli olan kadınlar, gebe kadınlar ve emziren kadınlar çalışmaya dahil edilmedi. MR görüntülemenin kontrendike olduğu (böbrek fonksiyon bozukluğu, klastrofobi, kalp pili ve metal implant öyküsü vs. olan) hastalar, kontrast madde alerji öyküsü olan hastalar çalışmaya dahil edilmedi. Tüm bireyler bilgilendirilmiş gönüllü olur formunu (Ek-1) doldurduktan sonra çalışma başlatıldı.

3.2. Odiolojik testlerin yapılması

Çalışmada yapılan tüm odyolojik testler odyoloji ünitemizde, MRG öncesi ve MRG sonrası, aynı kişi tarafından aynı cihazlar kullanılarak yapılmıştır.

Saf ses odyometrisi ve yüksek frekans odyometrisi Clinical Audiometer AC40 Interacoustics odyometre cihazı kullanılarak yapılmıştır. Uygun ses yalıtımlı odalarda, standart sessiz kabinde (Industrial Acoustic Company Inc., New York, A.B.D.), Clinical Audiometer AC40 Interacoustics odyometre cihazı ile birlikte TDH 39P Telephonics kulaklıklar kullanılarak havayolu eşikleri saptandı. Rodioear B-71 marka kemik vibratör kullanılarak kemik yolu işitme eşikleri saptandı.

Otoakustik emisyon ölçümü için Otodynamics DP Echoport ILO292 OAE SYSTEM kullanılarak DPOAE ölçümü yapıp sonuçlar geçti(+), kaldı(-) olarak kaydedildi.

İşitsel beyinsapı cevabı için Interacoustics EPA 25 Preamplifier kullanılarak ABR ölçümü yapıp V. Dalgadaki işitme eşikleri cihaz tarafından otomatik işaretlenerek sonuçlar kaydedildi.

3.3. MRG yapılması

Manyetik Rezonans Görüntüleme için Radyoloji ünitemizde bulunan Philips Achieva 1,5 Tesla cihazı kullanılarak, görüntüleme sırasında tüm hastalara cihazın kendi kulaklıkları olan Philips marka kulaklıklar takılarak yapılmıştır. Bütün hastalara

MRG öncesinde MRG Bilgi Formu (Ek-2) verilerek görüntülemeler yapıldı.

3.4. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 20 paket programı ile analiz edilmiştir.

Kontrast madde kullanılan ve kullanılmayan gruplarda yapılan ölçüm değerleri arasındaki farklılıklar incelenirken değerlerin normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle Mann Whitney U Testi kullanılmış olup; örneklemin 20 den büyük olması nedeniyle U değerleri yerine standartlaştırılmış z değerleri verilmiştir.

Sağ ve sol kulaklardaki MR öncesi ile MR sonrası ölçüm değerleri arasındaki farklılıklar incelenirken değerlerin normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle Wilcoxon İşaret Testi kullanılmıştır.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup, $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu; $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

3.5. Etik Kurul Onayı:

Çalışma için Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurul Başkanlığı'ndan 24.02.2014 tarih ve 07/01 sayı numarası ile yazılı onay alınmıştır.

4.BULGULAR

Çalışmamızda 18-65 yaş arası temporal MRG yapılan 30 hastaya, kranial MRG yapılan 30 hastaya, toplamda 60 hastaya MRG öncesi ve sonrası Saf ses Odyometri, Yüksek Frekans Odyometri, Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon (DPOAE) ve İşitsel Beyinsapı Cevabı (ABR) testleri yapıldı.

Çalışmada kontrastlı gruptaki hastalarımızın yaş, cinsiyet, saf ses odyometri, yüksek frekans odyometri, distorsiyon ürünü otoakustik emisyon (DPOAE) ve işitsel beyinsapı cevabı (ABR) testlerinin verileri Ek-3.Tablo A1, A2, A3, A4 'te verilmiştir. Kontrastsız grubunda aynı şekilde verileri Ek-3.Tablo B1, B2, B3, B4 'te verilmiştir.

4.1. Yaş ve Cinsiyet Durumu:

Tablo 2. Yaş Açısından Kонтast Madde Kullanılan Ve Kullanılmayan Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

	Yaş						Mann Whitney U		
	n	Mean	Median	Min	Max	SS	Sıra Ort	z	p
Kontrast	30	43,73	47	20	54	9,76	29,90	0,266	0,790
Kontrastsız	30	44,8	46	19	63	11,45	31,10		
Toplam	60	44,27	46	19	63	10,56			

Yaş açısından kontrast madde kullanılan ve kullanılmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Cinsiyet olarak, kontrastlı grubumuz 13 erkek ve 17 kadın ile kontrastsız grubumuz 11 erkek ve 19 kadın hastadan oluşmaktadır.

4.2. Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon Sonuçları

Çalışmamızda kontrastlı ve kontrastsız gruptaki hastaların sağ ve sol kulağında MR öncesi ve sonrası bakılan Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon (DPOAE) sonuçları testten geçti(+) olarak ölçüldü. Dolayısıyla Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon (DPOAE) yönteminde kontrastlı ve kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen sonuçlar ile MR sonrası ölçülen sonuçlar arasında bir farklılık saptanmamıştır.

4.3. Saf Ses Odyometri ve Yüksek Frekans Odyometri Sonuçları

Tablo 3. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Saf Ses Odyometri Yönteminde 250 Hz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	17,83	15	10	25	4,29	30,50	0,000	1,000
	Kontrastsız	30	17,83	15	10	25	4,29	30,50		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	18,33	20	10	25	4,22	31,02	-0,249	0,803
	Kontrastsız	30	18,17	20	10	25	3,82	29,98		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	17,50	20	10	25	3,41	30,27	0,116	0,908
	Kontrastsız	30	17,67	20	10	25	3,14	30,73		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	18,00	18	10	25	4,66	29,80	0,328	0,743
	Kontrastsız	30	18,33	20	10	25	4,22	31,20		

Saf Ses Odyometri yönteminde 250 Hz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 4. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Saf Ses Odyometri Yönteminde 500 Hz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	17,33	15	5	30	6,53	30,25	0,114	0,909
	Kontrastsız	30	17,50	15	5	30	6,40	30,75		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	19,17	20	5	30	6,31	31,07	-0,262	0,794
	Kontrastsız	30	18,83	20	5	30	6,25	29,93		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	18,67	20	10	30	4,34	30,72	-0,103	0,918
	Kontrastsız	30	18,50	20	10	30	4,58	30,28		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	19,17	18	10	30	6,71	29,77	0,336	0,737
	Kontrastsız	30	19,67	20	10	30	6,29	31,23		

Saf Ses Odyometri yönteminde 500 Hz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 5. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Saf Ses Odyometri Yönteminde 1 kHz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	17,17	20	5	25	5,97	30,92	-0,194	0,846
	Kontrastsız	30	17,00	20	5	25	5,66	30,08		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	19,50	20	5	25	5,78	31,33	-0,388	0,698
	Kontrastsız	30	19,00	20	5	25	5,78	29,67		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	18,33	20	10	30	5,77	30,20	0,139	0,890
	Kontrastsız	30	18,50	20	10	30	5,89	30,80		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	19,00	20	10	25	4,98	31,30	-0,372	0,710
	Kontrastsız	30	18,50	20	10	25	5,11	29,70		

Saf Ses Odyometri yönteminde 1 kHz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 6. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Saf Ses Odyometri Yönteminde 2 kHz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	17,50	15	5	30	6,40	31,48	-0,450	0,652
	Kontrastsız	30	16,83	15	5	30	6,36	29,52		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	18,00	20	5	25	5,81	30,12	0,177	0,860
	Kontrastsız	30	18,33	20	5	25	5,62	30,88		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	17,33	15	10	25	5,83	30,47	0,015	0,988
	Kontrastsız	30	17,33	15	10	25	5,68	30,53		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	17,67	18	10	25	4,69	30,40	0,046	0,963
	Kontrastsız	30	17,67	20	10	25	4,87	30,60		

Saf Ses Odyometri yönteminde 2 kHz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 7. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Saf Ses Odyometri Yönteminde 4 kHz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	17,83	20	5	30	6,25	30,68	-0,084	0,933
	Kontrastsız	30	17,67	20	5	30	6,40	30,32		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	19,17	20	5	25	5,88	30,77	-0,124	0,902
	Kontrastsız	30	19,00	20	5	25	5,93	30,23		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	19,00	20	10	30	5,93	30,05	0,207	0,836
	Kontrastsız	30	19,33	20	10	30	5,68	30,95		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	17,50	18	10	25	4,87	30,58	-0,039	0,969
	Kontrastsız	30	17,50	15	10	25	5,04	30,42		

Saf Ses Odyometri yönteminde 4 kHz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 8. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Saf Ses Odyometri Yönteminde 8 kHz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	17,17	18	5	30	6,39	31,32	-0,374	0,708
	Kontrastsız	30	16,67	15	5	30	6,21	29,68		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	18,33	20	5	25	5,62	30,82	-0,148	0,883
	Kontrastsız	30	18,17	20	5	25	5,49	30,18		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	18,67	20	10	25	4,54	31,70	-0,561	0,575
	Kontrastsız	30	18,00	18	10	25	4,66	29,30		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	17,67	20	10	25	4,87	30,93	-0,205	0,837
	Kontrastsız	30	17,50	20	10	25	4,50	30,07		

Saf Ses Odyometri yönteminde 8 kHz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 9. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 9 kHz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	Z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	18,50	20	5	30	5,89	30,68	-0,084	0,933
	Kontrastsız	30	18,33	20	5	30	6,06	30,32		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	19,50	20	10	30	5,31	31,43	-0,432	0,666
	Kontrastsız	30	19,00	20	10	30	5,32	29,57		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	18,83	20	10	30	5,20	30,02	0,224	0,823
	Kontrastsız	30	19,17	20	10	30	5,10	30,98		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	18,67	20	10	30	5,07	30,90	-0,188	0,851
	Kontrastsız	30	18,33	20	10	25	4,61	30,10		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 9 kHz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 10. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 10 kHz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	Z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	18,67	20	5	30	5,71	31,03	-0,246	0,806
	Kontrastsız	30	18,33	20	5	30	5,92	29,97		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	18,67	20	10	30	5,07	32,07	-0,732	0,464
	Kontrastsız	30	17,50	15	5	30	5,37	28,93		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	18,83	20	10	30	4,49	30,88	-0,181	0,856
	Kontrastsız	30	18,67	20	10	30	4,54	30,12		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	18,50	20	10	30	4,76	32,62	-0,998	0,318
	Kontrastsız	30	17,33	15	10	25	4,10	28,38		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 10 kHz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 11. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 11,2 kHz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	Z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	20,67	20	10	35	5,37	32,20	-0,785	0,432
	Kontrastsız	30	19,83	20	10	35	5,94	28,80		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	20,33	20	10	30	4,34	30,13	0,183	0,855
	Kontrastsız	30	20,50	20	10	30	4,22	30,87		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	19,00	20	10	30	5,78	29,92	0,270	0,787
	Kontrastsız	30	19,50	20	10	30	5,31	31,08		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	18,50	20	10	30	4,76	30,62	-0,058	0,954
	Kontrastsız	30	18,33	20	10	30	4,79	30,38		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 11,2 kHz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0.05$)

Tablo 12. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 12,5 kHz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	Z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	21,50	20	10	35	6,45	31,13	-0,289	0,773
	Kontrastsız	30	21,17	20	10	35	7,27	29,87		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	20,67	20	10	30	5,37	30,02	0,222	0,824
	Kontrastsız	30	21,00	20	10	30	5,63	30,98		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	19,33	20	10	30	4,87	29,95	0,256	0,798
	Kontrastsız	30	19,67	20	10	30	4,90	31,05		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	20,50	20	10	35	6,21	30,50	0,000	1,000
	Kontrastsız	30	20,50	20	10	35	6,21	30,50		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 12,5 kHz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 13. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 14 kHz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	Z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	22,50	23	10	35	7,40	29,73	0,348	0,728
	Kontrastsız	30	23,17	23	10	35	8,04	31,27		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	21,83	20	10	35	6,23	30,32	0,084	0,933
	Kontrastsız	30	22,00	20	10	35	6,38	30,68		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	20,33	20	5	35	8,09	30,33	0,076	0,939
	Kontrastsız	30	20,67	20	10	35	7,40	30,67		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	20,00	20	5	35	6,57	30,58	-0,039	0,969
	Kontrastsız	30	20,17	20	10	35	5,94	30,42		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 14 kHz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 14. Kontrast Madde Kullanılan Grup İle Kontrastsız Grubun Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 16 kHz İçin Yapılan Ölçümler Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	Z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	22,33	20	10	35	7,51	30,23	0,121	0,904
	Kontrastsız	30	22,67	20	10	35	7,74	30,77		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	21,17	20	10	35	6,25	30,23	0,125	0,900
	Kontrastsız	30	21,33	20	10	35	6,15	30,77		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	21,00	20	10	35	7,59	30,05	0,205	0,838
	Kontrastsız	30	21,33	20	10	35	7,18	30,95		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	20,00	20	10	35	7,54	30,43	0,031	0,976
	Kontrastsız	30	20,17	20	10	35	7,93	30,57		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 16 kHz için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 15. Saf Ses Odyometri Yönteminde 250 Hz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	17,83	15	10	25	4,29	-0,569	0,569
	MR Sonrası	30	17,50	20	10	25	3,41		
Sol	MR Öncesi	30	18,33	20	10	25	4,22	-0,470	0,638
	MR Sonrası	30	18,00	18	10	25	4,66		

