

RIŞVAN DENİZ

**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA LİSANSÜSTÜ
EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İSTANBUL-2019



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



YÜKSEK LİSANS TEZİ

KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARINDA ELEKTRİKSEL UYARILMIŞ
KORTİKAL YANITLARIN ARAŞTIRILMASI

RIŞVAN DENİZ

DANIŞMAN
DR. ÖĞR. ÜYESİ EYYUP KARA

ODYOLOJİ ANABİLİM DALI
ODYOLOJİ, DİL VE KONUŞMA BOZUKLUKLARI
PROGRAMI

İSTANBUL-2019

TEZ ONAYI

Bu çalışma 14.06.2019 Tarihinde aşağıdaki jüri tarafından
Odyoloji Anabilim Dalı, Odyoloji, Dil ve Konuşma Bozuklukları Tezli Yüksek Lisans
Programı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ

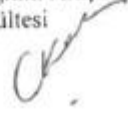
Dr.Öğr.Üyesi Eyyup KARA
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Sağlık Bilimleri Fakültesi



Prof. Dr. Ahmet ATAS
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Tıp Fakültesi



Doç. Dr. Çiğdem KALAYCIK ERTUGAY
Sağlık Bilimleri Üniversitesi
İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi
Tıp Fakültesi



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

RIŞVAN DENİZ



İTHAF

Tez çalışmamı aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim sırasında ve tezimin tüm aşamalarında desteğini hiç esirgemeyen, birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum, meslek hayatımda da her anlamda kendime örnek aldığım, değerli tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Eyyup Kara'ya,

Bilgi ve deneyimleriyle her daim bize yol gösteren değerli bölüm başkanımız Prof. Dr. Ahmet ATAŞ ve Doç. Dr. Zahra Polat'a

Eğitim ve çalışma hayatım boyunca desteğini her zaman hissettiğim, tez sürecinde her türlü kolaylığı sağlayan çok sevgili hocam Halide Kara'ya,

Güleryüzü ile bana her daim destek olan değerli hocam Selma Yılar'a,

Birlikte çalışmaktan ve okumaktan onur duyduğum arkadaşlarım Bengi Yerlikaya, Gökçe Gültekin ve Melda Kaya'ya,

Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Odyoloji Kliniği'ndeki tüm çalışma arkadaşlarıma,

Tüm tez çalışmam boyunca beni motive eden ve her zaman yanımda olan eşim Burcu Deniz'e,

Yaşamım boyunca varlıklarını yanımda hissettiğim, sevgi ve desteklerini benden hiç esirgemeyen aileme teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. PERİFERİK İŞİTME SİSTEMİ	3
2.2. SANTRAL İŞİTME SİSTEMİ	6
2.2.1. Koklear Nukleus (CN)	7
2.2.2. Superior Olivary Complex (SOC).....	8
2.2.3. Lateral Lemniscus (LL)	9
2.2.4. Inferior Kollikulus (IC).....	9
2.2.5. Medial Genikulat Body (MGB)	10
2.2.6. Primer İşitsel Korteks (AI).....	12
2.3. KOKLEAR İMPLANTLAR.....	13
2.4. ELEKTRİKSEL UYARILMIŞ POTANSİYELLER	16
2.4.1. Elektriksel Uyarılmış Bileşik Aksiyon Potansiyeli (ECAP).....	16
2.4.2. Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleks Eşiği (ESRT).....	18
2.4.3. Elektriksel Uyarılmış Beyinsapı Yanıtları (EABR).....	19
2.4.4. Elektriksel Uyarılmış İşitsel Orta Latans Yanıtları (EAMLR)	23
2.5. UYARILMIŞ KORTİKAL POTANSİYELLER.....	25
2.5.1. Kortikal İşitsel Uyarılmış Potansiyeller (CAEP)	25
2.5.2. Elektriksel Uyarılmış İşitsel Geç Yanıtlar (EALR)	26
2.5.2.1. Elektriksel Uyarılmış Kortikal Yanıtların Kullanım Alanları.....	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	32

3.1. Bireyler	32
3.1.1. Çalışmaya Dahil Edilme ve Çalışmadan Dışlanma Kriterleri	32
3.2. Uygulanan Testler	32
3.2.1. Odyolojik ve İmmitansmetrik Değerlendime	33
3.2.2. Telemetry ve ESRT Ölçümü.....	34
3.2.3. Elektriksel Uyarılmış İşitsel Geç Yanıtlar Ölçümü	37
3.2.4. Kortikal İşitsel Uyarılmış Potansiyeller Testi	40
3.3. İstatistiksel Analiz.....	42
4. BULGULAR.....	43
5. TARTIŞMA	61
KAYNAKLAR	68
FORMLAR	76
ETİK KURUL KARARI	78
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	79
ÖZGEÇMİŞ	80

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4-1: Demografik Özellikler	43
Tablo 4-2: Elektrot pozisyonlarına göre EALR C seviyesinde amplitüd ve latans karşılaştırması	45
Tablo 4-3: Elektrot pozisyonlarına göre EALR T seviyesinde amplitüd ve latans karşılaştırması	46
Tablo 4-4: Sabit uyarım seviyesinde elektrot pozisyonlarına göre EALR latans ve amplitüdündeki değişim.....	47
Tablo 4-5: EALR ölçümlerinde bulunan C ve T seviyelerinin elektrot pozisyonları arasındaki karşılaştırmaları	48
Tablo 4-6: ESRT ölçümlerinde bulunan T ve C seviyelerinin elektrot pozisyonları arasındaki karşılaştırmaları	48
Tablo 4-7: İşitme kaybı süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki latans (msn) değerleri arasındaki ilişki	49
Tablo 4-8: İşitme kaybı süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki amplitüd (μv) değerleri arasındaki ilişki	49
Tablo 4-9: İşitme kaybı süresi ile ESRT ve EALR SSO (dB), SRT (dB), SDS (%) değerlerinin karşılaştırılması.....	50
Tablo 4-10: Koklear implant kullanım süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki latans (msn) değerleri arasındaki ilişki	50
Tablo 4-11: Koklear implant kullanım süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki amplitüd (μv) değerleri arasındaki ilişki.....	51
Tablo 4-12: Koklear implant kullanım süresi ile ESRT ve EALR SSO, SRT, SDS değerlerinin karşılaştırılması.....	51
Tablo 4-13: Koklear implant takılma yaşı ile EALR T ve C seviyelerindeki latans (msn) değerleri arasındaki ilişki.....	52
Tablo 4-14: Koklear implant takılma yaşı ile EALR T ve C seviyelerindeki amplitüd (μv) değerleri arasındaki ilişki.....	52
Tablo 4-15: EALR ve ESRT ölçümleri sonucunda elde edilen SSO (dB) bulguları arasındaki ilişki	53
Tablo 4-16: EALR ve ESRT ölçümleri sonucunda elde edilen SRT (dB) bulguları arasındaki ilişki	53

Tablo 4-17: EALR ve ESRT ölçümleri sonucunda elde edilen SDS (%) bulguları arasındaki ilişki	54
Tablo 4-18: Elektrot pozisyonlarına göre ESRT ve EALR ölçümlerinde elde edilen T (cu) değerlerinin karşılaştırılması.....	55
Tablo 4-19: Elektrot pozisyonlarına göre ESRT ve EALR testinde elde edilen C (cu) değerlerinin karşılaştırılması.....	56
Tablo 4-20: / m/, /t/, /g/ fonemleri için EALR CAEP ve ESRT CAEP latans (msn) karşılaştırması	57
Tablo 4-21: /m/, /t/, /g/ fonemleri için EALR CAEP ve ESRT CAEP amplitüd (μ v) karşılaştırması	57
Tablo 4-22: İşitme kaybı süresi ile ESRT ve EALR CAEP latans (msn) ilişkisi.....	58
Tablo 4-23: İşitme kaybı süresi ile ESRT ve EALR CAEP amplitüd (μ v) ilişkisi	58
Tablo 4-24: Koklear implant kullanım süresi ile ESRT ve EALR CAEP latansları (msn) arasındaki ilişki	59
Tablo 4-25: Koklear implant kullanım süresi ile ESRT ve EALR CAEP amplitüdüleri (μ v) arasındaki ilişki	59
Tablo 4-26: Koklear implant takılma yaşı ile ESRT ve EALR CAEP latans (msn) değerleri arasındaki ilişki.....	60
Tablo 4-27: Koklear implant takılma yaşı ile ESRT ve EALR CAEP amplitüd (μ v) değerleri arasındaki ilişki.....	60

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Periferik İşitme Sistemi.....	4
Şekil 2-2: Santral İşitme Sistemi	7
Şekil 2-3: Koklear Nukleus.....	8
Şekil 2-4: İinferior Kollikulus.....	10
Şekil 2-5: Medial Genikulat Body	11
Şekil 2-6: Primer İşitsel Korteks.....	12
Şekil 2-7: Koklear İimplant İç ve Dış Parçaları.....	14
Şekil 2-8: ECAP Ölçümü.....	17
Şekil 2-9: ESRT Ölçümü	18
Şekil 2-10: ABR'nin Nöral Kaynakları	20
Şekil 2-11: EABR Dalga Kayıt Örnekleri	21
Şekil 2-12: AMLR Dalga Örneği.....	24
Şekil 2-13: İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller Dalga Örneği	27
Şekil 2-14: EALR Kaydı ve Bağlantıları	28
Şekil 2-15: EALR Dalga Kaydı Örneği.....	28
Şekil 3-1: GSI AudioStar Pro Klinik Odyometri Cihazı	33
Şekil 3-2: Titan IMP440 İmmitansmetri Cihazı	34
Şekil 3-3: MED-EL Koklear İimplant Telemetri Ekranı	35
Şekil 3-4: MED-EL Koklear İimplant ESRT Parametre Ekranı.....	36
Şekil 3-5: MED-EL Koklear İimplant ESRT Ekranı	36
Şekil 3-6: GSI Audera EALR Ölçümü	37
Şekil 3-7: GSI Audera EALR Parametre Ekranı	38
Şekil 3-8: Tetikleme Kablosu	38
Şekil 3-9: Uluslararası 10-20 Elektrot Yerleşim Sistemi.....	39
Şekil 3-10: MED-EL Koklear İimplant EALR Ekranı	40
Şekil 3-11: MED-EL Koklear İimplant EALR Parametre Ekranı	40
Şekil 3-12: HearLab ACA CAEP Ölçümü	41
Şekil 3-13: HearLab ACA CAEP Dalga Örneği	42
Şekil 4-1: Bireylerin koklear implant kullanım süreleri (Ay).....	44
Şekil 4-2: Bireylere koklear implant takılma yaşı (Yıl)	44
Şekil 4-3: Elektrot Pozisyonlarına göre EALR C, T, 500 cu latans (msn) değerleri.....	46

Şekil 4-4: Elektrot Pozisyonlarına göre EALR C, T, 500 cu amplitüd (μv) değerleri ...	46
Şekil 4-5: ESRT ve EALR Testleri ile yapılan İşitme ve Konuşma testleri.....	54
Şekil 4-6: EALR ve ESRT Ölçümünde Elektrot Pozisyonlarına göre Ortalama T Seviyeleri (cu).....	55
Şekil 4-7: EALR ve ESRT Ölçümünde Elektrot Pozisyonlarına göre Ortalama C Seviyeleri (cu).....	56
Şekil 5-1: EALR Ölçümünde T ve C Seviyelerinin Ortalama Latans ve Ortalama Amplitüd Değerleri	63



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ABR	İşitsel Beyinsapı Yanıtı
ECAP	Elektriksel Uyarılmış Bileşik Aksiyon Potansiyeli
EABR	Elektriksel Uyarılmış İşitsel Beyinsapı Yanıtı
ESRT	Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleksi
AMLR	İşitsel Orta Latans Yanıtları
ALR	İşitsel Geç Yanıtlar
EAMLR	Elektriksel Uyarılmış İşitsel Orta Latans Yanıtları
EALR	Elektriksel Uyarılmış İşitsel Geç Yanıtlar
EMMN	Elektriksel Uyarılmış Uyumsuzluk Negativitesi
ACC	Akustik Değişim Kompleksi
EACC	Elektriksel Uyarılmış Akustik Değişim Kompleksi
CAEP	Kortikal İşitsel Uyarılmış Potansiyeller
DSP	Dijital Sinyal İşlemleyici
CN	Koklear Nukleus
DCN	Dorsal Koklear Nukleus
AVCN	Anteroventral Koklear Nukleus
PVCN	Posteroventral Koklear Nukleus
TB	Trapezoid Body
SOC	Superior Olivary Kompleks
MSO	Medial Superior Olivary Nukleus
LSO	Lateral Superior Olivary Nukleus
LL	Lateral Lemniskus
DNLL	Lateral Lemniskus Dorsal Nukleusu
VNLL	Lateral Lemniskus Ventral Nukleusu
IC	Inferior Kollikulus

ICC	Inferior Kollikulus Central Nukleus
ICX	Inferior Kollikulus External Nukleus
ITD	İnteraural Zaman Farkı
ILD	İnteraural Şiddet Farkı
MGB	Medial Geniculat Body
AI	Primer İşitsel Korteks
C Seviyesi	En Rahat Duyma Seviyesi (MCL)
T Seviyesi	İşitilebilen En Düşük Akım Seviyesi (THR)



ÖZET

DENİZ, R. (2019). Koklear İmplant Kullanıcılarında Elektriksel Uyarılmış Kortikal Yanıtların Araştırılması. İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Odyoloji, Dil ve Konuşma Bozuklukları ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Koklear implantlar; ileri, çok ileri derecede işitme kaybı olan bireylerde, işitmenin sağlanması için yaygın olarak kullanılan elektronik cihazlardır. Koklear implant işlemcisini ayarlarken, davranışsal yöntemler ve objektif ölçümler kullanılır. Elektriksel Uyarılmış İşitsel Geç Yanıtlar (*Electrically Evoked Auditory Late Response* –[EALR]), iki pozitif ve bir negatif tepe (P1-N1-P2) kompleksini içeren, direkt elektriksel uyarım kullanılarak ölçülebilen elektrofizyolojik yanıttır. Koklear implant kullanıcılarında, davranışsal eşikler ile EALR eşikleri arasındaki ilişkiyi inceleyen çok az sayıda araştırma mevcuttur. Çalışmamızın amacı, EALR ölçümü ile davranışsal eşikler arasındaki ilişkiyi incelemek ve davranışsal olarak yanıt elde edemediğimiz zor vakalarda koklear implant ayarlaması yaparken, EALR ölçümünün kullanılabilirliğini araştırmaktır.