Saf ses odyometri yönteminde 250 Hz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 16. Saf Ses Odyometri Yönteminde 500 Hz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	17,33	15	5	30	6,53	-0,968	0,333
	MR Sonrası	30	18,67	20	10	30	4,34		
Sol	MR Öncesi	30	19,17	20	5	30	6,31	-0,108	0,914
	MR Sonrası	30	19,17	18	10	30	6,71		

Saf ses odyometri yönteminde 500 Hz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 17. Saf Ses Odyometri Yönteminde 1 kHz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	17,17	20	5	25	5,97	-1,143	0,253
	MR Sonrası	30	18,33	20	10	30	5,77		
Sol	MR Öncesi	30	19,50	20	5	25	5,78	-0,428	0,669
	MR Sonrası	30	19,00	20	10	25	4,98		

Saf ses odyometri yönteminde 1 kHz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 18. Saf Ses Odyometri Yönteminde 2 kHz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	17,50	15	5	30	6,40	-0,021	0,983
	MR Sonrası	30	17,33	15	10	25	5,83		
Sol	MR Öncesi	30	18,00	20	5	25	5,81	-0,295	0,768
	MR Sonrası	30	17,67	18	10	25	4,69		

Saf ses odyometri yönteminde 2 kHz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 19. Saf Ses Odyometri Yönteminde 4 kHz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	17,83	20	5	30	6,25	-0,882	0,378
	MR Sonrası	30	19,00	20	10	30	5,93		
Sol	MR Öncesi	30	19,17	20	5	25	5,88	-1,341	0,180
	MR Sonrası	30	17,50	18	10	25	4,87		

Saf ses odyometri yönteminde 4 kHz için kontrast madde kullanılan grubun için sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 20. Saf Ses Odyometri Yönteminde 8 kHz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		N	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	17,17	18	5	30	6,39	-1,203	0,229
	MR Sonrası	30	18,67	20	10	25	4,54		
Sol	MR Öncesi	30	18,33	20	5	25	5,62	-0,551	0,582
	MR Sonrası	30	17,67	20	10	25	4,87		

Saf ses odyometri yönteminde 8 kHz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 21. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 9 kHz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	18,50	20	5	30	5,89	-0,326	0,744
	MR Sonrası	30	18,83	20	10	30	5,20		
Sol	MR Öncesi	30	19,50	20	10	30	5,31	-0,296	0,767
	MR Sonrası	30	18,67	20	10	30	5,07		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 9 kHz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 22. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 10 kHz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	18,67	20	5	30	5,71	-0,233	0,816
	MR Sonrası	30	18,83	20	10	30	4,49		
Sol	MR Öncesi	30	18,67	20	10	30	5,07	-0,143	0,886
	MR Sonrası	30	18,50	20	10	30	4,76		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 10 kHz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 23. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 11,2 KHz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	20,67	20	10	35	5,37	-1,557	0,119
	MR Sonrası	30	19,00	20	10	30	5,78		
Sol	MR Öncesi	30	20,33	20	10	30	4,34	-1,327	0,185
	MR Sonrası	30	18,50	20	10	30	4,76		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 11,2 kHz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 24. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 12,5 kHz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	21,50	20	10	35	6,45	-1,580	0,114
	MR Sonrası	30	19,33	20	10	30	4,87		
Sol	MR Öncesi	30	20,67	20	10	30	5,37	-0,053	0,958
	MR Sonrası	30	20,50	20	10	35	6,21		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 12,5 kHz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 25. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 14 kHz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	22,50	23	10	35	7,40	-0,876	0,381
	MR Sonrası	30	20,33	20	5	35	8,09		
Sol	MR Öncesi	30	21,83	20	10	35	6,23	-1,193	0,233
	MR Sonrası	30	20,00	20	5	35	6,57		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 14 kHz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 26. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 16 kHz İçin Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	22,33	20	10	35	7,51	-0,597	0,551
	MR Sonrası	30	21,00	20	10	35	7,59		
Sol	MR Öncesi	30	21,17	20	10	35	6,25	-0,653	0,514
	MR Sonrası	30	20,00	20	10	35	7,54		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 16 kHz için kontrast madde kullanılan grubun sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 27. Saf Ses Odyometri Yönteminde 250 Hz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	17,83	15	10	25	4,29	-0,388	0,698
	MR Sonrası	30	17,67	20	10	25	3,14		
Sol	MR Öncesi	30	18,17	20	10	25	3,82	-0,039	0,969
	MR Sonrası	30	18,33	20	10	25	4,22		

Saf ses odyometri yönteminde 250 Hz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 28. Saf Ses Odyometri Yönteminde 500 Hz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	17,50	15	5	30	6,40	-0,660	0,509
	MR Sonrası	30	18,50	20	10	30	4,58		
Sol	MR Öncesi	30	18,83	20	5	30	6,25	-0,334	0,739
	MR Sonrası	30	19,67	20	10	30	6,29		

Saf ses odyometri yönteminde 500 Hz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 29. Saf Ses Odyometri Yönteminde 1 kHz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	17,00	20	5	25	5,66	-1,301	0,193
	MR Sonrası	30	18,50	20	10	30	5,89		
Sol	MR Öncesi	30	19,00	20	5	25	5,78	-0,431	0,667
	MR Sonrası	30	18,50	20	10	25	5,11		

Saf ses odyometri yönteminde 1 kHz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 30. Saf Ses Odyometri Yönteminde 2 kHz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	16,83	15	5	30	6,36	-0,524	0,600
	MR Sonrası	30	17,33	15	10	25	5,68		
Sol	MR Öncesi	30	18,33	20	5	25	5,62	-0,551	0,582
	MR Sonrası	30	17,67	20	10	25	4,87		

Saf ses odyometri yönteminde 2 kHz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 31. Saf Ses Odyometri Yönteminde 4 kHz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	17,67	20	5	30	6,40	-1,335	0,182
	MR Sonrası	30	19,33	20	10	30	5,68		
Sol	MR Öncesi	30	19,00	20	5	25	5,93	-1,033	0,302
	MR Sonrası	30	17,50	15	10	25	5,04		

Saf ses odyometri yönteminde 4 kHz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 32. Saf Ses Odyometri Yönteminde 8 kHz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	16,67	15	5	30	6,21	-1,175	0,240
	MR Sonrası	30	18,00	18	10	25	4,66		
Sol	MR Öncesi	30	18,17	20	5	25	5,49	-0,705	0,481
	MR Sonrası	30	17,50	20	10	25	4,50		

Saf ses odyometri yönteminde 8 kHz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 33. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 9 kHz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	18,33	20	5	30	6,06	-0,698	0,485
	MR Sonrası	30	19,17	20	10	30	5,10		
Sol	MR Öncesi	30	19,00	20	10	30	5,32	-0,175	0,861
	MR Sonrası	30	18,33	20	10	25	4,61		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 9 kHz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 34. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 10 kHz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	18,33	20	5	30	5,92	-0,369	0,712
	MR Sonrası	30	18,67	20	10	30	4,54		
Sol	MR Öncesi	30	17,50	15	5	30	5,37	-0,063	0,950
	MR Sonrası	30	17,33	15	10	25	4,10		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 10 kHz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 35. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 11,2 kHz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								z	P
Sağ	MR Öncesi	30	19,83	20	10	35	5,94	-0,458	0,647
	MR Sonrası	30	19,50	20	10	30	5,31		
Sol	MR Öncesi	30	20,50	20	10	30	4,22	-1,427	0,153
	MR Sonrası	30	18,33	20	10	30	4,79		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 11,2 kHz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 36. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 12,5 kHz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								z	P
Sağ	MR Öncesi	30	21,17	20	10	35	7,27	-0,956	0,339
	MR Sonrası	30	19,67	20	10	30	4,90		
Sol	MR Öncesi	30	21,00	20	10	30	5,63	-0,336	0,737
	MR Sonrası	30	20,50	20	10	35	6,21		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 12,5 kHz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 37. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 14 kHz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								z	P
Sağ	MR Öncesi	30	23,17	23	10	35	8,04	-1,259	0,208
	MR Sonrası	30	20,67	20	10	35	7,40		
Sol	MR Öncesi	30	22,00	20	10	35	6,38	-1,035	0,300
	MR Sonrası	30	20,17	20	10	35	5,94		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 14 kHz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 38. Yüksek Frekans Odyometri Yönteminde 16 kHz İçin Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen Değerler ile MR Sonrası Ölçülen Değerler Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								z	P
Sağ	MR Öncesi	30	22,67	20	10	35	7,74	-0,843	0,399
	MR Sonrası	30	21,33	20	10	35	7,18		
Sol	MR Öncesi	30	21,33	20	10	35	6,15	-0,593	0,553
	MR Sonrası	30	20,17	20	10	35	7,93		

Yüksek frekans odyometri yönteminde 16 kHz için kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen değerler ile MR sonrası ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

4.3. İşitsel Beyinsapı Cevabı(ABR)'nın Sonuçları

Tablo 39. Kontrast Madde Kullanılan Grup Ve Kontrastsız Grubun ABR Yöntemi İle Ölçülen İşitme Eşikleri Arasındaki Farklılığa İlişkin Mann Whitney U Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Mann Whitney U Testi		
								Sıra Ort.	z	P
MR Öncesi Sağ	Kontrastlı	30	18,00	20	10	30	4,07	30,07	0,212	0,832
	Kontrastsız	30	18,17	20	10	30	4,04	30,93		
MR Öncesi Sol	Kontrastlı	30	18,17	20	10	30	4,45	30,50	0,000	1,000
	Kontrastsız	30	18,17	20	10	30	4,45	30,50		
MR Sonrası Sağ	Kontrastlı	30	19,17	20	10	30	5,88	30,33	0,078	0,938
	Kontrastsız	30	19,33	20	10	30	5,68	30,67		
MR Sonrası Sol	Kontrastlı	30	18,17	20	10	30	5,17	30,72	-0,102	0,919
	Kontrastsız	30	18,00	20	10	30	5,35	30,28		

ABR yöntemi ile ölçülen işitme eşikleri için kontrast madde kullanılan grup ile kontrastsız grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 40. ABR Yönteminde Kontrast Madde Kullanılan Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen İşitme Eşikleri ile MR Sonrası Ölçülen İşitme Eşikleri Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								Z	P
Sağ	MR Öncesi	30	18,00	20	10	30	4,07	-0,915	0,360
	MR Sonrası	30	19,17	20	10	30	5,88		
Sol	MR Öncesi	30	18,17	20	10	30	4,45	-0,356	0,722
	MR Sonrası	30	18,17	20	10	30	5,17		

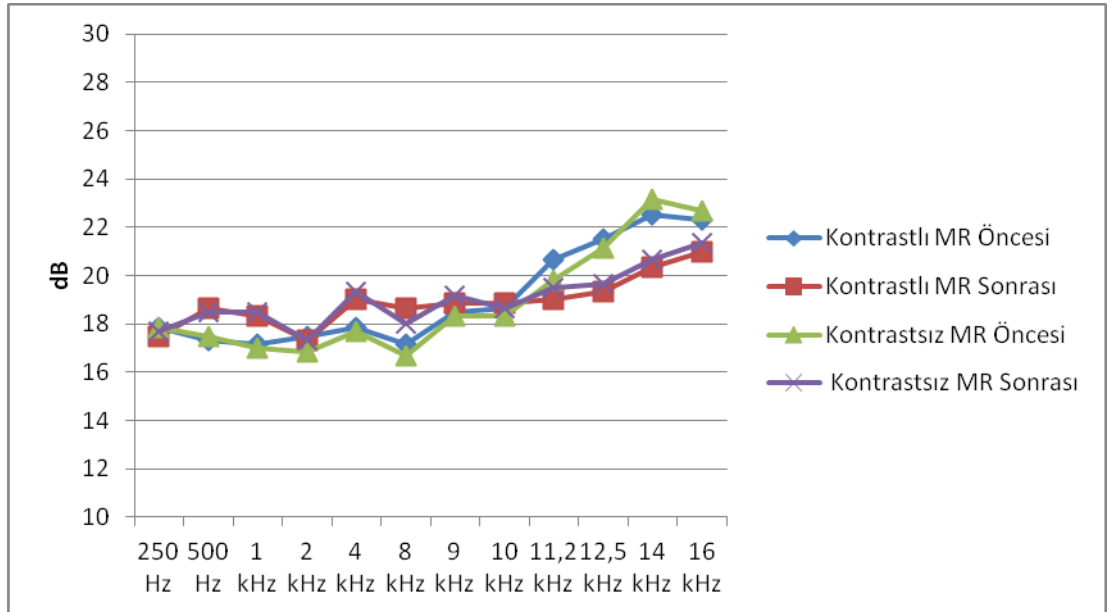
ABR yönteminde kontrast madde kullanılan grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen işitme eşikleri ile MR sonrası ölçülen işitme eşikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Tablo 41. ABR Yönteminde Kontrastsız Grupta Sağ ve Sol Kulakta MR Öncesi Ölçülen İşitme Eşikleri ile MR Sonrası Ölçülen İşitme Eşikleri Arasındaki Farklılığa İlişkin Wilcoxon İşaret Testi Sonuçları

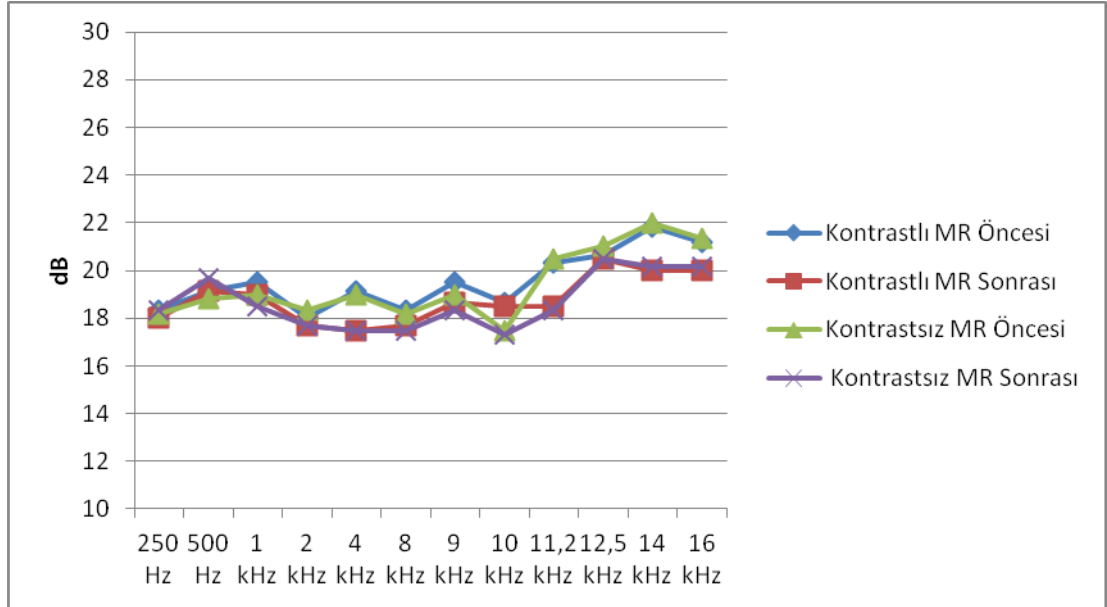
		n	Mean	Median	Min	Max	SS	Wilcoxon İşaret Testi	
								z	P
Sağ	MR Öncesi	30	18,17	20	10	30	4,04	-0,915	0,360
	MR Sonrası	30	19,33	20	10	30	5,68		
Sol	MR Öncesi	30	18,17	20	10	30	4,45	-0,206	0,837
	MR Sonrası	30	18,00	20	10	30	5,35		

ABR yönteminde kontrastsız grupta sağ ve sol kulakta MR öncesi ölçülen işitme eşikleri ile MR sonrası ölçülen işitme eşikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$).

Şekil 7. Sağ Kulak İçin Bireylerin Saf Ses ve Yüksek Frekans Odyometri Ortalama Değerleri



Şekil 8. Sol Kulak İçin Bireylerin Saf Ses ve Yüksek Frekans Odyometri Ortalama Değerleri



5. TARTIŞMA

Price ve arkadaşlarının 2007'de yayınlanan bir çalışmasında, MR'daki Tesla değerleri değişikçe 82.5 – 118 dB arasında değişen gürültü oluştuğunu ve 0.5 Teslanın altındaki MR'larda herhangi bir işitme koruyucu cihaza gerek olmadığını belirtmişlerdir (78).

Morton ve arkadaşlarının 2000'de yayınlanan bir çalışmasında, radyofrekans dalgaları sırasında tellerin vibrasyonu sonucunda 1.5 T gücündeki MR'da şiddeti 95 desibel(dB)'e varan gürültü ortaya çıktığını ve kulak tıkaçları kullanılmasının işitme hasarını önlemede ya da azaltmada etkili ve pratik bir çözüm olduğunu belirtmişlerdir (4).

Lauer ve arkadaşlarının 2012'de yayınlanan köpekler üzerinde yaptıkları bir çalışmasında, MR'daki akustik gürültünün spektrumunun geniş bir tepeye sahip olduğunu ve maksimum 1.5 kHz yoğunluğunda olduğunu belirtmişlerdir (79).

MRG cihazlarının maksimum üretebileceği gürültü ve kulak koruyucu gerekliliği (IEC 60601-2-33) IEC standardlarında belirtilmiştir. Ancak son zamanlarda geliştirilen tarama kabiliyeti daha yüksek cihazların çekim sırasında çıkardığı gürültüde daha yüksek olduğundan, bu standartların gözden geçirilmesi için Nakai ve arkadaşları(80) bir çalışma yapmışlar. 2012'de yayınlanan 974 kişi üzerinde yaptıkları çalışmada 4 kişide kalıcı işitme kaybı görmüşler, MR çekimi sırasında hastanın pozisyonu ve kulak koruma metodlarının işitme kaybının görülme ihtimali üzerinde bir etkisi olmadığını belirtmişler. Çok sık MR çekimine giren hastaların akustik travma açısından takibini önermişlerdir (80). Bizim çalışmamızda hastalarda herhangi bir işitme kaybına rastlanmamıştır.

Hattori ve arkadaşları (81) ile Moelker ve arkadaşlarının (82) yaptığı çalışmalar sonucu MR'daki gürültünün frekansının 4 kHz'in altında ve genelde 2 kHz'in altında olduğunu ölçmüşler. Hattori ve arkadaşlarının 32 kişi üzerinde yaptığı çalışmada OAE değerlerinde MR sonrası düşme olduğunu belirtmişlerdir.

Plinkert ve arkadaşlarının 1999'da yayınlanan bir çalışmasında daha düşük gürültüye 5 dakika maruziyetle ölçülen TEOAE ve DPOAE ortalama değerlerinde değişiklik görülmemiş. Ancak hemen hemen eşit miktarda amplitude artması ve azalmaları görüldüğünü belirtmişlerdir (83).

Martin ve arkadaşlarının tavşanlar üzerinde 90 dB lik 3 dakika gürültü uygulayarak yaptıkları çalışmalarında DPOAE değerlerinde 30 dakikada tam olmayan düzelme tespit etmişler ve DPOAE üzerindeki gürültü etkisinin normale dönmesinin uzun bir süre gerektirdiğini belirtmişlerdir (84).

Sutton ve arkadaşlarının insanlarda yaptığı bir çalışmada DPOAE değerlerinin 15 dakikada halen normale dönmediğini belirtmişlerdir (85)

Engdahl ve Kemp yaptığı bir çalışmada 32. dakikada DPOAE değerlerinin halen normale gelmediğini göstermişlerdir (86).

Desai ve arkadaşlarının 1999'da yayınlanan bir çalışmasında, OAE yönteminin koklear disfonksiyonları erken tanımlamada herhangi bir odiyometrik işitme eşiği değişikliğinden daha önce belirti verdiğini bildirmişlerdir (87).

Bizim çalışmamızda hastaların DPOAE değerlerine bakılmış sonuçlar sadece geçti(+) ve kaldı(-) olarak kaydedilmiş, tüm hastalarda MR öncesi ve sonrası sonuç emisyonundan geçti(+) olarak bulunmuştur.

Wagner ve arkadaşları MRG'de ne kadar gürültüye maruz kalındığını ve MRG'nin işitme sensitivitesi üzerindeki etkisini araştırmak için bir çalışma yapmışlar. 2003'te yayınlanan çalışmalarında 7 değişik MRG uygulamaları süresince manyetik alandan etkilenmeyen özel mikrofon kullanılarak akustik gürültü ölçülmüş. MRG öncesi ve sonrası 126 hastanın 244 kulağında pure tone audiometry (PTO) ile ölçüm yapılmış. DPOAE değerlerine de MRG'den önce 1 kez ve sonra 3 kez toplamda 4 kez bakılmış. Çalışmada MRG' de kullanılan baş destek aparatının ses emici etkisinde göz önüne alınarak yapılan ses basınç düzeyi (sound pressure level-SPL) 79-86 desibel arasında değişmiştir ve MR'ın çekildiği sekansa göre değişmektedir. Bu ölçümler sırasında SPL tepe değeri 120 desibel ölçülmüş. Ortalama DPOAE amplitüdlerinde belirgin bir düşüş saptanmamış ve geçici eşik değerlerinde belirgin değişiklik gözlenmemiş. Diğer yandan DPOAE amplitüdlerinde anlamlı bir değişkenlik artışı tespit edilmiş ve bu değişkenlik artışı maksimum olarak işlemde sonraki 15. dakikada tespit edilmiş, sonraki ölçümlerde de devam ettiği belirtilmiş. Çalışmanın sonucunda ilk olarak MRG'deki gürültünün kafa ve kulak koruyucu kullanılarak yapılan görüntülemelerde işitme fonksiyonu üzerinde anlamlı risk taşımadığı belirtilmiş. İkinci olarak DPOAE amplitüdlerinde bir değişkenlik artışı saptandığı ve bunun kokleadaki hafif reaksiyonu gösterebildiğini belirtilmişlerdir (88).

Venn ve arkadaşlarının 2014'te yayınlanan köpekler üzerinde yaptıkları çalışmasında, 36 köpeğin 66 kulağında genel anestezi ile MR öncesi ve sonrası DPOAE bakmışlar. Belli frekanslarda köpeklerin koklear fonksiyonlarının azaldığını bulmuşlar. Ancak bu azalmanın kalıcımı yoksa geri dönüşümlü mü olduğu tespit edilememiş. Kontrol grubunda 17 köpeğin 28 kulağında DPOAE bakmışlar. Değişiklik saptanmadığını belirtmişlerdir (89). Bizim çalışmamızda DPOAE sonuçlarında değişiklik saptanmamıştır.

Sjaastad ve arkadaşlarının 2003'te yayınlanan bir çalışmasında, yüksek frekanslardaki seslerin DTH tarafından alındığını ve işitme hasarının ilk belirtisinin bu DTH'nin yüksek frekanslara sensitivitesinin azalması olduğunu belirtmişlerdir(90).

Scheifele ve arkadaşlarının 2012'de yayınlanan köpekler üzerinde yaptıkları çalışmasında, 100 dB ve üzeri sürekli gürültüye maruz kalan köpeklerde işitme kaybının hem maruziyet süresine hemde amplitüde bağlı olduğunu belirtmişlerdir (91).

McJury ve Schellok'un 2000'de yayınlanan çalışmasında, MR'daki gürültüye maruziyet sonrası oluşan işitme bozukluğunda süre, frekans ve şiddetin etkili olduğunu belirtmişlerdir (92).

Revadi ve arkadaşlarının 2011'de yayınlanan bir çalışmasında MR cihazındaki yüksek seviyedeki gürültünün işitme eşik değerlerindeki geçici kaymalara neden olduğunu rapor etmişlerdir (93).