10 yaş ve üzeri, MEDEL marka koklear implant kullanıcısı 21 birey çalışmaya dahil edilmiştir. Değerlendirme için Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleks Eşiği (*Electrically Evoked Stapedial Reflex Threshold* [ESRT]), EALR ölçümü, Kortikal İşitsel Uyarılmış Potansiyeller (*Cortical Auditory Evoked Potentials* [CAEP]), koklear implantlı işitme ve konuşma testleri yapılmıştır. Hastaların koklear implant ayarlamalarında tüm elektrotlarda, ESRT ölçümü ile rahat duyma seviyeleri ve davranım yöntemi ile minimum duyma seviyeleri ayarlanmıştır. Ardından EALR ölçümü ile bazal, medial ve apikal elektrot pozisyonlarında, rahat duyma seviyeleri ve minimum duyma seviyeleri belirlenmiş olup bu seviyelere göre tüm elektrotlarda koklear implant ayarı yapılmıştır.

Çalışmada ESRT ve EALR ölçümlerinin; işitme ve konuşma testleri , rahat duyma ve minimum duyma seviyeleri ile CAEP latans karşılaştırmalarında testler arasında anlamlı farklılık olmadığı ve benzer sonuçlar elde edildiği gözlenmiştir. Veriler incelendiğinde, EALR'nin ESRT'ye benzer şekilde, koklear implant programlama sürecine yardımcı olmak için objektif bir test yöntemi olarak kullanılabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Elektriksel Uyarılmış İşitsel Geç Latans Yanıtları, Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleks Eşiği, Koklear İmplant, Objektif Fitting Yöntemleri

ABSTRACT

DENİZ, R. (2019). Investigation of Electrically Evoked Cortical Responses in Cochlear Implant Users. İstanbul University-Cerrahpasa, Institute of Postgraduate Studies, Audiology, Speech and Language Disorders. Master Thesis. İstanbul.

The cochlear implant, a widely used electronic device provides a sense of sound to a person who has severe or profound hearing loss. Behavioral methods and objective measurements are used to program the cochlear implant processor. Electrically Evoked Auditory Late Response(EALR) is an electrophysiological response formed by two positive and one negative peaks(P1-N1-P2) and can be measured using direct electrical stimulation. A few studies have analyzed the relationship between behavioral thresholds and EALR thresholds in cochlear implant users. The aim of this study is, to examine the relationship between EALR and behavioral thresholds and to study if EALR can be used in difficult cases of cochlear implant programming where the behavioral response cannot be obtained.

In this study, 21 subjects -older than 10 years old and Medel Cochlear implant users- were examined and Electrically Evoked Stapedial Reflex(ESRT), EALR, Cortical Auditory Evoked Potentials(CAEP), pure tone audiometry and speech audiometry are performed. Each electrode in subjects, cochlear implants was programmng using ESRT for comfortable levels and using behavioral method for threshold levels. Then MCL and THR levels were determined by measuring EALR's at basal, medial and apical electrode positions and cochlear implants were programmed according to these levels.

As a result, there is no differences between ESRT and EALR measurements, in other words, we obtain similar results in each method when comparing pure tone audiometry, speech audiometry, THR, MCL, and CAEP latency. We assume that EALR can be used as an objective test method in cochlear implant programming because of its similarity with ESRT.

Key Words: Electrically Evoked Auditory Late Response, Electrically Evoked Stapedial Reflex Threshold, cochlear implant, objective fitting methods.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Koklear implantlar; ileri, çok ileri derecede işitme kaybı olan bireylerde işitmenin sağlanması için yaygın olarak kullanılan elektronik cihazlardır. Bu cihazla, hastanın ileri veya çok ileri dereceli işitme kaybı olsa dahi, işitsel yollar elektriksel olarak uyarılabilir (Ventura , L., Filho , O., & Alvarengakdem, 2009).

Koklear implant işlemcisini ayarlarken, davranışsal yöntemler ve objektif ölçümler kullanılır. Davranışsal yöntem ile ayar yaparken hastadan verilen uyarıya karşılık geri dönüt beklenir. Objektif ölçümlerde ise sonuç hastanın cevabından bağımsız olup, özellikle test edilmesi zor olan vakalarda koklear implant ayarlarının yapılmasında klinisyene yardımcı olur. Son zamanlarda, elektrikle uyarılmış bileşik aksiyon potansiyelleri (ECAP), elektrikle uyarılmış işitsel beyinsapı cevapları (EABR), elektrikle uyarılmış stapes refleksi (ESRT), orta latans cevapları (MLR) ve işitsel geç yanıtlar (ALR) objektif ölçüm yöntemleri olarak kullanılmaktadır (Tavardkiladze, G. A., Potalova , L. A., & Kruglov, 2000).

Kortikal yanıtlar, santral işitsel sistemde uyarının tanınması, algısal ayırt etme ve işitsel sistemin üst seviyelerindeki fizyolojik maturasyon hakkında yararlı bilgiler sağlar. Ayrıca periferik ölçümlere kıyasla daha geniş uyarım aralığı kullanılarak değerlendirilir. Bunun muhtemel avantajları, beyin farklı uyarım karakteristiklerini, temporal değişiklikleri ve konuşma uyarımını, belirleme ve ayırt etme yeteneğini sağlar.

Kortikal işitsel uyarılmış potansiyeller (CAEP) terimi uyarının sunumuna ve dinleyicinin uyarana dikkat edip etmemesine göre farklılık gösteren birkaç özel işitsel yanıt tipini kapsayan genel bir terimdir. Bu potansiyeller EALR, EACC, EMMN ve P300'dür.

EALR iki pozitif, bir negatif tepe (P1-N1-P2) içeren kompleks bir yanıttır. P1-N1-P2 kompleksi, uyarının başlangıcından 50-250 msn sonra ortaya çıkar. Ancak doğrudan elektriksel uyarım kullanıldığında latanslar akustik ölçüme göre daha kısa elde edilir (Burkard, R.F., Don, M. & Eggermont, 2007).

Koklear implant kullanıcılarına, ALR uyarımı hoparlör üzerinden sunulduğunda ses işlemcisinin parametreleri (farklı işleme stratejilerinin kullanılması) bireyler arasında farklılık gösterebilir. Bu da pek çok açıdan CAEP yanıtları etkileyebilir. Bu durumda farklı CAEP cevap paternlerinin nörofizyolojik işlemeyle mi yoksa koklear

implant ses işlemcisinden mi kaynaklandığını belirlemek zordur. Bu sebeplerden ötürü akustik uyaran yerine, doğrudan elektriksel uyaran kullanımı bu farklılıkları ortadan kaldırmaktadır (Guiraud ve ark, 2007).

Akustik uyarılmış ALR yanıtları, işitme eşiklerinin objektif tahmininde kullanılan yöntemlerdendir. Ancak EALR ve davranışsal eşikler arasındaki ilişkiyi inceleyen çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Çalışmadaki amacımız, EALR ölçümü ile davranışsal eşikler arasındaki ilişkiyi incelemek ve davranışsal olarak yanıt elde edemediğimiz zor vakalarda koklear implant ayarlaması yaparken, EALR ölçümünün kullanılabilirliğini araştırmaktır.



2. GENEL BİLGİLER

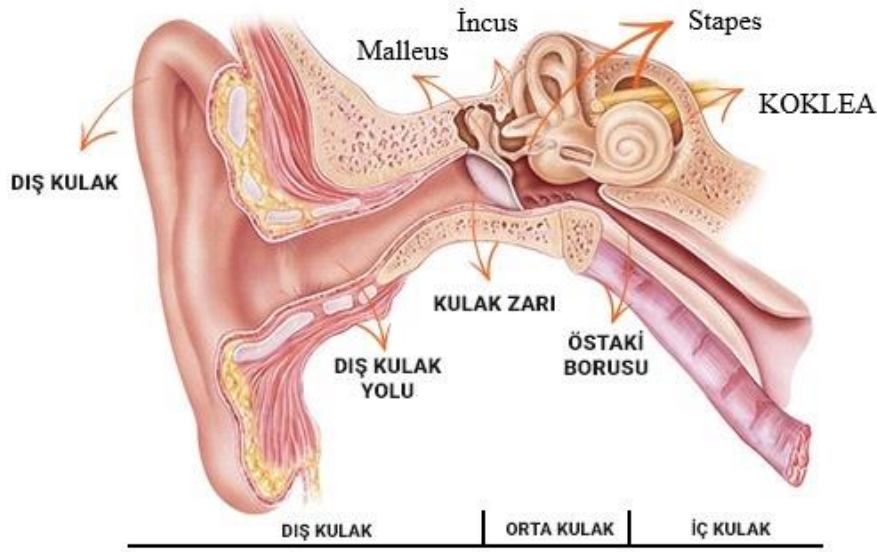
İşitme sistemi, periferik ve santral işitme sistemi olmak üzere iki ana başlık altında incelenir. Periferik işitme sistemi, dış kulak, orta kulak, koklea ve işitme sinirini içerir. Santral işitme sistemi ise, koklear nucleus (CN), superior olivary kompleks (SOC), lateral lemniscus (LL), inferior kollikulus (IC), medial genikulat body (MGB), işitsel korteks ve interhemisferik yollardan oluşur (Møller, 2011).

2.1. PERİFERİK İŞİTME SİSTEMİ

Ses uyarını, işitme sisteminde sırasıyla dış kulaktan orta kulağa, orta kulaktan iç kulağa, iç kulaktan da 8. sinir ve santral işitme sistemine iletilir (Musiek, Frank E., & Baran, 2007).

Dış kulak, kulak kepçesi (pinna) ve kulak kanalı olmak üzere iki ana bileşenden oluşur. Kulağın en görünür kısmı olan pinna, başın her iki yönünde lateral olarak yerleşmiştir. Kulak kanalı, kulak zarına giden uzun ve dar bir kanaldır. Pinnanın, dış kulağa bitişik olan derin kase benzeri kısmı ise konka olarak adlandırılmıştır. Dış kulağın çeşitli fonksiyonları vardır. İlk olarak, uzun (2,5 cm), dar (5 ila 7 mm) ve kıvrımlı olan kulak kanalı, yabancı cisimlerin daha hassas olan orta ve iç kulağa ulaşmasını engeller. Ayrıca, kanalın dış üçte birlik bölümü, serumen bezleri ve tüylerle kaplıdır. Bu sayede, orta ve iç kulak yapılarının dış etkenlerden korunmasını sağlar. İkincisi, dış kulağı oluşturan konka, kulak kanalı ve çeşitli oyuklar, kulağın en iyi tepki verdiği doğal rezonans frekansını sağlar. Bir yetişkin için, kulak kanalının rezonans frekansı yaklaşık olarak 2700 Hz'dir. Bu boşlukların her birinin rezonansı, her bir yapının rezonans frekansındaki ses basıncını yaklaşık 10 ila 12 dB artırır. Ayrıca dış kulak, ses kaynağının lokalizasyonuna da yardım eder.

Özet olarak, dış kulağın dört ana fonksiyonu vardır. İlk olarak, daha hassas olan orta kulak ve iç kulağı yabancı cisimlerden korur. İkincisi, yüksek frekanslı sesleri yükseltir. Üçüncüsü, bir ses kaynağının yönünün belirlenmesi için ipucu sağlar. Dördüncüsü, dinleyicinin ön tarafından gelen sesleri, arka tarafından gelen seslerden ayırt etmesine yardımcı olur (Bess & Humes, 2008).



Şekil 2-1: Periferik İşitme Sistemi

(Gelfand, 2016)

Orta kulak, timpanik boşluk olarak adlandırılan hava dolu bir boşluktur. Boşluğun duvarları, temporal kemikten oluşur ve mukoza dokusu ile kaplıdır. Orta kulağın toplam hacmi yaklaşık 2 cm³'tür (Yost, W., Nielsen, 1977). Orta kulağın lateral duvarında kulak zarı vardır (Zemlin, 1997). Kulak zarı, dış ve orta kulak yapıları arasındaki anatomik sınırı oluşturur ve çok katmanlı bir yapıdır. Kulak zarının yapısındaki lifli tabakalar, elastikliğini korurken, kulak zarına önemli ölçüde güç verir. Kulak zarının üst ön kısımdaki toplam kulak zarı yüzey alanının yaklaşık % 15'ini oluşturan alanda, kulak zarının epitel ve membranöz tabakaları arasındaki iki lif kümesi yoktur. Zarin bu kısmı, pars flaccida olarak bilinir. Timpanik zarın % 85'ini oluşturan ve üç tür tabakayı da içeren kısmı ise pars tensa olarak bilinir (Bess & Humes, 2008). Orta kulağın, orta duvar bölümünde, orta kulağı iç kulağa anatomik ve fizyolojik olarak bağlamak için etki eden oval pencere ve yuvarlak pencere adı verilen iki membranöz pencere vardır. Orta kulak boşluğunda malleus, incus ve stapes adı verilen üç kemikçik vardır. Bu kemikçikler, kulak zarını oval pencereye bağlayan ossiküler zincir adı verilen bir zincir oluşturur. Ossiküler zincir, orta kulak bağları, tensör timpani ve stapedius kası ile boşluğun içinde asılı halde bulunur (Zemlin, 1997). Tensör timpan kası, malleus ile östaki borusunun girişine yakın orta kulak boşluğunun duvarı arasında uzanır. Kasılma esnasında, kulak zarını uzatarak malleusun çıkıntısını içeri doğru çeker. Tensör timpani kası trigeminal

sinir tarafından inerve edilirken, stapedius kası fasiyal sinir tarafından inerve edilir (Bess & Humes, 2008). Östaki borusu orta kulak boşluğunu farinkse bağlar. Östaki borusu, hava basıncı ile orta kulak boşluğundaki ortam basıncını dengelemede rol oynar (Moller, 2006) (Şekil 2-1).

İç kulak, temporal kemiğin petroz kısmında yer alan karmaşık bir yapıdır (Bess & Humes, 2008). İç kulak üç ana anatomik yapıdan oluşur: yarım daire kanalları, vestibul ve koklea (Bayer, Rash, & Brindle, 2009). İlk iki bölüm vestibüler sistemin duyu organlarını barındırmaktadır. Vestibüler sistem denge ve duruşun korunmasına yardımcı olur. İç kulağın işitme duyu organını içeren bölümü ise kokleadır (Bess & Humes, 2008). Koklea, işitme duyu organını içeren salyangoz şeklindeki kemikli bir yapıdır. İnsanlardaki koklea, kendi üzerine 2 -3/4 tur yapar (Katz, 2015). Açılmamış koklea, 3.1-3.3 cm uzunluğundadır (Moller, 2006). Kokleadaki en büyük dönüş bazal dönüş ve en küçük dönüş apikal dönüş olarak adlandırılır. Koklea, üç sıvı dolu kanala sahiptir: scala vestibuli, scala timpani ve scala media. Koklea ortasına yerleşmiş olan skala media, Reissner zarı ile scala vestibuliden, baziler membran ile scala timpani'den ayrılır. Scala mediadaki sıvının iyonik bileşimi, hücre içindeki sıvınıninkine benzer şekilde potasyum bakımından zengin ve sodyum bakımından fakir iken, scala vestibuli ve scala timpani'deki sıvı, beyin omurilik sıvısına benzer olup sodyum bakımından zengin ve potasyum bakımından fakirdir (Moller, 2006).

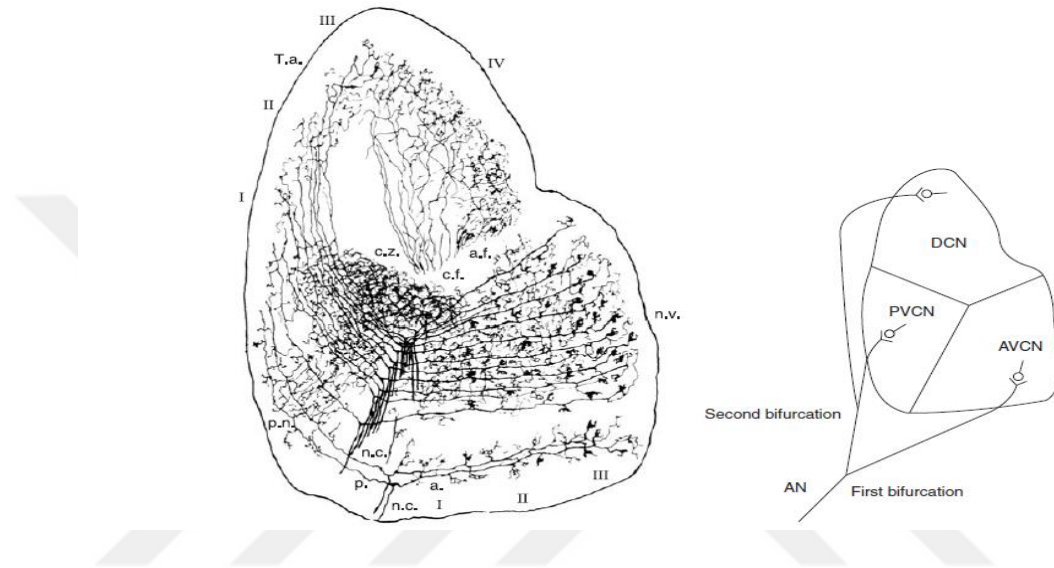
Sesin iç kulakta işlenmesi, oval penceredeki (yuvarlak pencere zarının karşılıklı hareketleriyle) stapes tabanının hareketleriyle koklea sıvılarına titreşim enerjisi sağlar. Başka bir deyişle, oval penceredeki stapesin mekanik basınç değişimleri koklear sıvılardaki basınç değişimlerini ayarlar. Bu, kokleadaki hidromekanik olayların başlangıcıdır. Koklear sıvılar sıkıştırılmaz; bu nedenle, iç kulağa verilen basınç değişimleri, tüm koklea boyunca, sanki katı bir nesneymiş gibi anında hissedilir. Koklea içindeki sıvılardaki basınç değişimleri koklea boyunca, kemik labirentinde süspansiyon edilen membranöz labirent içinde anında alınır. Hidromekanik transdüksiyon işlemi önemli olan, membranöz labirent içindeki bu basınç değişikliklerine, ilerleyen dalga adı verilen baziler membranın reaksiyonlarıdır (Kramer & Brown, 2019). Baziler membran, sesleri frekanslarına göre ayırır. Baziler membran boyunca yer alan korti organı mekanik titreşimleri, içerdiği tüy hücreleri ile nöral koda dönüştürerek işitme siniri ve beyin sapındaki anatomik bölgeler üzerinden beyne iletir (Bayer, 2009; Moller, 2006).

8. kranial sinir olan vestibulokoklear sinir, işitme ve denge organlarından gelen bilgileri beyne ileten sinirdir. İşitme siniri ve vestibüler sinir olmak üzere iki kısımdan oluşur. İşitme siniri tip I ve tip II olarak bilinen iki tip lif içerir. İşitme sinirinin tip I liflerinin çevresel kısımları, iç tüy hücrelerinde sonlanırken, merkezi kısımlar koklear nukleus (CN) hücrelerinde sonlanır. Tip I lifler(afferent lifler), tip II liflerden(efferent lifler) daha büyük ve miyelinlidir. 8. sinir liflerinin yaklaşık %90'ı (veya daha fazlası), iç tüy hücrelerine bağlanan tip I liflerdir. 8. sinir liflerinin diğer %10'u (veya daha azı), dış tüy hücrelerine bağlanan tip II liflerdir. Bu oran sebebi ile, birçok 8. sinir lifi iç tüy hücrelerini inerve edebilirken, tek bir 8. sinir lifi birçok dış tüy hücrelerini inerve edebilir (Musiek, Frank E., Baran, 2020). İşitme sinirinin lifleri, koklea boyunca apexden bazala kadar uzanır ve spiral ganglionu oluşturan sinirlerin hücre gövdelerine taşınır (Bayer, 2009). İşitme sinirinde, baziler membranda olduğu gibi, her bir karakteristik frekans, sinir demeti içindeki bir bölgeye karşılık gelir. Ses dalgasının frekansının anatomik bir yapı içerisinde maksimum aktivasyonun gerçekleştiği yer ile eşleşmesi, tonotopik organizasyon olarak adlandırılır. Tonotopik organizasyon, işitme sistemin kokleadan işitsel kortekse kadar temel bir anatomik özelliğidir (Bess & Humes, 2008).

2.2. SANTRAL İŞİTME SİSTEMİ

İşitme sisteminin çıkan yolları , diğer duyuusal sistemlerin çıkan yollarından daha karmaşıktır. Çıkan liflerin bazıları, sinaptik bağlantılar ile kesişen üç ana çekirdeğe sahiptir. İşitme siniri, Corti organından, koklear nukleusa (CN) kadar uzanır; burada her sinir lifi, CN'nin üç ana bölümünde nöronlarla etkileşime girer. Koklear nukleustan, kontralateral inferior kollikulusun (ICC) merkezi çekirdeğine bağlanan üç lif yolunda lifler karşı tarafa geçer. Lifler ICC'den medial geniculat bodye(MGB) projeksiyon olur. MGB'den çıkan lifler primer işitsel kortekse (AI) projeksiyon olur (Şekil 2-2). Beynin iki tarafı arasında, çıkan işitsel yolların çeşitli seviyelerinde bağlantılar vardır. Bu bağlantılar sesin yönünü tayin etmede önemlidir. Bu anatomik organizasyon, çıkan işitsel yollarda meydana gelen paralel ve hiyerarşik sinirsel işlemin temelidir (Moller, 2006).

ulaşır. PVCN'den gelen lifler, lateral lemniscus'un dorsal nukleusuna ulaşır ve ipsilateral ICC'ye gider. Ventral koklear nukleus, ayrıca orta kulak refleksinin bir parçası olarak fasiyal motor nukleusa ve trigeminal motor nukleusa lifler gönderir. CN ayrıca trigeminal somatosensör sisteminden de girdi alır (Moller, 2006).



Şekil 2-3: Koklear Nukleus

(Moller, 2006)

2.2.2. Superior Olivary Complex (SOC)

Superior olivary complex (SOC), üç ana nukleustan oluşur: medial superior olivary nukleus (MSO); lateral superior olivary (LSO) nukleus, Trapezoid body'nin medial nukleusu (Kulesza, 2007). SOC, her iki kulaktan da gelen bilgilerin birleştiği ilk nukleus grubudur (Moller, 2006).

SOC'un nukleusları, özellikle de MSO, her iki taraftaki CN'den girdi almaktadır. SOC'in nukleusları, esasen nöral aktivitenin varış zamanını (MSO'da) ve şiddet farklarını (LSO'da) karşılaştırarak sesin lokalizasyonunda da önemli bir role sahiptir. (Neves, Gonçalves, Leite, Magliaro, & Matas, 2007). LSO, yüksek frekanslara ve interaural şiddet farklılıklarına karşı duyarlı iken, medial superior olivary nukleus (MSO), esas olarak alçak frekanslara ve interaural zaman farklarına karşı duyarlıdır (Gelfand, 2018).

SOC'un nukleusları, çıkan işitsel yolakların en karmaşık kısımlarından bazılarını içerir ve farklı memeli türleri arasında en büyük varyasyonlara sahiptir. Bu nukleusların insanlarda anatomik düzenlemeleri birçok yönden kedi gibi yaygın olarak kullanılan deney hayvanlarından farklıdır (Neves, 2007).

2.2.3. Lateral Lemniscus (LL)

Lateral Lemniscus(LL), çıkan işitsel yolakların en belirgin lif yoludur. LL, CN'den çıkan üç stria tarafından oluşturulur. LL'nin aksonları orta çizgiyi kontralateral ICC'ye ulaşır. LL'nin lifleri farklı yapılardan geldiğinden, LL, ikinci dereceden aksonlar yoğun olmasına rağmen hem ikinci, hem üçüncü hem de dördüncü derece nöronları içerir.

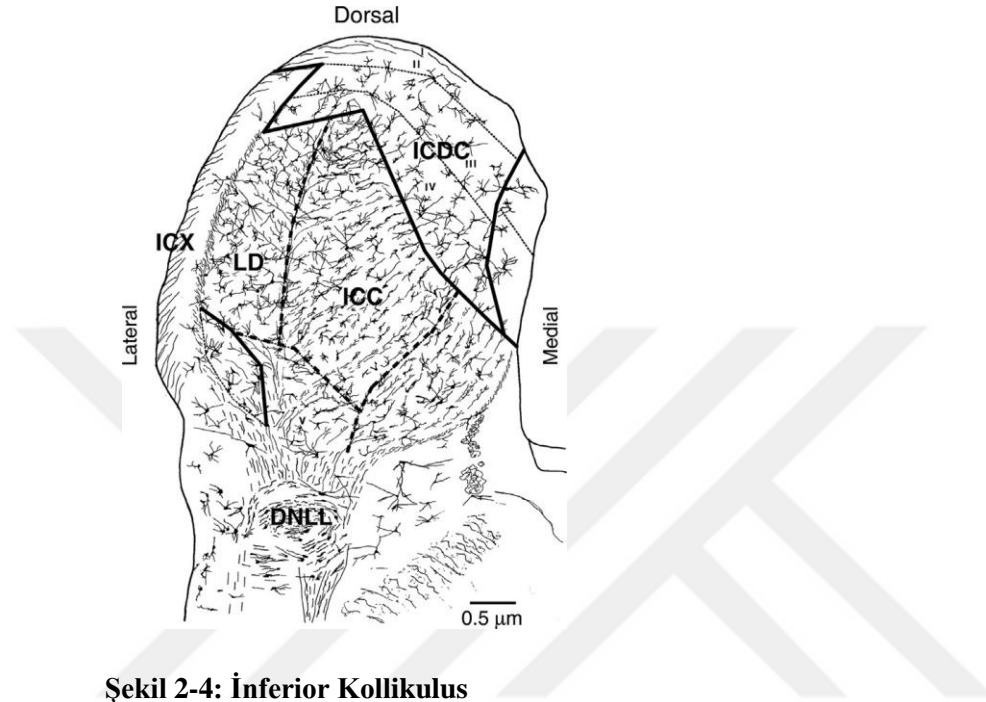
LL'nin liflerinin bir kısmı SOC'un nukleusundaki nöronlarda sonlanırken bazıları da lateral lemniscusun dorsal ve ventral nukleusundaki (DNLL ve VNLL) nöronlarda son bulur. LL'deki bazı lifler VNLL'de kesintiye uğramaktadır. Bu nedenle, kontralateral PVCN'deki spesifik hücrelere (ahtapot hücreleri) kaynaklanan LL aksonları, LL'nin diğer aksonlarının yaptığı gibi doğrudan ICC'ye gitmeyerek VNLL'de sonlanır. DNLL, her iki kulaktan da girdi alır ve binaural işitmeye katılırken, VNLL çoğunlukla kontralateral kulaktan girdi alır. DNLL'den uzaklaşan aksonların bazıları Probst'in birleşmesi olarak karşı tarafa gider ve ipsilateral ICC'nin nöronlarına bağlanır. CN'deki nöronlar da aynı taraftaki ICC'ye bağlanır (Moller, 2006).