Govindaraju ve arkadaşlarının 2011'de yayınlanan bir çalışmasında 3 Tesla MR sonrası bir hastada tek taraflı işitme kaybı ve tinnitus görülmüş. Üç gün sonra işitme kaybı düzelmiş ama tinnitus devam ettiğini belirtmişlerdir (94). Bizim çalışmamızda hastalarımızda işitme kaybı ve tinnitus şikayetlerine rastlanmamıştır.

Wilde ve arkadaşlarının 2007'de yayınlanan bir çalışmasında 0.5 Teslalık MR'da koruyucu kulaklık kullanmadan çekim sonrası şiddetli baş ağrısı, başdönmesi ile birlikte işitme kaybı olduğunu rapor etmişlerdir (95). Bizim çalışmamızda hastalarda baş ağrısı ve baş dönmesi şikayetlerine rastlanmamıştır..

Reeves ve arkadaşlarının 2010'da yayınlanan bir çalışmasında 1.5 Tesla MR ile 2. ve 3. trimesterde çekim yapılan gebelerin çocuklarında artmış bir neonatal işitme bozukluğu gözlenmediğini belirtmişlerdir (96).

Murphy ve arkadaşlarının 1996'da yayınlanan bir çalışmasında, kontrast madde olarak gadolinyum verilen toplam 21000 hastanın kayıtlarını değerlendirdiklerinde 36 hastada (15'inde bulantı kusma, 12'sinde yaygın eritem veya cilt irritasyonu, 7'sinde solunum yakınmaları, 2'sinde solunum sıkıntısı ve periorbital ödem şeklinde) alerjik reaksiyon görüldüğünü, yalnızca 5'inde tedavi gerektiğini bildirmişlerdir (97). Bizim çalışmamızda hastalara kontrast madde kullanımından sonra herhangi bir şikayet ve bulguya rastlanmamıştır.

Radomskij ve arkadaşlarının 2002'de yayınlanan bir çalışmasında, 16 hastada kulak tıkacı kullanarak MR öncesi ve sonrası ölçüm yapmışlar. 16 hastada kontrol grubu almışlar. MR çekimi sırasında gürültüye maruz kalan hastalarda emisyon amplitüdlerinde düşme ve koklear fonksiyonlarda bozulma saptamışlar. MR

sonrası kulaklık kullanmayanların OAE değerlerinde büyük değişiklik olduğunu ve bunların %68'inde 10 dakikalık teste kadar bu durumun devam ettiği, sonrasında 20. dakikadan sonra düzeldiği tespit edilmiş. Çalışmada ayrıca şu sonuçlara yer verilmiştir; Kulak koruyucu kullanmadan yapılan çekimlerde MR'daki gürültü ve bunun hastaya yansması sonrası potansiyel işitme kaybı oluşabilir. Uygun büyüklükteki kulaklığın doğru kullanımının işitme üzerindeki koruyucu etkisi yadsınamaz. Yanlış yerleştirilen kulak tıkaçlarının ya hiçbir faydası olmaz yada daha az koruyucu etkisi olur. MR odalarında çalışan sağlık personelinin belli aralıklarla maruz kaldıkları gürültü şiddeti kontrol edilmelidir. Ayrıca çocuk ve bebeklerdeki MR çekimlerinde daha dikkatli olunmalıdır (98).

Mehrpavar ve arkadaşlarının 2014'te yayınlanan bir çalışmasında, gürültüye maruz kalan işçiler üzerinde konvansiyonel odyometri, yüksek frekans odyometri (YFO) ve DPOAE yöntemlerini işitme kayıplarını saptamak için kullanmış ve bunlardan SNİK saptamada en erken bulgu veren yöntemin YFO olduğunu tespit etmişler. Bu yöntemin gürültüye maruziyetin işitme üzerindeki etkisini değerlendirmede tarama testi olarak kullanılmasını önermişlerdir (99).

Literatür tarandığında yüksek frekans odyometri yönteminin gürültüye bağlı SNİK saptamada en erken bulgu veren yöntem olduğunu bildiren çeşitli çalışmalar mevcuttur (100, 101, 102, 103, 104).

Lim ve arkadaşlarının 2014'te yayınlanan çalışmasında, 35 hastanın 3 Teslalık MR cihazında baş ve boyun bölgesi MR çekimi öncesi ve sonrası işitme değerleri pure tone audiometry (PTO) ile ölçülmüş. Ortalama maruziyet süresi 28 dakika, 10 dB'lik eşik kaymaları anlamlı kabul edilmiş. 3 M köpüklü kulaklık kullanılmış. Bütün frekanslarda öncesi ve sonrası istatistiki olarak karşılaştırıldığında anlamlı fark gözlenmemiş. Sonucunda 3 Tesla MR çekiminde 3 M kulaklık kullanılan hastaların yüksek frekanslarda işitme değerlerinde değişikliğe sebep olmadığı bildirilmiştir (105). Literatür tarandığında bu çalışma MR'daki gürültünün yüksek frekanslar üzerindeki etkisini ölçen tek çalışma idi. Bizim çalışmamızda bu anlamda, MR'daki gürültünün yüksek frekanslar üzerindeki etkisini ölçen nadir çalışmalardan biri olarak değerlendirilebilir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Polikliniğimize başvuran kontrast ajan olarak gadodiamid kullanılan 30 kontrastlı Temporal MRG yapılan hasta ile nöroloji polikliniğine başvuran 30 kontrastsız Kranial MRG yapılan hastaların anamnezleri, demografik verileri(yaş-cinsiyet), ayrıntılı anamnezleri alınıp KBB muayeneleri ile MRG öncesi ve sonrası saf ses odyometri, yüksek frekans odyometri, işitsel beyinsapı cevabı(ABR) ve distorsiyon ürünü otoakustik emisyon(DPOAE) testleri yapılarak elde edilen değerlerin incelendiği ve kıyaslandığı bu çalışmada aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Odyolojik test sonuçları istatistiksel olarak karşılaştırıldığında hastaların MRG öncesi ve sonrası işitme değerlerinde anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.
2. Kontrastsız ve kontrast ajan-gadodiamid kullanılarak yapılan MRG'lerde her iki grubun işitme değerlerinde MRG öncesi ve sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Dolayısıyla kontrast ajan olarak gadodiamid kullanımının işitme üzerine herhangi bir etkisine rastlanmamıştır.
3. Çalışmamızda baş bölgesine MRG yapılan hastaların işitme değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik saptanmamıştır. Burada işlem sırasında koruyucu kulaklık kullanımının da bunda etkili olduğunu düşünüyoruz.
4. Çalışma gruplarımızın sayı olarak az olması nedeniyle, daha geniş hasta gruplarında MRG sırasındaki gürültünün işitme üzerine olan etkisinin araştırılması ve hekimler tarafından tanı için sıkça başvuru MRG sırasında koruyucu kulaklık kullanılmasını, özellikle ardı ardına veya yakın zamanlarda farklı bölgelerine MRG yapılmak zorunda kalınan hastalar ile MRG ünitelerinde çalışan sağlık personelinin akustik travma yönünden takip edilmesini öneriyoruz.

7. KAYNAKLAR

1. Oyar O. Radyolojide Temel Fizik Kavramlar. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 1998:151-210.
2. Oyar O, Magnetik Rezonans Görüntüleme (Mrg)'Nin Klinik Uygulamaları Ve Endikasyonları. Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi 2008;5(2):31-40.
3. Dawson P. Gadolinium chelate mr contrast agents. Clinical Radiology 1994; 49: 439-442).
4. Morton G, Gildersleve C, Noise in the MRI scanner. Anaesthesia 2000;55: 1213–1214.)
5. Yeşildağ A, Oyar O. Manyetik rezonans görüntüleme fiziği. Oyar O, Gülsoy UK ed. Tıbbi Görüntüleme Fiziği. Tisamat Basım, Ankara, 2003: 281-372
6. Bushong SC. Radiologic Science for Technologists. Physics, Biology, and Protection. Third edition, C.V. Mosby Company, St Luis, 1984: 387-412.
7. Oyar O, Yünter N. Hızlı görüntüleme MR teknikleri ve klinik uygulamaları. Bilgisayarlı Tomografi Bülteni 1994; 3(2): 169-173.
8. Frahm J, Gyngell ML, Hanicke W. Rapid scan techniques. In: Magnetic Resonance Imaging. Stark DD, Bradley WG. eds. Second ed. Mosby year book St. Louis 1992: 165-203.
9. Edelman RR, Wielopolski PA. Fast MRI. In: Edelman RR, Hessellink JR. eds. Clinical Magnetic Resonance Imaging. Second ed. W.B Saunders Company, Philadelphia 1996: 302.
10. Bammer R. Basic principles of diffusion- weighted imaging. Eur J Radiol 2003; 45(3): 169-184.
11. Bachus R. Developing trends in MR imaging and spectroscopy. Electro-medica 1989; 57: 8-19.
12. Buxton RB, Frank LR, Prasad PV. Principles of diffusion and perfusion MRI. In: Edelman RR, Hessellink JR. eds. Clinical Magnetic Resonance Imaging. Second ed. W.B Saunders Company, Philadelphia 1996: 233.
13. Kwok L, Smith JK, Castillo M, Ewend MG, Cush S, Hensing T, Varia M, Morris D, Bouldin TW. Clinical Applications of Proton MR Spectroscopy in Oncology. Technol Cancer Res Treat 2002; 1(1): 17-28.
14. Mehdizade A, Somon T, Wetzel S, et al. Diffusion weighted MR imaging on a low-field open magnet. J Neuroradiol 2003; 30(1): 25-30.
15. Parrish T. Functional MR imaging. MRI Clin North Am 1999;7: 765-782.
16. Shigeno K, Igawa M. MRI and proton MR spectroscopy. Nippon Rinsho 2002; 60 Suppl 11:128-132.

17. Zhu M, Dai J, Li S. Cerebral angiography and MR perfusion images in patients with ischemic cerebral vascular disease. *Chin Med J (Engl)* 2002; 115(11): 1687-1691.
18. Fuchs T, Kachelriess M, Kalender WA. Technical advances in multi-slice spiral CT. *Eur J Radiol* 2000; 36(2): 69-73. Henkelman MR. Image artefacts. In: Stark DD, Bradley WG. eds. *Magnetic Resonance Imaging*. Second ed. Mosby year book, St. Louis 1992: 233-251.
19. De Haen C. Conception of the first magnetic resonance imaging contrast agents: a brief history. *Top Magn Reson Imaging* 2001; 12: 221-30.
20. Westbrook C, Kaut C. *MRI in Practice*, 2th ed, Blackwell Science. 1998; 215-8.
21. Kirchin MA, Runge VM. Contrast Agents for Magnetic Resonance Imaging: Safety Update. *Topics in Magnetic Resonance Imaging* 2003; 14: 426-35.
22. Runge VM. Safety of approved MR contrast media for intravenous injection. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12: 205–13.
23. Runge VM. Safety of Magnetic Resonance Contrast Media. *Topics in Magnetic Resonance Imaging* 2001; 12: 309-14.
24. Mitchell DG. *MRI principles*. 1st ed. Philadelphia:W.B. Saunders Company 1999; 213-36.
25. ESMRMB Recommendation on adverse reactions to gadolinium based contrast agents (Gd-CA), June 2008; Available at: (http://www.esmrmb.org/html/img/pool/ESM_RMB__recommendation_on_NSF.Pdf)
26. Karabulut N, Elmas N. Contrast agents used in MR imaging of the liver. *Diagn Interv Radiol* 2006; 12: 22-30.
27. Rohen JW, Yokochi C, Lütjen-Drecoll E. İnsan Anatomisi Fotoğraflı Disseksiyon Atlası. Çeviri: Akkın SM. istanbul: Deomed; 2009.
28. Schuenke M, Schulte E, Schumacher U. *Thieme Atlas of Anatomy*. New York: Thieme, 2010.
29. Brown CJ. İşitmenin elektrofizyolojik olarak belirlenmesi. Cummings CW, Flint PW, Harker LA, et al. (Editors). Koç C. (Çeviri Editörü). *Cummings Otolaringoloji Baş ve Boyun Cerrahisi*. 4. Cilt, Ankara: Öncü Basımevi 2007: 3466-3482.
30. Akyıldız AN. *Kulak Hastalıkları ve Mikrocerrahisi*. Ankara: Bilimsel Tıp Yayınevi, 1998;3-195.