2.2.4. Inferior Kollikulus (IC)

Inferior kollikulus (IC), çıkan tüm işitsel bilgilerin kanalize edildiği orta beyin nukleusudur. IC'ye girdiler, DNLL, VNLL, LSO, MSO, CN gibi çok çeşitli alanlardan kaynaklanmaktadır (Pickles, 2012). Şekil 2-4'te belirtildiği gibi; IC, central nukleus (ICC), external nucleus (ICX) (lateral nucleus olarak da bilinir) ve dorsal korteksten (DC) oluşur (Moller, 2006).

Inferior kollikulus (IC), interaural zaman farkı (ITD) için ipsilateral MSO'dan ve interaural şiddet farkı (ILD) için de kontralateral LSO'dan gelen temel girdileri alarak, interaural farklılıklara yanıt verir. Genel olarak, inferior kollikulusun (ICC) merkezi çekirdeğindeki interaural şiddet farklılıklarına duyarlı hücreler, ipsilateral girdileri inhibitör, kontralateral girdileri uyarıcı olarak alır (Brugge, J.F., Anderson, D.J., Aitkin,

1970; Caird, D., Klinke, 1987; Roth, G.L., Aitkin, L.M., Andersen, R.A., Merzenich, 1978). Ayrıca, IC'de zamanla değişen interaural faz farklılıklarına ve dolayısıyla ses kaynağı hareketinin yönüne cevap veren nöronlar da vardır (Spitzer, M., Semple, 1993).



Şekil 2-4: İnferior Kollikulus

(Aminoff, Boller, & Swaab, 2015)

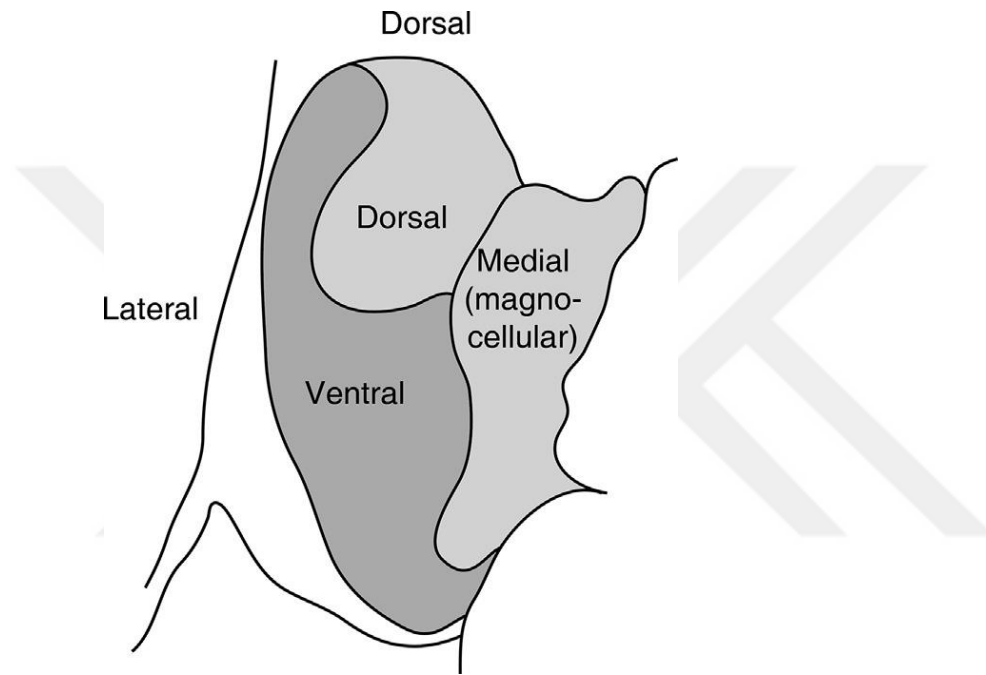
Nukleusların en büyüğü olan ICC, işitsel yolun bir parçasıdır. ICC, tonotopik olarak düzenlenmiştir ve bu nedenle farklı kaynaklardan ancak aynı karakteristik frekanstaki lifler, aynı izofrekans düzleminde buluşmayı başarır (Alkhatib ve Biebel, 2006).

IC'nin external nucleusu (ICX), kontralateral DCN de dahil olmak üzere kontralateral koklear nukleus ve ICC'den girdi alır. Ayrıca dorsal kolonlardan ve trigeminal nukleuslardan da somatosensör girdi alır (Lumani , 2010).

2.2.5. Medial Genikulat Body (MGB)

Medial genikulat body (MGB), talamusta, ICC'den çıkan tüm liflerin kesintiye uğradığı talamik işitsel çekirdektir. MGB'nin üç ayrı bölümü vardır: ventral, dorsal ve medial. MGB'nin bölümleri Şekil 2-5'te gösterilmiştir.

MGB'deki nöronlar, ILD'lere, ITD'lere, ve ses kaynaklarının konumlarına tepki verir (Aitkin, L.M., Dunlop, 1968; Ivarsson, C., DeRibaupierre, Y., DeRibaupierre, 1988; Samson, F.K., Barone, P., Irons, W.A., Clarey, J.C., Poirier, P., Imig, 2000; Stanford, T.R., Kuwada, S., Batra, 1992). ITD'lere uyum derecesi, SOC'dan inferior kollikulusa ve sonra da işitsel talamusa kadar giderek artan bir biçimde seçici hale gelir (Fitzpatrick, D.C., Batra, R., Stanford, T.R., Kuwada, 1997).



Şekil 2-5: Medial Genikulat Body

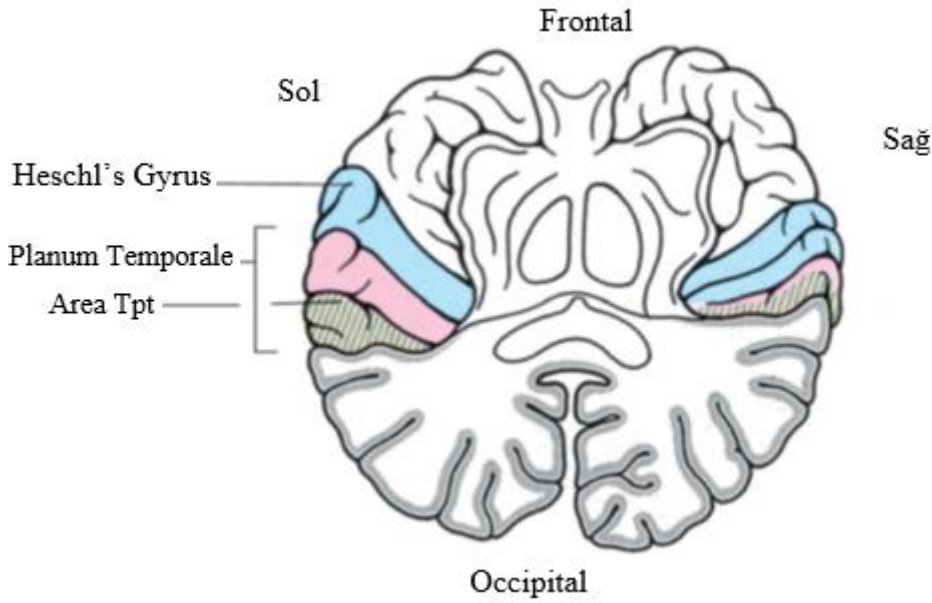
(Aminoff ve ark., 2015)

MGB'ye ana girdiler, kontralateral IC çekirdeğinden gelen girdilerle birlikte, IC'den tek taraflıdır. IC'nin merkezi çekirdeği, ana işitsel yol olan MGB'nin ventral bölümüne girer. Dorsal ve lateral IC'den gelen girdiler, MGB'nin medial ve dorsal kısımlarına bağlanır.

IC'de ve alt beyin sapı işitsel yapılarında olduğu gibi, MGB de interaural zaman ve şiddet farklılıklarına duyarlı nöronlara sahiptir. Ayrıca, IC için olduğu gibi, MGB'deki bazı nöron yapıları kontralateral, monaural, binaural girdilere ve her iki kulağın monaural uyarımına cevap verir. MGB'deki nöronların büyük çoğunluğu binaural uyarıma duyarlıdır (Musiek ve Baran, 2020).

2.2.6. Primer İşitsel Korteks (AI)

İşitsel korteks, hücreler arasındaki bol miktarda bağlantının ve işitsel bilginin sinirsel işlenmesini sağladığı karmaşık bir yapıdır (Moller, 2006). İşitsel korteks, Sylvian fissürün hemen altındaki temporal lobun üst sınırı boyunca bir doku bandını kaplar (Şekil 2-6) ve büyük ölçüde enine Heschl gyrus ile superior temporal gyrusun posterior üçte ikisini içerir (S. A. Gelfand, 2010).



Şekil 2-6: Primer İşitsel Korteks

(Standring, 2005)

İşitsel korteks, işitsel yol boyunca işitsel bilginin büyük ölçüde unimodal olmayan işleme aşamasını temsil eder. İşitsel korteks, seslerin ayrıştırılması, lokalizasyon, vokalizasyon, işitsel öğrenme ve işitsel hafıza gibi birçok işlemin gerçekleştiği yapıdır. Medial genikulate bodyde bulunan nöronlar tüm işitsel kortekslere girdi sağlar. Talamo-kortikal projeksiyonlar, çekirdek, belt ve parabelt işitsel alanlarındaki belirli bir sıralı işlem için temel oluşturur. Daha sonra işitsel sinyaller parietal, zamansal ve multimodal alanlara dağıtılır (Velluti, 2008). Primer işitsel korteksin tonotopik organizasyonunda, alçak frekanslar rostrolateral, yüksek frekanslar ise kaudomedial olarak yerleşmiştir (Musiek, Frank E., Baran, 2020).

2.3. KOKLEAR İMPLANTLAR

İleri veya çok ileri derecedeki sensörinöral işitme kaybında olduğu gibi iç ve dış tüy hücre kaybı, hasarı veya disfonksiyonu ortaya çıktığında, koklea mekanik enerjiyi ses dalgalarından nöral uyarılara dönüştürme yeteneğini kaybeder. Koklear tüy hücrelerinin kaybı, işitsel nöronların kompresyon kaybına ve spontan aktivitesine neden olur. Ayrıca tüy hücresi kaybı, işitsel nöronların periferik kısmının dejenerasyonuna, spiral ganglion hücresi hacminde azalmaya, hücre gövdesi ve/veya aksonun demiyelinize edilmesine ve aksonal dejenerasyona neden olur (Otte, J., Schuknecht, H. F., & Kerr, 1978; Spoendlin, 1975). Bu dejeneratif işlemler aylar ya da yıllar boyunca ilerleyebilir (Leake, P. A., & Hradek, 1988).

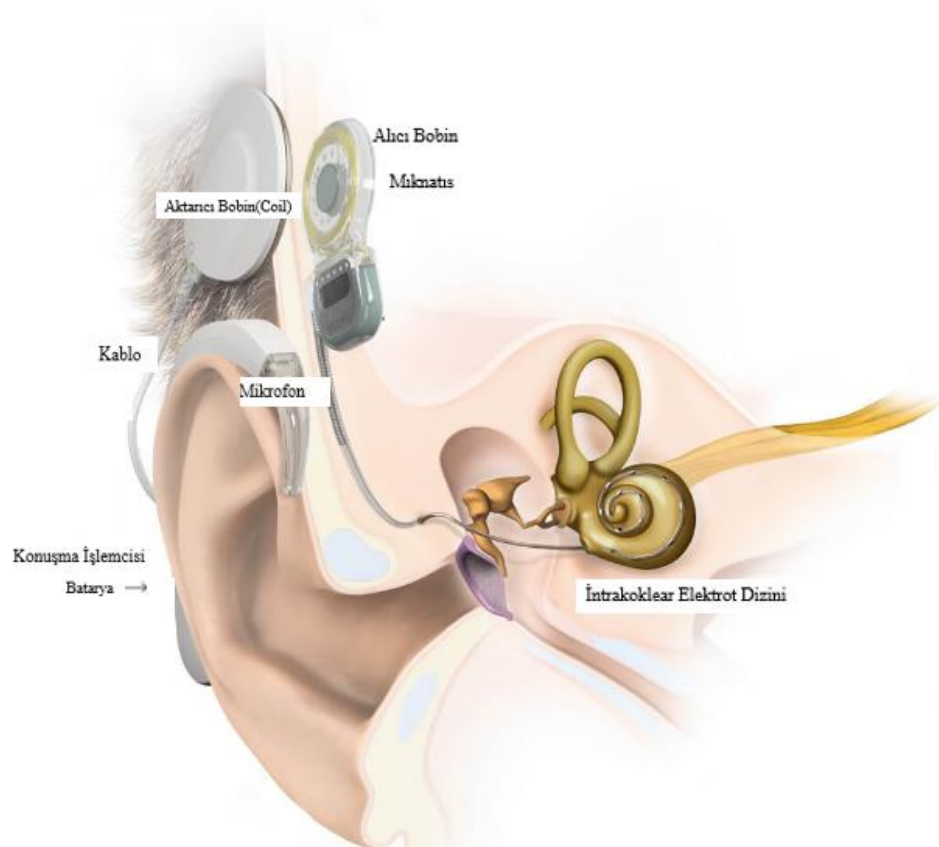
İşitme kaybı olduğunda, sesi duyulabilir bir seviyeye yükseltmek için ilk olarak işitme cihazları önerilir. Bununla birlikte, işitme cihazı yararı genellikle daha ileri işitme kaybı dereceleri için sınırlıdır. Tüy hücresi kaybı, normal kokleanın ince spektral çözünürlüğünü etkili bir şekilde azaltan daha geniş ayar eğrileri ile sonuçlanır (Liberman, M. C., & Dodds, 1984). İşlevsel olarak, bu, bir işitme cihazıyla yeterli ses amplifikasyonuna rağmen, zayıf konuşma anlaşılabilirliğine neden olabilir (Hughes, 2013).

Koklear implantlar, işitsel nöronları, elektrik akımıyla doğrudan depolarize ederek, tüy hücrelerinin yerine, sinirsel potansiyeller üreten, kokleaya implante edilmiş bir akım kaynağı ve bir elektrot dizisi içeren elektronik cihazlardır (Wilson, 2000). Koklear implantın amacı, insanlara işitme cihazları tarafından sunulabilenlerin ötesinde, işitme gelişimi konusunda kazanımlar sağlamaktır. İleri-çok ileri derecede işitme kaybı olan kişilerde bile, koklear implant yoluyla elektriksel olarak uyarılabilen fonksiyonel işitsel sinir fibrilleri vardır. Bir işitme cihazı gibi, koklear implant da, çevresel ve konuşma seslerinin tespitini ve doğru tanımlanmasını sağlayabilir (Kramer & Brown, 2019).

Erken yaşta implant edilen ileri ve çok ileri derecede işitme kaybı olan çocuklar yaşına uygun konuşma dili geliştirebilirler (Geers, A., Brenner, C., & Davidson, 2004; Geers, A. E., Moog, J. S., Biedenstein, J., Brenner, C., & Hayes, 2009; Geers, 2004). Koklear implant kullanan postlingual işitme kaybı olan yetişkinler, cümle tanıma testlerinde oldukça başarılı sonuçlar elde eder (Anderson, I., Baumgartner, W. D., Boheim, K., Nahler, A., Arnoldner, C., & D'Haese, 2006; Gifford, R. H., Shallop, J. K., & Peterson, 2008; Helms, J., Weichbold, V., Baumann, U., von Specht, H., Schon, F.,

Muller, J., D'Haese, 2004; Lorens, A., Walkowiak, A., Piotrowska, A. & H., & Anderson, 2004). Koklear implantlar ayrıca işitsel nöropati spektrum bozukluğu ve işitme siniri liflerinin oldukça belirgin şekilde dejenerasyonu gibi işitme siniri patolojisi olan insanlarda fayda sağlayabilir (Rance, G., & Barker, 2008).

Koklear implantasyon, 1980'lerin ortasından itibaren insanlar için ileri-çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybını tedavi etmek için onaylanmış bir yöntemdir (House, W. F., & Berliner, 1991). Günümüzde kullanılan koklear implant sistemleri, cerrahi olarak yerleştirilmiş iç bileşenlerden ve cilt üzerindeki harici (dış) bileşenlerden oluşur (Young ve Kirk, 2016). Koklear implantın iç ve dış parçaları Şekil 2-7'de gösterilmiştir



Şekil 2-7: Koklear İmplant İç ve Dış Parçaları

(Hughes, 2013)

Harici ses işlemcisinin mikrofonu, ortamdaki akustik sinyalleri alarak elektrik sinyaline dönüştürür. Bu elektrik sinyali, sinyalin işlemciye iletimi sırasında sinyal-gürültü oranını geliştirmek için, preamplifikatöre gönderilir. Preamplifikatörden sonra, sinyali şiddet, frekans ve zaman alanlarına göre sınıflandırmak ve sinyali işitme sinirinde

bu özellikleri temsil edecek bir elektrik koduna dönüştürmek için harici ses işlemcisindeki karmaşık bir dijital sinyal işlemci (DSP) tarafından analiz edilir. Kodlanan sinyal daha sonra dijital sinyalden tekrar elektrik sinyaline dönüştürülür ve bir verici kablo aracılığıyla aktarıcı bobine gönderilir. Aktarıcı bobinde, elektrik sinyali elektromanyetik sinyale dönüştürülür ve elektromanyetik indüksiyon yoluyla doğrudan iç kısımdaki alıcı bobine iletilir.

İşlemci, kullanıcı için uyarım ihtiyaçlarını belirler ve dijital kodu, giriş sinyalinin özelliklerine ve kodlama stratejisi tarafından tanımlanan bir dizi kurala dayalı olarak elektrik pulse biçimine dönüştürür. Elektrik uyarımı daha sonra elektrot boyunca iletilen intrakoklear elektrot temas noktalarına gönderilir, burada elektriksel pulse kokleayı inerve eden işitme sinir liflerini uyarır. İntrakoklear elektrot temas noktalarına iletilen elektriksel uyarım, toprak elektrotu (aynı zamanda referans elektrotu olarak da bilinir) olarak işlev gören ekstrakoklear bir elektrota geri döner. Ekstra koklear elektrotlar cerrahi sırasında dahili cihazdan uzak bir yere yerleştirilmektedir.

Aktarıcı bobinden gelen elektrik sinyali dahili cihaza güç sağlar. Bu elektrik sinyalinin gücü, gerekli iletim gücünü ve güç tüketimini en aza indirmek için kişiselleştirilmiş bir temelde ayarlanır. Aynı zamanda, bu sinyalin daha yüksek uyarı seviyeleri gerektiren yüksek frekanslı sesleri kesintiye uğratmadan yükseltmek ve yüksek frekanslı sesleri doğru bir şekilde iletmek için dahili cihaza yeterli güç sağlaması gerekecektir.

Güncel koklear implant sistemlerinde, ses işlemcisi, karmaşık giriş sinyalini kanallar olarak adlandırılan tek tek frekans alanlarına bölmek için, dijital bant geçiren filtreleme, Hızlı Fourier dönüşümü veya Hilbert dönüşümünü kullanır. Bu bant geçiren filtrelerden gelen sinyal daha sonra, girişin spektral zarfını yakalayan ve üreten bir doğrultucuya gönderilir. Daha sonra sinyal, kanallara karşılık gelen elektrot temasına verilen bifazik elektrik pulse dizisini modüle etmek için kullanılır. Çok kanallı koklear implantlar, kokleanın bazal ucuna doğru yerleştirilmiş elektrotlara yüksek frekanslı sinyalleri ve daha apikal bölgelere düşük frekanslı sinyalleri ileterek kokleanın doğal tonotopik organizasyonundan faydalanır.

Harici ses işlemcisini çalıştırmak için kullanılan güç, doğrudan ses işlemcisine bağlı bir bataryadan sağlanır. En yeni harici ses işlemcileri, üreticiye ve ağıta özgü lityum iyon şarj edilebilir pillerle çalıştırılabilir. Sonuç olarak, tekrar şarj etmeden önce

bataryanın tamamen boşalması gerekmez. Birçok ses işlemcisi aynı zamanda çinko-hava veya geleneksel alkalin pillerle çalıştırılabilir (Wolfe & Schafer, 2015).

Koklear implant ayarlamaları yaparken, objektif elektrofizyolojik testler, periferik ve merkezi işitme yollarının fonksiyonunun ölçülmesine veya izlenmesine olanak sağlar. Tamamlayıcı değerlendirme için, özellikle de yeni doğanlar, bebekler ve küçük çocuklar gibi davranışsal değerlendirmelere tatmin edici bir şekilde cevap vermekte zorlanan popülasyonlarla yapıldığında, işitsel durumun doğru bir şekilde teşhis ve/veya anlaşılmasını amaçlayan, çok önemli testlerdir. Bu testler; Elektriksel Uyarılmış Bileşik Aksiyon Potansiyeli (ECAP), Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleksi Testi (ESRT), Elektriksel Uyarılmış Beyinsapı Yanıtları (EABR), Elektriksel Uyarılmış Orta Latans Yanıtları (EAMLR), Elektriksel Uyarılmış Geç Latans Yanıtları (EALR) ve İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller'dir (CAEP).

2.4. ELEKTRİKSEL UYARILMIŞ POTANSİYELLER

2.4.1. Elektriksel Uyarılmış Bileşik Aksiyon Potansiyeli (ECAP)

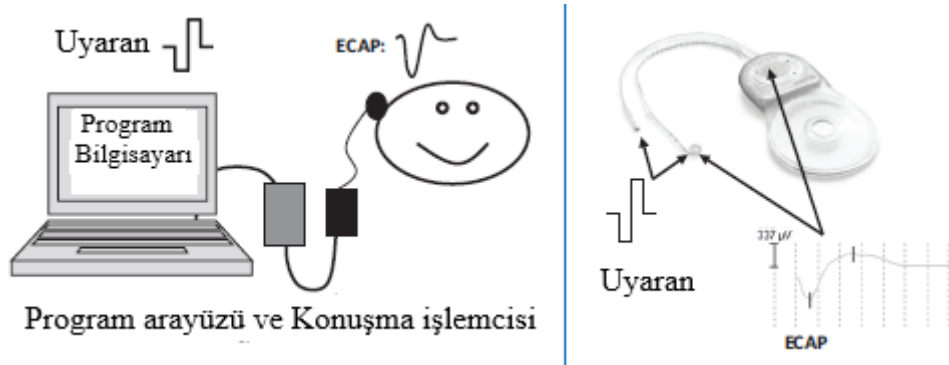
ECAP; elektriksel uyarıma cevap olarak, toplam (bileşik) işitsel sinir lifi popülasyonundan gelen senkronize bir fizyolojik cevaptır. Negatif bir çukur, N1, ardından pozitif bir tepe veya plato P2 ile karakterize edilir. ECAP, implantın intrakoklear elektrotları kullanılarak ölçülür, bu nedenle elektriksel uyarılmış işitsel beyin sapı cevabının I. dalgasının yakın versiyonudur (Brown, C. J., Etlar, C., He, S., O'Brien, S., Erenburg & Kim, J.-R., Dhuldhoya, A. N., & Abbas, 2008). N1 ve P2 latansları sırasıyla yaklaşık 0.2 ila 0.4 msn ve 0.6 ila 0.8 msn'dir (Abbas, P. J., Brown, C. J., Shallop, J. K., Firszt & Hughes, M. L., Hong, S. H., & Staller, 1999; Brown, C. J., Abbas, P. J., & Gantz, 1998; Cullington, 2000). Çoğu fizyolojik potansiyelde olduğu gibi, ECAP amplitütleri artan uyaran seviyeleri ile artar. Tepe-tepe amplitüdüleri, 1 mV kadar büyük olabilir, ancak kullanıcının ses tolerans seviyelerine bağlı olarak bu seviyeler değişebilir. ECAP, koklear implantın uyarımı yoluyla açığa çıkarıldığından, cihaz ve elektrot fonksiyonunu doğrulamak için ölçülebilir bir ECAP yanıtı kullanılabilir. ECAP, çok sayıda elektriksel olarak uyarılmış işitsel sinir lifinin eş zamanlı ateşlenmesini yansıtan büyük bir potansiyel olduğu için zaman içindeki fizyolojik tepkileri izlemek ve ses işlemcisinin programlanmasına yardımcı olmak için de kullanılabilir (Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2004; Opie, J. M., Allum, J. H. J., & Probst, 1997). ECAP vakaların yaklaşık % 95 ila %96'sında ölçülebilir (Cafarelli Dees, D., Dillier, N., Lai, W. K., E., van Dijk,

B., Akdas, F., . . . Smoorenburg, & F., 2005; van Dijk, B., Botros, A. M., Battmer, R.-D., Begall & Dillier, N., Hey, M. . . . Offeciers, 2007)

ECAP ölçümü, standart programlama yazılımı ve donanımı kullanılarak klinik ortamında ölçülebilir. Şekil 2-8’ de temsil edildiği gibi uyarın, konuşma işlemcisi veya telemetri kablosu aracılığı ile implante edilmiş elektrot dizisine gönderilir ve alınan cevaplar yine aynı yolla, programlama bilgisayarına iletilir. Elde edilen ECAP sonuçları, işitsel sinir liflerinin depolarizasyonu ile üretilen voltaj değişimidir. Bu voltaj değişimi bir intrakoklear kayıt elektrodu ve bir ekstra-koklear toprak elektrotu aracılığı ile ölçülür.

ECAP ölçümünün, çeşitli yönlerden birçok avantajı vardır. Birincisi, anestezinin yanıtlar üzerinde bir etkisi yoktur, bu yüzden intraoperatif değerlendirmelerde kullanılabilir. İkincisi, miyojenik aktiviteden (kas artefaktı) etkilenmez çünkü cevaplar yüzey/kafa derisi elektrotları yerine intrakoklear elektrotlar kullanılarak ölçülür. Bu nedenle, ECAP ölçümleri sırasında hastaların hareketsiz yatmaları, uyumaları veya sakinleştirilmeleri gerekmez. Üçüncüsü, ECAP koklea içerisinde ölçüldüğü için, tepkiler yüzey / kafa derisi elektrotları ile elde edilenlerden çok daha büyüktür.

ECAP, erken latans cevabı olduğundan ve artefakt, fizyolojik potansiyelden daha büyük boyutlarda olduğundan, artefaktı nöral tepkiden ayırmak daha zordur. Uyarıcı polaritesinin değiştirilmesi ve çıkarma yöntemi, ECAP cevabını artefaktan ayırt etmek için kullanılabilir (Hughes, 2013).



Şekil 2-8: ECAP Ölçümü

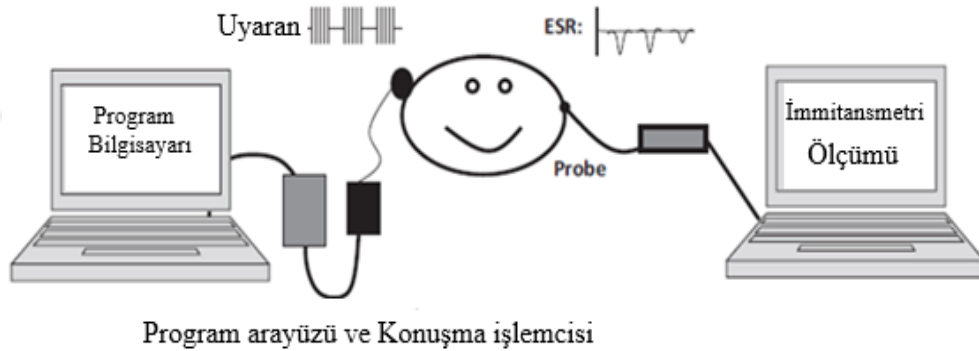
(Hughes, 2013)

Klinik olarak ECAP, koklear implantın işlevini doğrulamak ve implant üzerinden gönderilen elektriksel uyarın ile işitme siniri fibrillerinin yanıt kapasitesini

değerlendirmek için kullanılabilir (Otcu, 2018). ECAP ayrıca ses işlemcisi programlamasına yardımcı olmak ve şüpheli davranışsal tepkileri doğrulamak için de kullanılabilir. Bazı araştırmacılar, ECAP eşiklerinin kolar implant ayarında T ve/veya C/M seviyelerinin ayarlanmasına yardımcı olmak için kullanılabileceği farklı yollar önermişlerdir (Botros, A., & Psarros, 2010; Hughes, M. L., Brown, C. J., Abbas, P. J., Wolaver & Gervais, 2000; Smoorenburg, G. F., Willeboer, C., & van Dijk & E., 2002; van Dijk, B., Botros, A. M., Battmer, R.-D., Begall & Dillier, N., Hey, M. . . Offeciers, 2007).