31. Aoki H, Sando I, Takahashi H. Anatomic relationships between Ostmann's fatty tissue and eustachian tube. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1994; 103: 211-214.
32. Akyol MU, Saraç S, Sennaroğlu G. Kulak. Önerci M. (Editör). Sorularla Kulak Burun Boğaz Hastalıkları. Ankara: Güneş Kitapevi, 2001: 175-220.
33. Esmer N, Akıner NM, Karasalihoğlu AR, Saatçi MR. Klinik Odyoloji. 1.Baskı, Ankara: Özışık Matbaacılık, 1995.
34. Aslan A. Kulak Anatomisi. Kulak Burun Boğaz Hastalıkları. Koç C. Ankara: Güneş Kitabevi, 2004; 45-62.
35. Peter AS, Patrizia M. Kohlear Anatomi ve Santral İşitme Yolları. Otolaringoloji Baş ve Boyun Cerrahisi. Cummings CW. Cilt 4, Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri, 2007;3373-98.
36. Netter FH, Craig JA, Perkins J, Hansen JT, Koepfen BM. Atlas of Neuroanatomy and Neurophysiology. USA: Custom Communications, 2002.
37. Byron J.Bailey& Jonas T. Johnson, İşitmenin Anatomi Ve Fizyolojisi, Periferik ve Santral İşitsel İşlevlerin Değerlendirilmesi, Baş ve Boyun Cerrahisi Otolaringoloji, 4. Baskı, Ankara 2011; 1883-1903,1927-1942.
38. Çelik O, Şerbetçioğlu MB. Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi. Otoloji ve Nöro-Otolojide Öykü, Muayene ve Değerlendirme, 2. Baskı, İzmir, Asya Tıp Kitapevi, 2007: 11–15, 26- 27.
39. Shield B. "Evaluation Of The Social And Economic Costs Of Hearing Impairment".(http://www.hearit.org/sites/default/files/multimedia/documents/Hear_It_Report_October_2006.pdf)
40. Schneider M.E., Belyantseva I.A., Azevedo R.B., Kachar B. Rapid renewal of auditory hair bundles.Nature 2002; 418:837-838.
41. Ahmad M, Bohne BA, Harding GW: An invivo tracer study of noise-induced damage to rediküler lamina, *Hear Res* 2003; 175: 82 -100
42. Lonsbury-Martin BL, Martin GK. Noise induced hearing loss. Cummings CW (editors). Cummings Otolaryngology Head and Neck Surgery. 4. Baskı, Philadelphia: Elsevier Mosby, 2005; 2906- 2925
43. Jimenez AM, Stagner BB, Martin GK, Lonsbury-Martin BL. Susceptibility of DPOAEs to sound overexposure in inbred mice with AHL. *J Assoc Res Otolaryngol* 2001; 2: 233-245.
44. Nordmann AS, Bohne BA, Harding GW. Histopathological differences between temporary and permanent threshold shift. *Hear Res* 2000; 139: 13-30.
45. Daniel E. Noise and hearing loss: a review. *J Sch Health* 2007; 77: 225-31

46. Henderson D, Bielefeld EC, Harris KC, Hu BH. The role of oxidative stress in noise- induced hearing loss. *Ear Hear* 2006; 27(1): 1-19
47. Zhang M, Zwislocki JJ. OHCresponse recruitment and its correlation with loudness recruitment. *Hear. Res.*1995; 85: 1-10.
48. Linss V., Emmerich E., Richter F., Linss W. Is there a close relationship between changes in amplitudes of distortion product otoacoustic emissions and hair cell damage after exposure to realistic industrial noise in guinea pigs? *Eur. Arch. Otorhinolaryngol* 2005;262:488-495.
49. Cheng AG, Cunningham LL, Rubel EW. Mechanisms of hair cell death and protection. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg* 2005; 13: 343-8.
50. Bronzaft A. The increase in noise pollution: what are the health effects? *Nutr Health Rev.* 1996;78(78):2-7.
51. McBride DI, Williams S: Audiometric notch as a sign of noise induced hearing loss. *Occup Environ Med* 2001;58: 46-51.
52. Berger EH, Ward WD, Morrill JC, Royster LH: Noise and hearing conservation manual. Arkon, OH: American Industrial Hygiene Association; 1986.
53. Caizzo AJ, Tonndorf J: Ear canal resonance and temporary threshold shift *Otolaryngology* 1978; 86: 820.
54. Sataloff RT, Sataloff J. Hearing loss. Fourth ed. New York- London: Taylor& Francis group; 1998. pp. 403- 437.
55. Hall J. W., Mueller H. G. (1997). *Audiologist' Desk Reference: Diagnostic Audiology Principles And Procedures (Vol 1)*. San Diego: Singular Publishing Group.
56. Belgin E, Genç A. G., (2004). *Temel Odyoloji. İçinde: Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi*. Ed: Can Koç, Güneş Kitapevi, Ankara, s.73-87.
57. Stach B. A. (1998). *Clinical Audiology An Introduction*. Singular Publishing Group.
58. Kemp DT. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *J Acoust Soc Am* 1978; 64: 1386-1391.
59. James AL. The Assessment of Olivocochlear Function in Neonates with Real-Time Distortion Product Otoacoustic Emissions. *Laryngoscope* 2011; 121: 202–213.
60. Genç GA, Ertürk BB, Belgin E. Yenidoğan işitme taraması: başlangıçtan günümüze. *Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Dergisi* 2005; 48: 109-118.

61. Elberling C., Callø J., Don M. (2010). Evaluating auditory brainstem responses to different chirp stimuli at three levels of stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 128(1), 215-223.
62. Hall J. W. (2007). Frequency specific auditory brainstem response (ABR) and auditory steady-state response (ASSR). *New Handbook of Auditory Evoked Responses*. Boston: Pearson, 258-312.
63. Musiek F. E., Borenstein S. P., Hall J. W., Schwaber M. K. (1994). Auditory brainstem response: Neurodiagnostic and intraoperative applications. Ed: Jack Katz, *Handbook of Clinical Audiology*. Williams & Wilkins.
64. Atcherson S. R, Stoodly T. M. (2012) *Auditory Electrophysiology: A Clinical Guide*. Thieme, New York: Stuttgart.
65. Cankuvvet N. (2003). Tonal İşitsel Beyinsapı Davranım Odyometrisi ile Odyogram Eşiklerinin Karşılaştırılması. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul, (Danışman: Doç. Dr. Nevma Mandanoğlu).
66. Çoymak G. (2008). Normal işiten infant ve çocuklarda auditory steady state response ve tonal işitsel beyinsapı cevap odyometrisinin karşılaştırılması. Marmara üniversitesi Sağlık Bilimleri, Yayınlanmamış Doktora Tezi, İstanbul. (Danışman: Prof. Dr. Ferda Akdaş)
67. Arnold S. A (2000). *The Auditory Brainstem Response. İçinde: Audiology Diagnosis*. Ed: Ross. J. Roeser, Micheal Valenta and Holly Hosford-Dunn, Thieme Medical Publishers.
68. Hall J. W. (2006). *Handbook of Auditory Evoked Response*. Allyn and Bacon.
69. Swanepoel D., Schmulian D., Hugo R. (2004). Establishing normal hearing with the dichotic multiple-frequency auditory steady-state response compared to an auditory brainstem response protocol. *Acta Otolaryngol*, 124(1), 62-68.
70. Gorga M.P, Johnson T.A, Kaminski J.K, Beauchaine K.L, Garner C.A, Neely S.T. (2006). Using a combination of click and toneburst evoked auditory brainstem response measurements to estimate pure-tone thresholds, *Ear Hear*; 27(1), 60–74.
71. Sayar G. O. (2007). ASSR (Auditory Steady-State Responses) Ölçümlerinde MASTER (Multiple Auditory Steady- State Responses) VE IHS (Intelligent Hearing System) sistemlerinin karşılaştırılması. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yayınlanmamış Yüksek lisans Tezi, İstanbul. (Danışman: Prof. Dr. Ferda Akdaş)
72. Ahn J. H., Lee H., Kim Y., et al. (2007). Comparing pure-tone audiometry and auditory steady state response for the measurement of hearing loss. *Otolaryngology- Head and Neck Surgery*, 136, 966-971.

73. Dimitrijevic A, John M. S, Van Roon P., Purcell D.W, Adamonis J., Ostroff J., Nedzelski J. M, Picton T.W. (2002). Estimating the audiogram using multiple auditory steady- state responses. *J Am Acad Audiol*, 13: 205-224.
74. Luts, H., Wouters, J. (2005). Comparison of MASTER and AUDERA for measurement of auditory steady-state responses. *International Journal of Audiology*, 44(4), 244-253.
75. Stapells D.R, Gravel J.S, Martin B.A. (1995). Thresholds for auditory brainstem responses to tones in notched noise from infants and young children with normal hearing or sensorineural hearing loss. *Ear Hear*, 16: 361- 371.
76. Jerger J, Johnson K. (1988). Interactions of age, gender, and sensorineural hearing loss on ABR latency. *Ear and hearing*, 9(4), 168-176.
77. Van Campen L. E, Sammeth C. A, Hall 3rd J. W, Peek B. F. (1992). Comparison of Etymotic insert and TDH supra-aural earphones in auditory brainstem response measurement. *Journal of the American Academy of Audiology*, 3(5), 315-323.
78. Price D.L, De Wilde J.P, Papadaki A.M, Curran J.S, and Kitney R.I, "Investigation of acoustic noise on 15 MRI scanners from 0.2 T to 3 T," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 13, pp. 288–293, 2007.
79. Lauer, A.M., El-Sharkawy, A.M., Kraitichman, D.L., Edelstein, W.A., 2012. MRI acoustic noise can harm experimental and companion animals. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 36, 743–747.
80. Nakai T, Kamiya N, Sone M, Muranaka H, Tsuchihashi T, Yamada N, Yamaguchi S. A survey analysis of acoustic trauma related to MR scans. *Magn Reson Med Sci*, Vol. 11, No. 4, 253-264, 2012.
81. Hattori H, Fukatsu H, and Ishigaki T, "Measurement and evaluation of the acoustic noise of a 3 Tesla MR scanner," *Nagoya Journal of Medical Science*, vol. 69, no. 1-2, pp. 23–28, 2007.
82. Moelker A, Maas R. A. J. J, Lethimonnier F, and Pattynama P.M, "Interventional MR imaging at 1.5 T: quantification of sound exposure," *Radiology*, vol. 224, no. 3, pp. 889–895, 2002.
83. Plinkert PK. Hemmert W, Wagner W, Just K, Zenner HP. Monitoring noise susceptibility-sensitivity of otoacoustic emissions and subjective audiometry. *Br J Audiol* 1999;33: 367-380.
84. Martin GK, Lonsbury-Martin BL, Probst R, Scheinin SA, Coats AC. Acoustic distortion products in rabbits, II: sites on origin revealed by suppression and pure-tone exposures. *Hear Res* 1987;28: 191-208.
85. Sutton LA, Lonsbury-Martin BL, Martin GK, Whitehead ML. Sensitivity of distortion-product otoacoustic emissions in humans to tonal over-exposure:

time course of recovery and effects of lowering f2. *Har Res* 1994;75: 161-174.

86. Engdahl B, Kemp DT. The effect of noise on the details of distortion product otoacoustic emissions in humans. *J Acoust Soc Am* 1996;99: 1573-1587.

87. Desai A, Reed D, Cheyne A, Richards S, Prasher D. Absence of otoacoustic emission in subjects with normal audiometric thresholds implies exposure to noise. *Noise Health* 1999; 2: 58–65.

88. Wagner W, Staud I, Frank G, Dammann F, Plontke S, Plinkert P.K, 2003. Noise in magnetic resonance imaging: No risk for sensorineural function but increased amplitude variability of otoacoustic emissions. *The Laryngoscope* 113, 1216–1223.

89. Venn R.E, McBrearty A.R, McKeegan D, Penderis J. The effect of magnetic resonance imaging noise on cochlear function in dogs. *The Veterinary Journal*, Accepted 14 July 2014: 141-145.

90. Sjaastad, Q.V, Hove, K., Sand, O., 2003. The senses. In: *Physiology of Domestic Animals*, Scandinavian Veterinary Press, Oslo, Norway, pp. 167–175.

91. Scheifele, P., Martin, D., Clark, J.G., Kemper, D., Wells, J., 2012. Effect of kennel noise on hearing in dogs. *American Journal of Veterinary Research* 73, 482–489.