2.4.2. Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleks Eşiği (ESRT)

Normal kulak fonksiyonu olan çocuklarda veya yetişkinlerde, yüksek sese tepki olarak orta kulak kaslarında refleks bir kasılma ortaya çıkar. Bir kulağın, elektriksel veya akustik olarak uyarılması, her iki kulaktaki orta kulak kaslarının aynı anda kasılmasına neden olur. Elektriksel uyarılmış stapes refleks eşiği (ESRT), koklear implanta elektriksel yol ile iletilen elektrik akımından oluşması haricinde, akustik uyarım ile aynıdır.



Şekil 2-9: ESRT Ölçümü

(Hughes, 2013)

ESRT, standart bir immitansmetrik ölçüm aleti ve koklear implant programlama ekipmanı kullanılarak klinik olarak ölçülebilir. Kayıt için, immitansmetrik ölçüm cihazının prob ucu, implantın karşısındaki kulağa (kontraletral) yerleştirilmeli ve normal timpanometrik değerler elde edildikten sonra ESRT aşamasına geçilmelidir (Şekil 2-9). Tek taraflı implant kullanıcıları için, kontralateral kulaktan elde edilen ESRT'lerin, ipsilateral kulaktan elde edilenlere göre daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, stapes refleksi, hangi kulağın uyarıldığına bakılmaksızın, her iki kulak da teorik

olarak ölçüm için kullanılabilir (Hodges, A. V., Butts, S., Dolan-Ash, S., & Balkany & J., 1999).

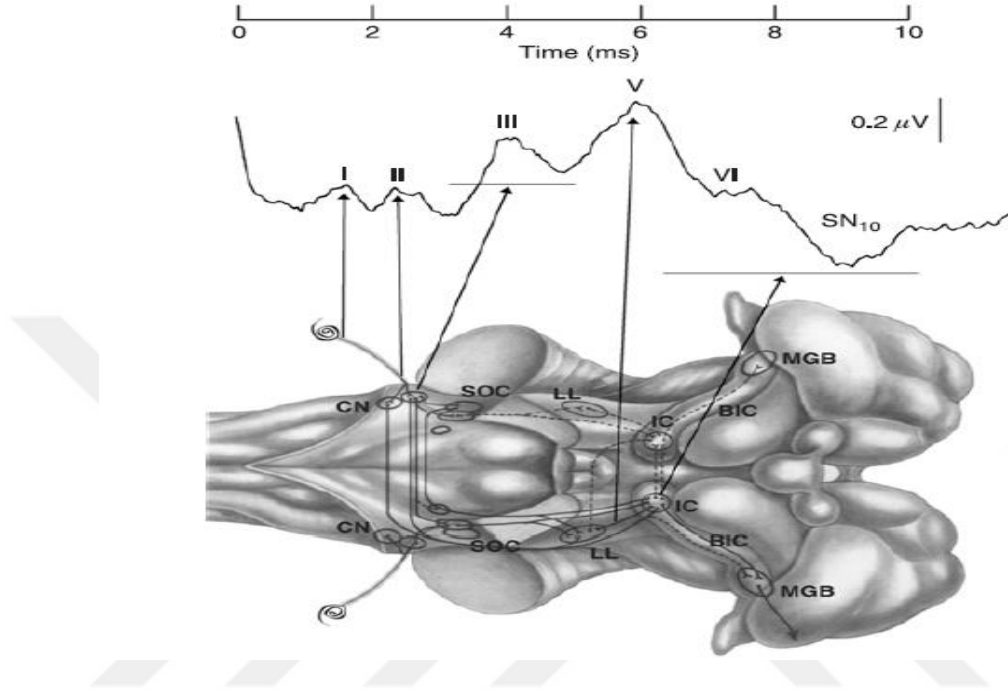
ESRT eşiği elde etmek için, uyarım seviyesinin başlangıcında giderek artan bir yaklaşım kullanılmalıdır, çünkü ESRT'ler rahat duyma seviyelerine yakın düzeylerde meydana gelme eğilimindedir ve bu nedenle aşırı uyarımdan kaçınmak önemlidir (Hodges, A. V., Balkany, T. J., Ruth, R. A., Lambert & Dolan-Ash, S., & Schloffman, 1997; Hodges, A. V., Butts, S., Dolan-Ash, S., & Balkany & J., 1999; Jerger, J., Oliver, T. A., & Chmiel, 1988; Stephan, K., & Welzl-Müller, 2000). Hodges ve ark., (1999), nispeten düşük bir uyarım seviyesi ile başlamak ve ardından bir ESRT görüntülenene kadar akımı yavaşça arttırmayı önermektedir. Net bir cevap elde edildiğinde, uyarım seviyesi, cevap artık bulunmayana kadar azaltılmalıdır. En düşük görünür tekrarlanabilir cevap, eşik olarak alınır.

Klinik olarak ESRT, koklear implantın işlevini doğrulamak için kullanılabilir ve işitme yolunun beyin sapı seviyesine kadar implanttan elektriksel uyarıma yanıt olarak çalıştığını doğrulayabilir. Konuşma işlemcisi programlamasına yardımcı olmak için de ESRT'ler kullanılmıştır. Çeşitli çalışmaların sonucu da benzer şekilde güçlü korelasyonlar göstermiştir (Han, D.-M., Chen, X.-Q., Zhao, X.-T., Kong, Y., Li & Liu, S., . . . Mo, 2005; Lorens, A., Walkowiak, A., Piotrowska, A. & H., & Anderson, 2004; Spivak, L. G., & Chute, 1994). Yayımlanan çalışmalarda, ESRT'nin, %65-85 oranında implant kullanıcılarında ölçülebilir olduğunu göstermektedir (Battmer, R.-D., Laszig, R., & Lehnhardt, 1990; Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2004). ESRT, zaman zaman, ses yüksekliği ile ilgili güvenilir kararlar veremeyen kullanıcılarda üst uyarım seviyelerini belirlemek için birincil yöntem olarak kullanılır. Ancak anatomik koklear malformasyonu olan hastalarda ESRT elde edilebilme oranı oldukça düşüktür. Bu nedenle koklear malformasyonu olan hasta grubunda koklear implant programlaması yaparken, ESRT'nin tek başına programlama metodu olarak kullanılması önerilmemektedir (Cinar, Atas, Sennaroglu, & Sennaroglu, 2011).

2.4.3. Elektriksel Uyarılmış Beyinsapı Yanıtları (EABR)

EABR, işitme sinirinden, beyin sapındaki yapılara senkronize bir fizyolojik cevaptır. Akustik ABR'de olduğu gibi, EABR de, I-V dalgaları ile karakterizedir. Her dalga, işitsel yoldaki farklı bir sinaps noktasını veya yapısını temsil eder. Şekil 2-10' da bu dalgaların nöral kaynakları gösterilmiştir. I. ve II. dalga, işitsel sinirin distal ve

proksimal bölümlerinden kaynaklanmaktadır; III. dalga koklear nuklustan; IV. dalga superior olivary kompleksten ve V. dalga lateral lemniscus ve inferior kollikulustan kaynaklanmaktadır (Hall III, 1992). EABR’de tetikleme sinyalinin oluşturduğu elektriksel artefakt nedeniyle I. dalga gözlenmez (Otcu, 2018).



Şekil 2-10: ABR'nin Nöral Kaynakları

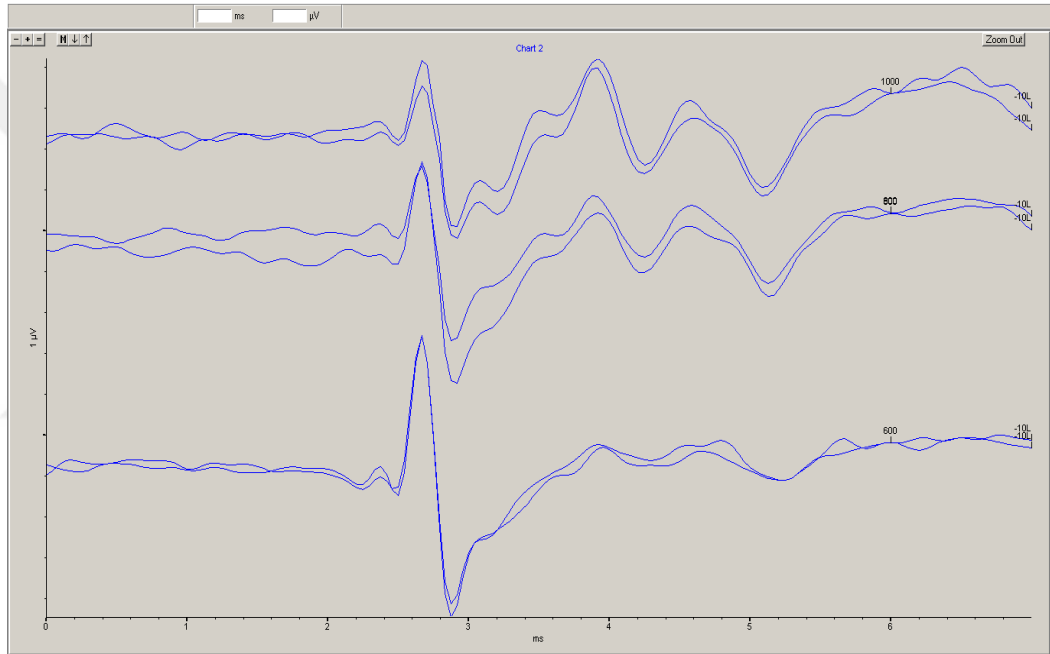
(Moller, 2006)

EABR latansları, akustik ABR'ninkinden yaklaşık olarak 1 ila 1.5 ms daha erkendir, çünkü koklear implanttan doğrudan elektriksel uyarım kulak kanalından, orta kulağa giden sesin latansını, ilerleyen dalganın oluşmasını ve tüy hücrelerinde sinaptik aktiviteyi ortadan kaldırır (Shallop, J. K., Beiter, A. L., Goin, D. W., & Mischke & E., 1990; Starr, A., & Brackmann, 1979; van den Honert, C., & Stypulkowski, 1986).

Tepe noktaları arasındaki latans sürelerinin akustik ABR'ninkine benzer olduğu (~1.0 ms) (van den Honert, C., & Stypulkowski, 1986) veya akustik ABR'ninkinden (~0.8 ms) biraz daha kısa olduğu belirtilmiştir (Dobie & Van Hemel, 2005; Firszt, Chambers, Kraus, & Reeder, 2002).

EABR'nin, I'den V'e kadar olan dalgaların latansları genellikle, uyarının başlamasından sonraki ilk 4 ila 5 ms içinde meydana gelir (Kileny, P. R., Zwolan, T. A., Boerst, A., & Telian, 1997; Kileny, P. R., Zwolan, T. A. & S., & Telian, 1994). Ortalama

olarak, V. dalganın latansı yüksek seviyelerde yaklaşık 3,7 ila 4,0 ms ve eşik değerine yakın seviyelerde ise 4,1 ila 4,7 ms civarındadır (Firszt ve ark, 2002; van den Honert, C., & Stypulkowski, 1986). (Firszt ve ark, 2002) en rahat duyulabilir ses seviyesi ile V. dalga eşiği arasında ortalama 0,4 msn latans kayması bildirmiştir. EABR latansları uyaran seviyelerinin azalması ile hafifçe uzar, ancak akustik ABR'ye göre ses seviyesinden çok daha az etkilenir (Abbas, P. J., & Brown, 1991). Ek olarak, V. dalga latansı apikal elektrotlar için daha kısa ve bazal elektrotlar için daha uzun olma eğilimindedir (Firszt ve ark, 2002; Shallop, J. K., Beiter, A. L., Goin, D. W., & Mischke & E., 1990).



Şekil 2-11: EABR Dalga Kayıt Örnekleri

(Otcu, 2018)

Çoğu fizyolojik potansiyelde olduğu gibi, EABR amplitüdü uyaran seviyesiyle azalır. V. dalga genellikle EABR'nin en düşük seviyelerde görünmeye devam eden tek dalgasıdır. V. dalganın maksimum tepe-tepe amplitüdü, alıcının sese tolerans seviyelerine bağlı olarak yaklaşık 1 ila 2 mikrovolt düzeyinde olabilir (Firszt ve ark., 2002; Shallop, J. K., Beiter, A. L., Goin, D. W., & Mischke & E., 1990). Bu, ECAP dalgasından daha küçüktür. V. dalga için eşik amplitüdü tipik olarak yaklaşık $0.25 \mu V$ 'dir (Firszt ve ark, 2002). EABR'nin V. dalgası, genellikle yüksek ses seviyesi için akustik ABR'deki V. dalgadan daha büyüktür, çünkü elektrik uyarımı akustik bir uyarıma göre kokleanın daha büyük bir bölümünü uyarır ve daha büyük sinirsel senkronizasyon üretir (Kiang, N. Y.-

S. & Moxon, 1972). Şekil 2-11 EABR uygulanan bir hastadan elde edilen dalga formunu göstermektedir. ECAP'ta olduğu gibi, EABR, cihaz ve elektrot fonksiyonunu doğrulamak, periferik işitsel yolun beyin sapı seviyesine fonksiyonunu doğrulamak, zaman içinde fizyolojik tepkileri izlemek ve bir dereceye kadar ses işlemcisini programlamaya yardımcı olmak için kullanılabilir (Hughes, 2013).

EABR'ler, uyarımı sağlamak için standart programlama yazılımı ve donanımı, kayıt için standart bir klinik uyarılmış potansiyel sistemi ve kayıt sistemini senkronize etmek için programlama arayüzünden bir tetikleyici çıkışı kullanarak klinik olarak ölçülebilir. EABR'yi ortaya çıkarmak için kullanılan uyarın, yavaş bir tekrarlama hızında (~ 10 ila 50 Hz) verilen tek bir bifazik akım pulse özelliğindedir (Hughes, 2013).

EABR, bir ön yükselticiye bağlı kafa derisi elektrotları kullanılarak kaydedilen uzak alan cevabıdır. EABR kaydında, implant takılı kulağın karşı mastoidine negatif elektrot, vertexe pozitif elektrot ve iki kaş arasındaki bölgeye topraklama elektrotu gelecek şekilde elektrot yerleşimi yapılır (Brown, C. J., Abbas, P. J., Fryauf-Bertschy, H. & D., & Gantz, 1994; Thai-Van, H., Cozma, S., Boutitie, F., Disant, F., Truy & Collet, 2007). EABR, kafa derisi elektrotları kullanılarak kaydedildiğinden, tepkiler miyojenik (kas) aktive ile kolayca bozulabilir. Bu nedenle, hastalar kayıt kolaylığı için derin uykuda veya sakin olmalıdır (Gallégo, S., Garnier, S., Micheyl, C., Truy, E. & A., & Collet, 1999).

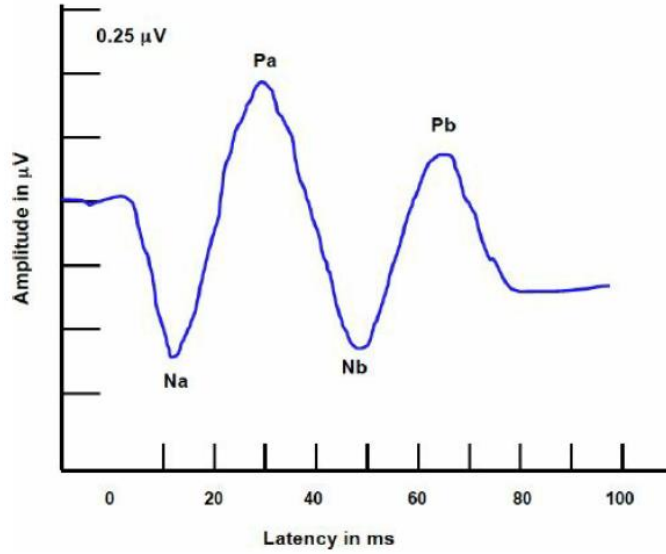
İnsanlarda akustik ABR cevabı, yaklaşık 2 yaşına kadar tam olarak gelişmemiştir. Doğumda, latanslar yetişkinlerde elde edilenlere göre uzamış olarak bulunur (Ponton, C. W., & Eggermont, 2007). EABR latansı, elektriksel uyarıya nöral cevapta uzunlamasına değişiklikleri değerlendirmek için kullanılmıştır. Çocuk grubu için cihaz kullanımının birinci yılında ECAP, EABR III. dalga ve EABR V. dalga latanslarında önemli düşüşler gözlenmiştir. Ayrıca, dalgalar arası latanslar da, implant kullanımının ilk 6 ayında azalmıştır . (Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2003).

Klinik olarak, EABR'ler cihazın işlevini doğrulamak için kullanılabilir ve beyin sapı seviyesine kadar olan periferik işitsel nöronların implanttan elektriksel uyarıya yanıt olarak çalıştığını onaylar. ECAP gibi, EABR V. dalga eşikleri çoğu zaman davranış eşiklerinin üzerinde ortaya çıkar (Abbas, P. J., Brown, C. J., Shallop, J. K., Firszt & Hughes, M. L., Hong, S. H., & Staller, 1999; Bierer, J. A., Faulkner, K. F., & Tremblay, 2011; Brown, C. J., Abbas, P. J., Fryauf-Bertschy, H. & D., & Gantz, 1994; Shallop, J. K.,

Beiter, A. L., Goin, D. W., & Mischke & E., 1990). EABR eşikleri şüpheli davranışsal tepkileri doğrulamak ve küçük çocukları davranışsal teste şartlandırmak için kullanılabilir uyarı seviyesinin tahmininde faydalı olmaktadır. Her zaman olduğu gibi, özellikle daha hızlı uyarı oranlarını kullanan koklear implantlar için, uyarımın çok yüksek olmamasına dikkat edilmelidir. Birçok çalışma, EABR eşikleri ve ayar seviyeleri arasındaki korelasyonları incelemiştir (Lo, T.-S., Chen, Y.-S., Horng, M.-J., & Hsu, 2004). Sonuçlar, güvenilir davranışsal geri bildirim sağlayamayan kullanıcılar için ayar seviyelerinin belirlenmesinde EABR eşiklerinin kullanılabilirliğini önerecek korelasyonlar gözlenmiştir (Brown, C. J., Hughes, M. L., Luk, B., Abbas & Wolaver, A., & Gervais, 2000).

2.4.4. Elektriksel Uyarılmış İşitsel Orta Latans Yanıtları (EAMLR)

Elektriksel Uyarılmış İşitsel Orta Latans Yanıtları (EAMLR), üst beyin sapı, talamus ve işitsel korteksin eşzamanlı fizyolojik tepkisidir (Pratt, 2007). EAMLR'nin morfolojisi, akustik AMLR ile benzerdir (Kileny, P. R., Kemink, J. L., & Miller, 1989). Akustik AMLR gibi, EAMLR de Na-Pa-Nb kompleksi ile karakterizedir (Şekil 2-12). Na bileşeninin orta beyin ve talamik bölgelerden kaynaklandığı belirtilmektedir (Pratt, 2007). Pa bileşeninin kaynağı daha az net olmakla birlikte, araştırmalar, retiküler oluşum ve/veya medial genikülat gibi subkortikal bölgelerden gelen bilgilerle primer işitsel korteksten gelen yanıtları ortaya koymaktadır. Nb bileşeninin ise kaynağı net olarak belirlenmemiştir (Pratt, 2007). Periferik işitsel uyarılmış potansiyellerin aksine, EAMLR uyku anestezi gibi durumlardan etkilenebilir (Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2005).



Şekil 2-12: AMLR Dalga Örneği

(Hall, 2015)

Na ve Pa latansları sırasıyla yaklaşık 15-18 ms ve 25-27 ms arasında meydana gelir (Firszt ve ark, 2002). Nb, 25-55 ms arasında meydana gelir (Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2005). Bu latanslar, Na için 15-20 ms, Pa için 22-36 ms ve Nb için 45-50 ms arasında ortaya çıkan akustik AMLR için bildirilenler ile benzerdir. EAMLR latansları, uyarın seviyesinin azalması ile uzayabilir (Hall III, 1992; Pratt, 2007).

EAMLR amplitüdüleri, Na çukurunun orta noktasından Pa tepesinin orta noktasına kadar hesaplanır. Maksimum tepeden tepeye amplitüdüleri tipik olarak, rahat duyulabilir uyarın seviyelerinde 2 ila 3 mikrovolttur (μV). Na-Pa için eşik amplitüdüleri yaklaşık 1 μV 'dir (Firszt ve ark, 2002).

EAMLR'de uyarım, cihaza ses işlecisi ve klinik programlama arayüzü aracılığıyla iletilir. Uyarın parametreleri, klinik programlama yazılımı içerisinde EABR ile aynı şekilde tanımlanır. Kayıt için standart bir klinik uyarılmış potansiyeller cihazı kullanılır ve kayıt sistemini senkronize etmek için programlama arayüzünden bir tetikleyici çıkışı kullanılır. EAMLR'yi ortaya çıkarmak için kullanılan uyarın tipik olarak EABR'den biraz daha yavaş bir tekrarlama hızında (~ 11 Hz) verilen tek bifazik akım özelliğindedir (Firszt ve ark, 2002; Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2005). EAMLR uyku durumundan etkilenebilir, bu da bu önlemlerin intraoperatif değerlendirmeler için uygun olmamasına neden olur. Ayrıca, EAMLR'nin daha küçük

çocuklarda, özellikle sınırlı implant kullanım sürelerinde, tespit edilmesi daha zor olabilir (Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2005).

Birkaç çalışmada, EAMLR ile davranışsal eşikler arasındaki ilişki incelemiştir ve EAMLR eşikleri, davranış eşiklerine benzer şekilde bulunmuştur (Miller, A. L., Arenberg, J. G., Middlebrooks, J. C. & Pfungst, 2001).

2.5. UYARILMIŞ KORTİKAL POTANSİYELLER

2.5.1. Kortikal İşitsel Uyarılmış Potansiyeller (CAEP)

Kortikal İşitsel Uyarılmış Potansiyeller (CAEP), başlangıçta yavaş verteks yanıtları olarak adlandırılan, insan beyninden kaydedilmiş ilk işitsel uyarılmış potansiyellerdir. Davis ilk olarak 1939'da işitsel uyarılara verilen kortikal tepkileri kaydetmiştir (Picton, 2010). Bu tepkiler, santral sistemin teralamikortikal segmentindeki yapıların senkronize sinirsel aktivasyonunu yansıtmaktadır (Tremblay K, Billings CJ, Friesen LM, 2006). CAEP'ler, tipik olarak, bir uyarının başlangıcından 60 ila 300 ms gecikme aralığında meydana gelen P1-N1-P2 kompleksinden oluşur (Ross B, Fujioka T, Tremblay K, 2007).

P1-N1-P2 kompleksinin P1 bileşeni, normal işiten yetişkinlerde uyarının başlamasından yaklaşık 50 ms sonra başlar. Ross ve ark ,(2007), işitsel uyarılmış N1 ve P2 kaynakları, kısmen işitsel korteks, temporal bölge ve retiküler aktive edici sistemde üretildiğini bildirmişlerdir. P1-N1-P2 cevap analizi, her bir pik bileşenin latans ve amplitüd ölçümlerini içerir (Ross B, Fujioka T, Tremblay K, 2007).

P1-N1-P2'nin morfolojisi, hastanın yaşamı boyunca değişiklik gösterir. Yetişkinlerde, P1'in amplitüdü küçüktür ve N1 ve P2 yanıtları daha belirgindir. Buna karşılık, küçük çocuklar için P1 yanıtı daha belirgindir. Bununla birlikte, uyarın sunum hızı yavaşlarsa, bebeklerde ve çocuklarda P1, N1 ve P2 yanıtları görünür hale gelebilir (Wunderlich, J. L., & Cone-Wesson, 2006).

CAEP'lerin klinik uygulamaları, eşik değerin tahmin edilmesini, işitsel nöropati spektrum bozukluklarını, işitme cihazları ve koklear implantlar, santral işitsel işlemede iyileşmeyi/değişiklikleri değerlendirmeyi içerir. Davranışsal eşikleri tahmin etmek için en düşük şiddette tekrarlanabilir yanıt elde edilen CAEP eşigi kullanılabilir. CAEP eşiginin genellikle davranış eşiginden 5 ila 10dB daha yüksek olduğu bildirilmiştir. CAEP'lerin ana kısıtlılığı, cevapların uyku ve uyanıklıktan etkilenmesidir (Katz, 2015).

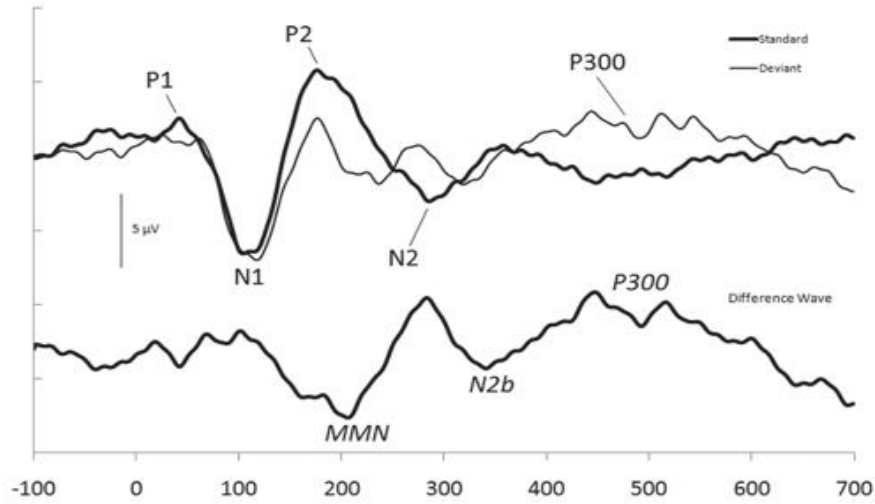
Literatüre bakıldığında CAEP'lerin koklear implantasyon için adaylığa karar vermede yardımcı olduğunu göstermektedir. Normal radyolojik bulguları olan çocuklarda, işitme cihazlı CAEP cevaplarının yokluğu, işitme cihazlarından yeterli kazanç sağlanamadığının göstergesidir. Koklear implantasyon, bu tür çocuklarda bir rehabilitasyon seçeneği olabilir. CAEP'lerin kaydedilmesi, koklea ve/veya 8. sinir patolojisi olan çocuklarda koklear implantların yararlılığını tahmin etmede yardımcı olabilir (Katz, 2015).