92. McJury M and Shellock F.G, “Auditory noise associated with MR procedures: a review,” *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 12, pp. 37–45, 2000.

93. Revadi G, Rahmat O, Raman R, Norlisah R, Ng KH (2011) Hearing loss after noise exposure. *Auris Nasus Larynx* 38(4): 519–522.

94. Govindaraju R, Omar R, Rajagopalan R, Norlisah R, and Kwan-Hoong N. “Hearing loss after noise exposure,” *Auris Nasus Larynx*, vol. 38, no. 4, pp. 519–522, 2011.

95. Wilde J.P, Grainger B, Price D.L, and Renaud C. “Magnetic resonance imaging safety issues including an analysis of recorded incidents within the UK,” *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy*, vol. 51, no. 1, pp. 37–48, 2007.

96. Reeves M.J, Brandreth M, Whitby E.H, Hart A.R, Paley M.N, Griffiths P.D, Stevens JC. Neonatal cochlear function: measurement after exposure to acoustic noise during in utero MR imaging. *Radiology*. 2010 Dec;257(3):802-9.

97. Murphy KJ, Brunberg JA, Cohan RH. Adverse reactions to gadolinium contrast media: a review of 36 cases. *AJR Am J Roentgenol* 1996;167:847–9.
98. Radomskij P, Schmidt MA, Heron CW, Prasher D. Effect of MRI noise on cochlear function. *Lancet* 2002;359:1485–6.
99. Mehrparvar A. H, Mirmohammadi S. J, Davari M. H, Mostaghaci M, Mollasadeghi A, Bahaloo M, Hashemi S. H. Conventional Audiometry, Extended High-Frequency Audiometry, and DPOAE for Early Diagnosis of NIHL. *Iran Red Cres Med J*. 2014 January; 16(1): e9628.
100. Beahan N, Kei J, Driscoll C, Charles B, Khan A. High-frequency pure-tone audiometry in children: a test-retest reliability study relative to ototoxic criteria. *Ear Hear*. 2012;33(1):104–11.
101. Mehrparvar A.H, Mirmohammadi S.J, Ghoreyshi A, Mollasadeghi A, Loukzadeh Z. High-frequency audiometry: a means for early diagnosis of noise-induced hearing loss. *Noise Health*. 2011;13(55):402–6.
102. Porto MA, Gahyva DL, Lauris JR, Lopes AC. [Audiometric evaluation in extended high frequencies of individuals exposed to occupational noise]. *Pro Fono*. 2004;16(3):237–50.
103. Somma G, Pietroiusti A, Magrini A, Coppeta L, Ancona C, Gardi S. Extended high-frequency audiometry and noise induced hearing loss in cement workers. *Am J Ind Med*. 2008;51(6):452–62.
104. Turkkahraman S, Gok U, Karlidag T, Keles E, Ozturk A. [Findings of standard and high-frequency audiometry in workers exposed to occupational noise for long durations]. *Kulak Burun Bogaz Ihtis Derg*. 2003;10(4):137–42.
105. Lim E. Y. L, Tang I. P, Narayanan P, Rajagopalan R, Peyman M, Ramli N. 3 Tesla magnetic resonance imaging noise in standard head and neck sequence does not cause temporary threshold shift in high frequency. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2014 Sep 10.

8.EKLER

Ek-1: Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU (BGOF)

I-Araştırmayla İlgili Bilgi Verilmesi:

- Adı: Herhangi bir nedenle baş-boyun bölgesine manyetik rezonans görüntülemesi (MRG) yapılan hastalarda manyetik rezonans maruziyet süresinin ve kullanılan kontrast maddenin, kulak fonksiyonlarına etkisinin otoakustik emisyon (OAE), ABR (Auditory Brainstem Response: İşitsel Beyinsapı Davranımı) ve yüksek frekans odyometri ile değerlendirilmesi
- Ne tür bir araştırma olduğu: Klinik çalışma
- Amacı: Manyetik Rezonans görüntülemesi yapılan hastaların çekim sırasında maruz kaldıkları akustik travmanın koklear fonksiyonlar üzerindeki etkisi incelenecektir. Kontrast madde kullanılarak yapılan çekimlerde kullanılan hiperosmolar (yoğun içerikli) kontrast maddenin (gadodiamid 0.2-0.6 ml/kg) kulak fonksiyonları üzerindeki etkisini araştırmak amaçlanmıştır
- Neler uygulanacağı: KBB muayenesi, işitme testleri, MR görüntüleme
- Nasıl uygulanacağı: Herhangi bir anesteziye gerek duymadan uyanık koşulda vücudunuza herhangi bir müdahale yapmaksızın gerçekleştirilecek testlerdir.
- Hangi yöntemlerle gerçekleştirileceği: İşitme merkezinde aşağıdaki testler belirtildiği şekilde yapılacaktır.
- Kulak işitme testi: Ses geçirmez bir kabine oturtulacaksınız. Bir kulaklık aracılığı ile kulağınıza ses verilecek ve sesi duyduğunuz zaman elinizdeki butona basarak işaret vereceksiniz.
- OAE (Otoakustik emisyonlar): dış kulak yolunuzun girişine bir mikrofon yerleştirilir ve ses dalgası verilir.
- ABR (işitsel beyin sapı cevabı): Dış kulak yolunuzun girişine bir mikrofon yerleştirilir ve ses dalgası verilir. Başınıza (saçlı derinize) ve her iki kulak memenize elektrotlar yerleştirilir.
- MRG (Manyetik Rezonans Görüntüleme): Gün içinde radyodiagnostik anabilim dalında çekim yapılacaktır. MR'da radyasyon kullanılmaz. Halka şeklindeki dev bir mıknatısın içindeki boşluğa hasta yatırılır. Manyetik alan çalıştırıldığında vücuda radyo dalgaları gönderilir. Bu sırada vücuttan saçılan elektronların yaydığı enerji bir alıcı tarafından kaydedilir ve çok karmaşık bir yazılımla yapılan hesaplamalar sonunda vücudun iç yapısı siyah-beyaz bir görüntü haline getirilebilir. Cihaz çoğu kez kapalı bir sistemden oluşur, dolayısıyla kapalı yerde kalma korkusu olanlara sıkıntı yaratır. Manyetik rezonans görüntüleme süresi, inceleme yapılan bölgeye, bölge sayısına, konulan ön tanıya göre değişiklik gösterir. Ayrıca gerek görülürse inceleme esnasında IV (damar içi) yoluyla kontrast madde kullanılarak kontrastlı çekim yapılır. Çekim sırasında elinize bir buton verilecek olup, çekim sırasında rahatsızlanıp çekime devam edemeyecek durumda olursanız butona basmanızla çekim sonlandırılacaktır.

. Çıkabilecek istenmeyen etkilerini ve risklerini: Testlerle ilgili herhangi bir sağlık riski bulunmamaktadır. MR görüntüleme için kontrastlı çekimlerde kontrast maddeye bağlı allerjik reaksiyonlar ve böbrekler üzerine zararlı etkisi nadirde olsa bildirilmiştir. Bunun için allerjik durumlarda kullanılacak ilaçlar hazır olup gerekli tıbbi tedbirler alınmıştır, ciddi reaksiyonlarda MR çekiminin yapıldığı yer acil servise yakın olduğu için hasta acile çekilip gerekli müdahaleler yapılacaktır

• Ortaya çıkan istenmeyen etki ve risklerin tedavi edilebilirliğini: Testlerle ilgili bildirilmiş etki ve riskler bulunmamaktadır. Buna karşın işitme testlerinden herhangi bir rahatsızlık duyduğunuzda test sonlandırılacak ve ikinci kez tekrarlanmayacaktır.

• Bilime ve tıbbı katkıları: MR görüntüleme yapılan hastalarda çekim sırasındaki akustik travmanın ve kullanılan kontrast maddenin yaratabileceği iç kulak hasarının erken teşhisi ve kalıcı kulak hasarının önlenmesi amaçlanmaktadır.

• Süresi: İşitme testlerinin toplam süresi 30-45 dakikadır. MR görüntülemenin çekim süresi 12 dakikadır

• Yaklaşık katılımcı sayısı: tek merkezden toplam 60 kişi (30 kontrastlı MRG yapılan, 30 kontrastsız MRG yapılan) katılacaktır.

II-Gönüllünün Haklarıyla İlgili Bilgi Verilmesi

• Gönüllüye araştırmaya katılmayı red etme hakkına sahip olduğunun bildirilmesi: Bu çalışmaya katılmamama hakkına sahipsiniz. Çalışmaya katılmayı istemediğiniz durumda rutin takibinizde herhangi bir aksama olmaksızın aynı kalitede hizmet almaya devam edeceksiniz.

• Gönüllünün istediği anda araştırmacıya haber vererek çalışmadan çekilebileceği ya da araştırmacı tarafından gerek görüldüğünde araştırma dışı bırakılabileceğinin bildirilmesi: Başlangıçta çalışmaya katılmayı kabul edip ilerleyen zamanda çalışmadan çıkmak istediğinizi beyan etme hakkınız mevcut. Bu durumda size sunulan hizmette herhangi bir aksama olmayacaktır. Takibiniz sırasında saptanabilecek ek tıbbi hastalıklar durumunda çalışmaya katılmayı daha önce kabul etmiş olsanız bile araştırmacı doktorlar sizi çalışmadan çıkarabilir. Bu konuda size detaylı bilgilendirme doktorlar tarafından yapılacaktır.

• Gönüllünün araştırmayı kabul etmemesi durumunda veya herhangi bir nedenle çalışma programından çıkarılması veya çıkması halinde, hastalığı ile ilgili tedavisinde bir aksama olmayacağı güvencesi verilmesi: Bu çalışmaya katılmamama hakkına sahipsiniz. Çalışmaya katılmayı istemediğiniz durumda ya da araştırmacılar tarafından çalışmaya katılmanız uygun görülmediğinde rutin takibinizde herhangi bir aksama olmaksızın aynı kalitede hizmet almaya devam edeceksiniz.

• Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmeyeceğinin ayrıca kendisine de bir ödeme yapılmayacağına belirtilmesi gerekmektedir: Bu çalışmada sizden yapılacak testlerle ilgili herhangi bir ücret talep edilmeyecek, çalışmaya katılmayı kabul etmeniz durumunda size herhangi bir ücret ödenmeyecektir. Yapılacak testler hastane bünyesinde kulak burun boğaz bölümüne bağlı odyoloji biriminde yapılacaktır.

• Kimlik bilgilerinin gizli tutulacağına dair güvence: Çalışmaya katılırken verdiğiniz tüm kişisel bilgileriniz araştırmacılar ve hastane arşivinde saklanacaktır. Bu bilgiler üçüncü şahıslarla paylaşılmayacaktır.

III-Katılımcının/Hastanın Beyanı:

Sayın Dr. Mustafa Varlık tarafından Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi KBB Anabilim Dalı'nda tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya "katılımcı" (denek) olarak davet edildim

Eğer bu araştırmaya katılırsam hekim ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılabacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağına bilincindeyim) Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Dr.Mustafa Varlık'a 05055663062 nolu numaradan arayabileceğimi ve Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi, KBB Anabilim Dalı, Yahşihan/KIRIKKALE adresinden ulaşabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" (denek) olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Ben yapılan tüm işitme testleri ve görüntüleme tetkiklerinin daha sonra çalışmalarda kullanılmasına izin veriyorum.(Bu bilgilendirme formu 3(üç) sayfadan oluşmaktadır).

Katılımcı
Adı Soyadı:

Çalışmayı yürüten sorumlu Araştırmacı
Adı Soyadı: Arş.Gör. Dr. MustafaVarlık

İmza :

Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi

Tarih :

KBB A.D. Tel: 0 505 566 3062

İmza:

Ek-2: MRG Bilgi Formu

Manyetik Rezonans (MR)

Hasta Bilgilendirme ve Muvafakat Formu

MR Hastalarının Dikkatine !

1. Bazı hastalarda doğru tanı koyabilmek için MR kontrast maddesi kullanmak gerekebilir. Bu durumda çok az oranda (% 2'den az) hafif yada ciddi allerjik yakınmalar olabilir. Daha önce kontrast maddeye karşı alerjiniz olduysa veya çok alerjik yapıda iseniz risk artacaktır. Bu durumu ilgili personele bildirin.
2. Vücunuzda mermi, şarapnel parçası ya da metal herhangi bir protez varsa lütfen yazınız ve MR' a girmeden ilgili personele bilgi veriniz.
3. Kalp pili, eski anevrizma klipsi (1990 öncesi), göz içi yabancı cisim olan hastalar **HİÇ BİR DURUMDA MR'A GİREMEZ !!!**
4. Varsa çıkarılabilir diş protezinizi, anahtarlık (size verilen odanızın anahtarı hariç), kredi kartı, cep telefonu, her türlü elektronik cihaz, silah, saç tokası, işitme cihazı, saat ve diğer takılarınızı **KESİNLİKLE** odanızda bırakıp, odanızı kilitli bırakın.
5. Çekiminiz yaklaşık 12 dakika sürecektir. Bu sürede sırt üstü, hareketsiz yatamayacaksınız bildiriniz.
6. Hamile iseniz yada şüphesiniz var ise MR'a girmeden ilgili personeli bilgilendiriniz.
7. Çekim sırasındaki seslerden rahatsız olmamanız ve kulaklarınızın zarar görmemesi için kulaklarınıza koruyucu maske takılacaktır. Çekim sırasında elinize bir buton verilecek olup, çekim sırasında rahatsızlanıp çekime devam edemeyecek durumda olursanız butona basmanızla çekim sonlandırılacaktır.

Yukarıda yazılanları okudum ve anladım. Vücudumda MR' a girdiğimde sakınca doğurabilecek protez veya herhangi metal parçası olmadığını kabul ediyorum.

Hastanın ya da Hukuki Temsilcisinin Adı Soyadı ve imzası;

Kontrol eden teknisyen:

Tarih:

Not: MR çekiminde radyoaktif madde yada X ışını kullanılmaz. MR'ın insan sağlığı üzerine olumsuz etkisi bilinmemektedir. Kullanılacak kontrast maddenin böbrekler üzerine zararlı etkisi son derece nadirdir.

Ek-3. Tablo A1: Kontrastlı Temporal MRG Yapılan Hastaların Verileri

İSİM SOYAD	YAŞ	CİNSİYET			250 Hz	500 Hz	1 kHz	2kHz	4 kHz	8 kHz	9 kHz	10 kHz	11,2 kHz	12,5 kHz	14 kHz	16 kHz	ABR deki İşitme Eşikleri	DPOAE		
			MR ÖNCESİ	SAĞ SOL																
F. Ç.	20	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	10	15	20	20	25	30	30	35	35	35	20	+		
				SOL	15	10	10	15	20	20	25	25	25	30	30	30	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	25	20	20	20	20	15	20	20	20	20	20	20	20	+
				SOL	20	15	10	10	15	15	15	15	10	15	10	10	10	10	+	
M. G.	54	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	30	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	+	
				SOL	20	15	20	15	20	15	15	15	20	25	30	30	20	+		
			MR SONRASI	SAĞ	25	30	25	25	25	25	25	20	25	25	25	20	20	20	+	
				SOL	20	20	20	15	20	15	15	15	20	25	35	35	20	+		
E. Y.	50	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	20	25	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	+	
				SOL	20	25	25	15	15	15	15	15	20	15	15	15	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	20	20	25	25	20	20	20	25	25	25	20	20	+		
				SOL	15	25	25	25	25	25	25	25	20	15	20	20	20	+		
A. D.	46	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	20	20	20	25	25	25	25	25	25	30	35	30	+		
				SOL	15	15	15	15	15	15	20	20	20	20	20	20	20	+		
			MR SONRASI	SAĞ	10	20	20	20	25	25	30	30	30	30	30	30	30	+		
				SOL	20	20	20	15	15	20	20	20	20	20	25	25	25	+		
F. Ş.	43	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	+		
				SOL	15	15	20	10	10	10	15	15	15	15	15	15	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	10	10	10	15	10	10	15	15	15	15	15	15	+		
				SOL	15	15	15	10	15	15	20	15	15	15	15	15	15	+		
B. Ş.	43	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	10	10	10	15	15	15	15	15	15	15	15	+		
				SOL	15	10	15	15	15	15	15	15	15	15	15	15	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	20	20	20	25	20	20	20	20	25	25	+		
				SOL	20	10	15	20	20	20	20	20	20	20	15	15	15	+		
N. A.	45	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	5	5	5	5	5	15	15	15	10	15	15	+		
				SOL	20	15	10	10	5	5	15	15	15	15	15	15	10	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	10	10	10	10	10	15	15	15	15	15	15	+		
				SOL	20	15	15	15	10	10	10	15	15	15	15	15	15	+		

Ek-3. Tablo A2: Kontrastlı Temporal MRG Yapılan Hastaların Verileri

İSİM SOYAD	YAŞ	CİNSİYET			250 Hz	500 Hz	1 kHz	2kHz	4 kHz	8 kHz	9 kHz	10 kHz	11,2 kHz	12,5 kHz	14 kHz	16 kHz	ABR deki İşitme Eşikleri	DPOAE		
			MR ÖNCESİ	SAĞ																
Ş. İ.	53	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	25	25	30	30	30	30	30	35	35	35	35	20	+		
				SOL	20	20	20	15	20	15	15	15	15	20	25	35	35	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	20	25	25	20	20	20	20	25	20	20	20	20	20	+
				SOL	20	25	25	15	15	10	15	15	15	20	35	15	15	15	15	+
A. Y.	47	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	20	20	25	25	20	20	20	20	25	30	25	20	+		
				SOL	20	20	25	20	20	20	20	15	20	20	20	20	20	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	20	15	10	10	15	15	15	15	10	15	10	10	10	10	+	
				SOL	25	30	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	+	
H. Y. Ü.	25	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	30	25	25	25	25	25	20	25	25	25	20	20	+		
				SOL	20	20	20	20	20	15	15	15	20	25	35	35	20	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	30	25	25	20	25	20	20	25	20	20	20	20	+	
				SOL	20	25	25	15	15	15	15	15	25	15	15	15	15	15	+	
Ö. G. Ö.	41	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	20	20	25	25	20	20	20	20	25	30	25	20	+		
				SOL	15	25	20	25	25	25	25	25	20	15	20	20	20	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	20	20	20	30	25	25	25	25	25	30	35	30	+		
				SOL	15	15	15	15	15	15	30	20	20	20	20	20	20	+		
A. A.	48	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	10	5	5	5	5	5	5	5	10	15	15	15	10	+		
				SOL	10	5	5	5	5	10	10	10	10	10	10	10	10	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	15	15	10	15	15	15	10	15	5	25	30	+		
				SOL	10	15	10	15	15	20	20	20	10	15	5	25	25	+		
R. B.	35	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	25	20	25	20	25	25	20	25	20	25	25	25	+		
				SOL	20	20	20	20	15	20	20	20	20	15	20	20	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	15	10	10	15	10	15	20	20	20	20	20	+		
				SOL	10	15	15	15	15	15	15	15	20	25	20	20	20	+		
A. Y.	50	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	25	20	20	20	20	20	25	25	25	25	20	15	+		
				SOL	20	20	20	20	20	20	20	25	20	20	20	20	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	20	25	25	20	20	20	25	20	20	20	20	+		
				SOL	20	25	25	15	15	10	15	15	20	35	15	15	15	+		
A. K.	48	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	20	20	25	25	20	20	20	20	25	30	25	20	+		
				SOL	20	20	25	20	20	20	20	15	20	20	20	20	20	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	15	10	15	15	15	15	15	10	15	10	10	10	+		
				SOL	25	30	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	+		

Ek-3. Tablo A3: Kontrastlı Temporal MRG Yapılan Hastaların Verileri

İSİM SOYAD	YAŞ	CİNSİYET			250 Hz	500 Hz	1 kHz	2kHz	4 kHz	8 kHz	9 kHz	10 kHz	11,2 kHz	12,5 kHz	14 kHz	16 kHz	ABR deki İşitme Eşikleri	DPOAE	
			MR ÖNCESİ	SAĞ															
D. L. A.	51	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	15	20	15	20	15	20	15	20	20	20	30	20	+	
				SOL	25	30	25	20	25	25	25	20	20	25	25	20	20	20	20
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	20	20	20	15	20	20	25	35	35	20	20	+
				SOL	15	15	20	25	25	20	25	20	20	25	20	20	20	20	20
Y. S.	53	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	10	15	20	20	25	25	25	30	30	30	15	+	
				SOL	20	20	25	20	20	20	20	15	20	20	20	20	20	20	+
			MR SONRASI	SAĞ	20	15	10	10	10	15	15	10	10	15	10	10	10	10	+
				SOL	25	30	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
Ö. Ç.	47	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	10	20	15	20	15	15	15	20	25	30	30	20	+	
				SOL	25	30	25	25	25	25	25	10	25	25	25	20	20	20	+
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	15	20	15	15	15	20	10	35	35	20	20	+
				SOL	15	15	20	25	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
M. T.	54	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	25	25	25	15	15	15	15	20	15	15	15	15	+	
				SOL	15	20	20	25	25	25	20	20	20	25	25	25	20	20	+
			MR SONRASI	SAĞ	20	25	25	25	25	25	25	25	20	15	20	20	20	20	+
				SOL	15	20	20	20	10	25	25	25	25	25	30	35	30	30	+
P. Ç.	52	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	10	15	15	15	20	25	20	20	20	20	20	+	
				SOL	20	20	20	20	25	25	30	30	30	30	30	30	30	30	+
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	15	15	20	20	20	25	20	25	25	25	25	+
				SOL	15	10	20	10	10	20	10	10	10	20	20	10	10	10	+
H. B.	46	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	15	10	10	10	15	15	15	10	15	15	15	+	
				SOL	15	10	10	5	10	5	10	15	15	15	15	15	15	15	+
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	15	15	15	15	15	20	15	15	20	15	15	15	+
				SOL	15	15	10	10	10	10	15	20	15	15	20	10	10	10	+
E. M. S.	24	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	20	20	20	15	15	15	15	15	15	15	15	15	+	
				SOL	20	25	25	25	25	20	20	25	25	20	15	20	15	+	
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	20	25	25	20	25	25	20	10	15	20	20	+
				SOL	15	10	10	15	20	20	25	30	30	35	35	35	20	20	+
G. İ.	49	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	10	15	20	20	25	25	25	30	30	30	15	+	
				SOL	20	20	25	20	20	20	20	15	20	20	20	20	20	20	+
			MR SONRASI	SAĞ	20	25	10	10	25	15	15	15	10	15	10	10	10	10	+
				SOL	25	30	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20

Ek-3. Tablo A4: Kontrastlı Temporal MRG Yapılan Hastaların Verileri

İSİM SOYAD	YAŞ	CİNSİYET			250 Hz	500 Hz	1 kHz	2kHz	4 kHz	8 kHz	9 kHz	10 kHz	11,2 kHz	12,5 kHz	14 kHz	16 kHz	ABR deki İşitme Eşikleri	DPOAE	
			MR ÖNCESİ	MR SONRASI															
F. Y.	52	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	15	20	15	20	30	15	15	20	25	30	30	20	+	
				SOL	25	30	25	25	25	25	25	20	25	25	25	20	20	20	+
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	15	20	15	15	15	20	25	35	35	20	20	+
				SOL	15	15	20	25	25	20	20	25	20	20	20	20	20	20	+
H.A.	43	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	25	25	15	15	15	15	15	25	15	15	15	15	+	
				SOL	20	20	20	25	25	20	20	20	20	25	25	25	20	20	+
			MR SONRASI	SAĞ	15	25	25	25	25	25	25	25	25	15	20	20	20	20	+
				SOL	15	20	20	20	25	25	25	25	25	25	30	35	30	30	+
T. A.	53	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	15	15	15	15	20	20	20	20	20	20	20	+	
				SOL	10	25	20	20	25	25	30	30	30	30	25	30	30	+	
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	25	15	15	20	20	20	20	20	30	25	25	25	+
				SOL	15	10	15	15	10	10	10	10	10	10	20	10	10	10	+
E. U.	35	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	15	10	10	15	15	15	15	15	15	15	15	+	
				SOL	15	10	10	10	15	15	10	20	20	15	20	15	15	+	
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	15	10	15	15	20	15	15	15	15	15	15	15	+
				SOL	25	25	20	20	15	10	10	10	15	20	25	30	15	15	+
C. T.	23	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	20	20	20	15	10	15	10	20	25	25	30	20	+	
				SOL	20	20	25	25	25	20	20	20	20	20	25	20	15	15	+
			MR SONRASI	SAĞ	20	25	25	25	20	25	25	15	20	25	20	20	15	15	+
				SOL	20	25	25	25	20	20	20	15	15	15	15	15	15	15	+
A. A.	38	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	20	20	20	20	20	25	20	20	20	15	10	15	+	
				SOL	25	25	25	20	20	20	25	20	15	15	15	15	15	15	+
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	15	15	20	20	25	10	15	15	15	15	10	+
				SOL	25	25	20	20	20	25	20	20	15	15	15	15	15	15	+
A.O.	44	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	15	15	15	10	15	20	25	25	25	25	20	+	
				SOL	10	15	15	15	20	20	20	20	25	25	25	20	20	20	+
			MR SONRASI	SAĞ	10	15	10	10	10	15	15	20	25	25	25	25	25	20	+
				SOL	10	10	20	20	20	20	20	20	20	20	20	25	20	20	+

Ek-3. Tablo B1: Kontrastsız Kranial MRG Yapılan Hastaların Verileri

İSİM SOYAD	YAŞ	CİNSİYET			250 Hz	500 Hz	1 kHz	2kHz	4 kHz	8 kHz	9 kHz	10 kHz	11,2 kHz	12,5 kHz	14 kHz	16 kHz	ABR deki İşitme Eşikleri	DPOAE			
Ş. Ç.	54	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	10	15	20	20	25	30	30	35	35	35	20	+			
				SOL	15	10	10	15	20	20	25	25	25	25	30	30	30	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	25	20	20	20	20	15	20	20	20	20	20	20	20	20	+
				SOL	20	15	10	10	15	15	15	15	15	10	15	10	10	10	10	10	+
M. Z. Ö.	53	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	30	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	+		
				SOL	20	15	20	15	20	15	15	15	20	25	30	30	20	20	+		
			MR SONRASI	SAĞ	25	30	25	25	25	25	25	25	20	25	25	25	20	20	20	+	
				SOL	20	20	20	20	20	15	15	15	20	25	35	35	20	20	+		
H. E.	46	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	20	25	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	+		
				SOL	20	25	25	20	15	15	15	15	20	15	15	15	15	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	20	20	25	25	20	20	20	20	25	25	25	20	20	20	+	
				SOL	15	25	25	25	25	25	25	25	20	15	20	20	20	20	20	+	
K. D.	57	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	20	20	20	25	25	25	25	25	25	30	35	30	+			
				SOL	15	15	15	15	15	15	20	20	20	20	20	20	20	20	+		
			MR SONRASI	SAĞ	10	20	20	20	25	25	30	30	30	30	30	30	30	30	+		
				SOL	20	20	20	20	15	20	20	20	20	20	20	25	25	25	+		
Ş. Ç.	51	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	+			
				SOL	15	15	15	10	10	20	15	20	15	15	15	15	15	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	10	10	10	15	10	10	15	15	15	15	15	15	15	+		
				SOL	15	15	15	10	15	15	20	15	20	15	15	15	15	15	+		
H. Ö.	50	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	10	10	10	10	15	15	15	15	15	15	15	+			
				SOL	15	10	15	15	15	15	15	15	15	15	15	15	15	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	20	20	20	25	20	20	20	20	20	20	25	25	+	
				SOL	20	10	15	20	20	20	20	20	20	20	20	15	15	15	+		
S. K.	37	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	5	5	5	5	5	15	15	15	10	15	15	+			
				SOL	20	15	10	10	5	5	15	15	15	15	15	15	10	+			
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	10	10	10	10	15	15	15	15	15	15	15	15	+		
				SOL	20	15	15	15	15	20	10	15	15	15	15	15	15	15	+		
İ. K.	50	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	25	25	30	30	30	30	30	35	35	35	35	20	+			
				SOL	20	20	15	15	20	15	15	15	20	25	35	35	20	+			
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	20	25	25	20	20	20	25	20	20	20	20	20	+		
				SOL	20	25	20	15	15	10	20	15	20	35	15	15	15	+			

Ek-3. Tablo B2: Kontrastsız Kranial MRG Yapılan Hastaların Verileri

İSİM SOYAD	YAŞ	CİNSİYET			250 Hz	500 Hz	1 kHz	2kHz	4 kHz	8 kHz	9 kHz	10 kHz	11,2 kHz	12,5 kHz	14 kHz	16 kHz	ABR deki İşitme Eşikleri	DPOAE		
M. Ö.	36	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	20	20	25	25	20	20	20	15	25	30	25	20	+		
				SOL	20	20	25	20	20	20	20	15	20	20	15	20	20	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	20	15	10	10	15	15	15	15	15	15	15	20	10	10	10	+
				SOL	25	30	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	15	20	20	+
E. T.	56	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	30	25	25	25	25	25	20	25	25	25	20	20	20	+	
				SOL	20	20	20	20	20	15	15	15	20	25	35	15	20	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	30	25	25	20	25	20	20	20	25	20	20	20	20	+
				SOL	20	25	25	15	15	15	15	15	15	25	15	15	15	15	15	+
Y. D.	40	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	20	20	25	25	20	20	20	20	25	30	25	20	+		
				SOL	15	25	20	25	25	25	15	5	20	15	20	20	20	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	15	20	20	20	30	25	25	25	25	25	25	30	35	30	+	
				SOL	20	15	20	15	15	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	+
B. K.	19	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	10	5	5	5	5	5	5	5	20	15	15	15	10	+		
				SOL	10	5	5	5	5	10	10	10	10	10	10	10	10	10	+	
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	15	15	10	15	15	15	15	10	15	15	25	30	+	
				SOL	10	15	10	15	15	20	20	20	20	20	15	20	25	25	+	
A. A.	38	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	25	20	25	20	20	25	20	20	20	25	25	25	+		
				SOL	20	20	20	20	15	20	20	20	20	15	20	20	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	15	15	10	15	10	15	20	20	20	20	20	25	+	
				SOL	10	15	15	15	15	15	15	15	15	20	25	20	20	20	+	
D. Ş.	61	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	25	20	15	20	15	20	25	25	25	20	20	15	+		
				SOL	20	20	20	20	20	20	20	20	25	20	15	20	20	15	+	
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	20	25	25	20	20	20	20	25	20	20	20	20	20	+
				SOL	20	25	25	15	15	10	15	15	15	20	35	20	15	15	+	
B. K.	29	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	20	20	15	25	20	20	20	20	25	30	25	20	+		
				SOL	20	20	25	20	20	20	20	15	20	20	20	20	20	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	20	15	10	15	15	15	15	15	10	15	10	10	10	10	+	
				SOL	25	30	20	20	10	10	20	20	20	20	20	20	20	20	+	
F. A.	61	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	15	20	15	20	15	20	15	20	20	20	30	20	+		
				SOL	25	30	25	20	25	25	25	20	20	25	25	20	20	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	20	20	20	15	20	20	20	20	35	30	20	+	
				SOL	15	15	20	25	25	20	25	20	20	20	25	20	20	20	+	

Ek-3. Tablo B3: Kontrastsız Kranial MRG Yapılan Hastaların Verileri

İSİM SOYAD	YAŞ	CİNSİYET			250 Hz	500 Hz	1 kHz	2kHz	4 kHz	8 kHz	9 kHz	10 kHz	11,2 kHz	12,5 kHz	14 kHz	16 kHz	ABR deki İşitme Eşikleri	DPOAE		
G. B.	47	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	10	10	15	15	15	25	25	25	30	30	30	15	+		
				SOL	20	20	25	20	20	20	20	15	20	20	20	20	30	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	20	15	10	10	15	15	15	10	10	10	15	15	15	15	10	+
				SOL	25	30	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	+
D. A.	58	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	10	20	15	20	15	15	15	15	15	30	30	20	+		
				SOL	25	30	25	25	25	25	15	10	25	25	25	20	20	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	15	20	15	15	15	20	10	35	35	20	+		
				SOL	15	15	20	25	25	20	20	20	20	20	20	20	20	20	+	
R. A.	19	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	25	25	25	10	15	10	15	15	10	15	15	15	+		
				SOL	15	20	20	25	25	25	20	20	20	25	25	25	20	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	25	25	25	25	25	25	25	20	15	20	20	20	+		
				SOL	15	20	20	20	15	25	25	25	25	25	30	35	30	+		
E. G.	52	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	10	15	15	15	20	25	15	15	15	15	20	+		
				SOL	20	20	20	20	25	25	30	30	30	30	30	30	30	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	10	10	10	20	20	25	20	25	25	25	25	+	
				SOL	15	10	20	10	10	20	10	10	10	20	20	10	10	+		
İ. Ç.	30	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	15	10	10	10	15	15	15	10	15	15	15	+		
				SOL	15	10	10	10	10	5	10	15	15	15	15	15	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	15	15	15	15	15	20	15	15	20	15	15	+		
				SOL	15	15	10	10	10	10	10	20	15	15	20	10	10	+		
H. K.	47	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	20	20	20	15	15	15	15	15	15	15	15	15	+		
				SOL	20	25	25	25	25	20	20	25	25	20	15	20	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	10	25	25	20	25	25	20	10	15	20	+		
				SOL	15	15	15	10	20	15	25	15	30	35	35	35	20	+		
C. Y.	37	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	15	15	20	20	25	25	25	30	30	30	15	+		
				SOL	20	20	25	15	20	20	20	15	20	20	20	20	20	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	25	10	15	25	15	15	15	10	15	15	10	10	+		
				SOL	25	30	25	20	20	20	20	20	20	20	20	15	20	+		
S. Ç.	63	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	15	20	15	20	30	15	15	15	25	30	15	20	+		
				SOL	25	30	25	25	15	25	25	20	25	25	25	20	20	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	20	15	20	15	15	15	20	25	35	35	20	+		
				SOL	15	15	20	25	25	20	20	15	20	20	20	20	20	+		

Ek-3. Tablo B4: Kontrastsız Kranial MRG Yapılan Hastaların Verileri

İSİM SOYAD	YAŞ	CİNSİYET			250 Hz	500 Hz	1 kHz	2kHz	4 kHz	8 kHz	9 kHz	10 kHz	11,2 kHz	12,5 kHz	14 kHz	16 kHz	ABR deki İşitme Eşikleri	DPOAE			
			MR ÖNCESİ	SAĞ SOL																	
N. K.	45	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	25	25	15	15	15	15	15	15	15	25	15	15	15	15	+		
				SOL	20	20	20	25	25	20	20	20	20	20	20	25	25	25	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	15	25	25	25	25	15	25	25	25	25	25	15	20	20	20	20	+
				SOL	15	20	20	20	25	25	25	25	25	15	25	30	35	30	30	30	+
E. K.	44	E	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	15	10	15	10	20	20	20	20	20	20	20	20	+		
				SOL	10	25	20	20	25	10	30	15	30	30	25	30	30	30	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	25	15	15	20	15	20	20	20	20	10	25	25	25	+	
				SOL	15	10	15	15	10	15	10	10	10	10	10	20	10	10	10	+	
Y. P.	42	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	15	15	10	15	15	10	15	15	15	15	15	15	+		
				SOL	15	10	10	10	15	15	10	10	10	20	15	20	15	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	15	15	15	10	15	15	20	15	15	15	15	15	15	15	15	+	
				SOL	25	25	20	20	10	10	15	10	10	10	20	25	30	15	15	+	
Z. Ş.	46	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	20	20	20	15	10	15	10	10	25	25	30	20	20	+		
				SOL	20	20	25	25	25	20	20	20	20	20	20	25	20	15	15	+	
			MR SONRASI	SAĞ	20	25	25	25	20	25	25	15	20	25	20	20	20	15	15	+	
				SOL	20	25	10	25	20	20	20	15	15	15	15	15	15	15	15	+	
D. E.	35	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	20	20	20	20	20	20	15	20	20	20	35	30	20	20	+		
				SOL	15	15	20	25	25	20	25	20	20	25	20	20	20	20	20	+	
			MR SONRASI	SAĞ	15	10	10	15	15	15	25	25	25	30	30	30	15	15	15	+	
				SOL	20	20	25	20	20	20	20	15	20	20	20	20	30	20	20	+	
S. Y.	41	K	MR ÖNCESİ	SAĞ	15	15	15	10	20	15	25	15	30	35	35	35	20	20	+		
				SOL	15	15	15	15	20	20	25	25	25	30	30	30	15	15	+		
				SOL	15	15	15	15	20	20	25	25	25	30	30	30	15	15	+		
			MR SONRASI	SAĞ	20	20	25	15	20	20	20	15	20	20	20	20	20	20	20	+	
				SOL	20	25	10	15	25	15	15	15	15	10	15	15	10	10	10	+	