CAEP'ler, click, tone burst ve konuşma (/m/, /t/, /g/, /s/) dahil olmak üzere çeşitli uyaranlar kullanılarak kaydedilebilir. Uyaranlar farklı düzeylerde (55dB SPL, 65dB SPL, 75dB SPL) hoparlör, supraural, insert kulaklıklar veya gerektiğinde bir kemik vibratör aracılığı ile hastaya iletilir. Serbest alan hoparlörleri, işitme cihazı/koklear implant kullanan kişilerde CAEP'leri kaydetmek için önerilir. CAEP'lerin frekansa özgü eşik tahmin edilebilirliğindeki doğruluğu göz önüne alındığında, daha büyük çocuklar ve uyanıkken test edilebilen yetişkinlerde işitme eşiklerini değerlendirmek veya çapraz kontrol için iyi bir test seçimidir (Hughes, 2013).

2.5.2. Elektriksel Uyarılmış İşitsel Geç Yanıtlar (EALR)

Kortikal fizyolojik yanıtlar, merkezi işitme yolları, uyaranın tespiti, algısal ayırt etme ve/veya işitme sisteminin daha üst seviyelerinde fizyolojik maturasyon hakkında bilgi sağlamak için kullanışlıdır. İşitsel kortikal potansiyellerin periferal ölçümlere (ECAP, EABR) göre yanıtları ortaya çıkarmak için geniş bir uyaran yelpazesinin kullanılabilmesi daha fazla test çeşitliliğine olanak sağlar (Hall III, 1992; Martin, B. A., Tremblay, K. L., & Stapells, 2007).

Kortikal işitsel uyarılmış potansiyeller (CAEP) terimi, uyaranların sunum şekline ve dinleyicinin uyarana katılımına bağlı olarak değişen, çeşitli spesifik işitsel yanıt türlerini kapsayan genel bir terimdir. Bu potansiyellerden elektriksel uyarılmış işitsel geç yanıtlar (EALR), elektrikle uyarılmış akustik değişim kompleksi (EACC), eşleşmeyen negativite (EMMN) ve P300'ü içerir. İşitsel uyarılmış potansiyeller endojen ve eksojen potansiyeller olmak üzere iki ana gruba ayrılabilir. Eksojen potansiyeller dinleyicinin aktif katılımını gerektirmez ve kullanılan uyaran özelliklerine karşı oldukça hassastır (Hall III, 1992; Martin, B. A., Tremblay, K. L., & Stapells, 2007). ECAP, EABR, EAMLR, EALR, EACC ve EMMN, dinleyicinin uyarıcıya aktif olarak katılmasını gerektirmediklerinden eksojen tepkiler olarak kabul edilebilir.



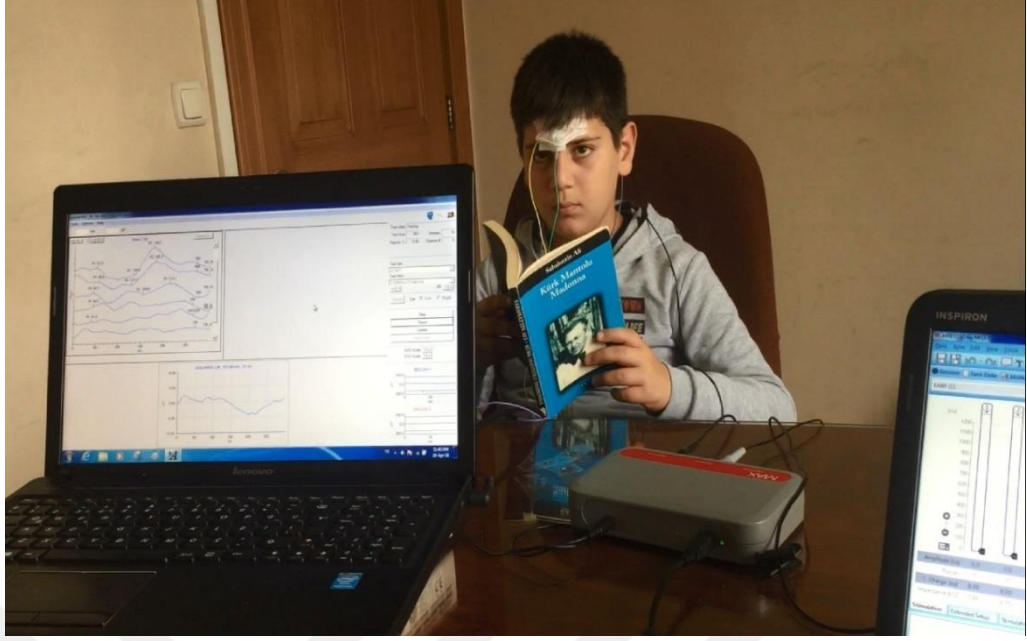
Şekil 2-13: İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller Dalga Örneği

(Atcherson & Stoodly, 2012)

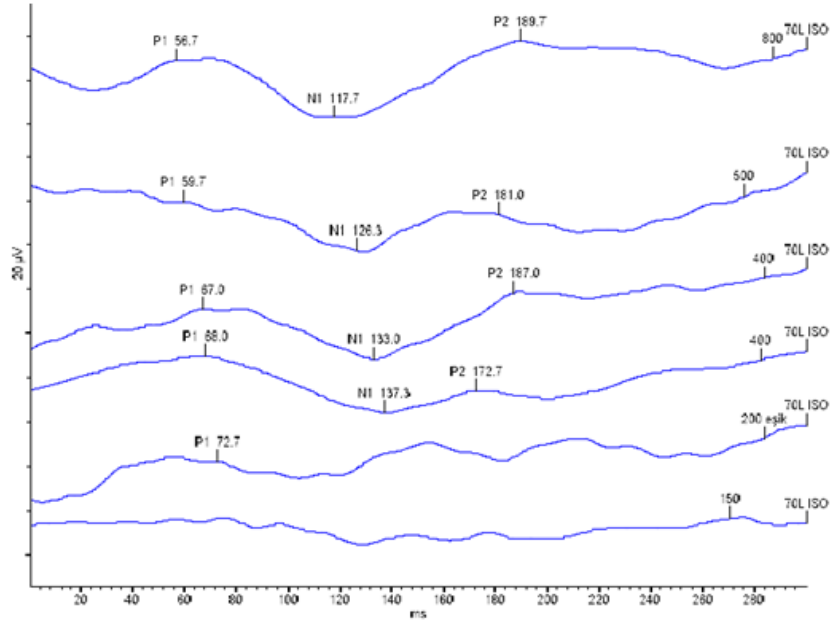
Bununla birlikte, dikkat ve uykunun orta ve geç yanıtları değiştirebildiği için bu potansiyellerin bazılarının endojen yönleri de vardır (Beynon, A. J., Snik, A. F. M., & van den Broek, 2002; Hall III, 1992; Martin, B. A., Tremblay, K. L., & Stapells, 2007).

EALR, P1-N1-P2 kompleksinden oluşur. Bu potansiyellerin nöral kaynakları, nörogörüntüleme yöntemlerinde kaydedilen ilerlemeler ile sürekli olarak yeniden tanımlanmaktadır. Ayrıca, belirli sinir kaynakları, bu potansiyelleri ortaya çıkarmak için kullanılan paradigmaya göre değişir. Bununla birlikte, genel olarak, talamokortikal projeksiyonlardan yapılan katkılar kompleksin alt bileşenini oluşturur. Tek başına N1'in üçten fazla nöral kaynak etkisi ile ortaya çıktığı bildirilmektedir.

EALR'nin morfolojisi, akustik ALR ile benzerdir. Kortikal potansiyeller beynin santral bölgeleri tarafından üretildiği için, uyku ve sakinleştiricilerin/ anestezinin ölçülen tepkiler üzerinde güçlü bir etkisi vardır. Bu nedenle, hasta uyanık olduğu zaman (Şekil 2-14) tepkiler elde edilir (Hall III, 1992).



Şekil 2-14: EALR Kaydı ve Bağlantıları



Şekil 2-15: EALR Dalga Kaydı Örneği

Hem akustik hem de elektriksel uyarım için, P1-N1-P2 kompleksi, latansları doğrudan elektriksel uyarım ile biraz daha kısa olsa da uyarın sunumunun ardından 50 ila 250 ms içinde ortaya çıkar (Şekil 2-15) (Brown, C. J., Etler, C., He, S., O'Brien, S., Erenburg & Kim, J.-R., Dhuldhoya, A. N., & Abbas, 2008; Hall III, 1992; Martin, B. A.,

Tremblay, K. L., & Stapells, 2007). Yetişkin implant kullanıcıları için P1 latansları yaklaşık 40 ila 80 msn, N1 latansları yaklaşık 75 ila 150 msn ve P2 latansları yaklaşık 150 ila 210 msn aralığında elde edilir (Abbas, P. J., Brown, C. J., Shallop, J. K., Firszt & Hughes, M. L., Hong, S. H., & Staller, 1999; Ponton, C. W. & Don, 1995). EALR latansları, uyarın şiddet seviyesi azaldığında yaklaşık 4 ila 9 ms uzayabilir. Yetişkinler için EALR amplitüdüleri, N1 çukurunun orta noktasından P2 tepesinin orta noktasına kadar hesaplanır, çünkü P2 daha büyük bir tepkidir (Firszt ve ark, 2002; Guiraud ve ark, 2007). Yetişkinlerde, maksimum tepe-tepe amplitüdüleri, akustik ALR'ye benzer olan 3 ila 12 mikrovolt (μV) seviyesinde iken, P1 amplitüdü küçük çocuklara göre daha küçüktür (~ 2 ila $3 \mu\text{V}$) (Brown, C. J., Etlar, C., He, S., O'Brien, S., Erenburg & Kim, J.-R., Dhuldhoya, A. N., & Abbas, 2008; Firszt ve ark, 2002). EALR amplitüdüleri, yüksek şiddetteki uyarın seviyelerinden ziyade orta şiddetteki uyarın seviyelerinde daha büyük amplitüdü olma eğilimindedir (Firszt ve ark, 2002; Hall III, 1992).

Küçük çocuklarda P1, en önemli dalgadır, çünkü yanıtın en büyük bileşenidir, N1 ve P2 tipik olarak gözlenmez (Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2005; Martin, B. A., Tremblay, K. L., & Stapells, 2007). Yavaş uyarın sunum oranları kullanıldığında, N1 ve P2 yanıtının gözlenebilmesine rağmen, çocuklarda N1 cevaplarının gözlenmemesinin sebebinin, sistemdeki olgunlaşma ya da yetersiz uyarım/kayıt prosedürleri ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir (Wunderlich, J. L., & Cone-Wesson, 2006). İşitmesi normal olan kişilerin P1'in latansı, çocuklara göre daha kısadır (Ponton, C. W., & Eggermont, 2007; Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, 2002), ve doğumda P1 latansı yaklaşık 300 ms, 3 yaşında yaklaşık 125 ms ve yetişkinlikte yaklaşık 60 ms.'dir (Dorman, Sharma, Gilley, Martin, & Roland, 2007). Koklear implant kullanıcısı çocuklar için, P1'in maturasyon süresi implant yaşı ve implant kullanım süresinden etkilenir. Daha küçük yaşlarda (<3.5 yaş) implante edilen çocukların, yaklaşık 6 ila 8 aylık implant kullanımından sonra normal aralık içinde (aynı yaştaki işitmesi normal akranlarına göre) P1 latansına sahip olmaları ve daha geç implante edilen çocuklarda (> 7 yaş) P1 latansının normal aralığın dışına çıkma olasılığı daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, 2002).

İşitmesi normal olan bireylerde, P1-N1-P2, 10 yaş civarında daha olgun bir aşamaya ulaşmakta olup, yaşamın ikinci on yılında daha küçük, kademeli latans kısaltmaları ile 18 ila 21 yaşlarında nihai olgunluğa ulaşmaktadır (Martin, B. A.,

Tremblay, K. L., & Stapells, 2007; Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, 2002). Maturasyon boyunca, P1'in amplitüdü, P2'nin amplitüdü arttıkça azalır. Bu değişim, P1'in ergenlerde ve yetişkinlerde daha küçük amplitüd şeklinde görünmesine neden olan gelişimine bağlanmaktadır (Ponton, C. W., & Eggermont, 2001). Koklear implantlı çocuklar için, P1 bileşeninin normal şekilde geliştiği, ancak N1'in oluşmadığı görülmektedir. Sonuç olarak, implantlı çocuklar ile işitmesi normal olanlar arasındaki latans ve morfoloji farklılıkları, N1 yanıtı normal olarak olgunlaşmaya başladığında 10 yıl civarında ortaya çıkar (Ponton, C. W., & Eggermont, 2001).

Genel olarak, uzun uyaran süreleri, ölçülen yanıtın üstüne gelen uyaran artefaktı ile daha fazla sorun yaratacaktır. Bu nedenle, uyarının süresi, P1-N1-P2 kompleksinin latansından daha kısa olmalıdır (Martin, B. A., Tremblay, K. L., & Stapells, 2007).

EALR kaydı için elektrot yerleşiminde en basit olanı, pozitif elektrodu ya alnın en üst kısmına (Fz) ya da tepe noktasına (Cz), referans elektrodu ya boynun en üst kısmına ya da kontralateral mastoide yerleştirmektir. Topraklama elektrotunu ise alın veya bilek gibi bir bölgeye yerleştirilebilir (Firszt ve ark, 2002; Guiraud ve ark, 2007; Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, 2002).

2.5.2.1. Elektriksel Uyarılmış Kortikal Yanıtların Kullanım Alanları

EALR morfolojisi ve latansı konusunda yapılan çalışmalarda, bulgular genel olarak uzun işitme kayıplı sürelerinin ve geç implant yaşının, olgunlaşmamış morfolojiye ve uzamış EALR latanslarına neden olduğunu göstermektedir (Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2005). Dorman ve ark., (2007) EALR latanslarının (özellikle çocuklardaki P1 latansı) implant öncesi işitme cihazı kullanımı sırasında, işitme cihazlarıyla yeterli uyarımın sağlanıp sağlanmadığını ölçmek için veya koklear implantasyonu takiben işitsel kortikal gelişimi izlemek için bir ölçüm olarak kullanılabileceğini göstermiştir. Bu araştırmacılar, 3-13 aylık işitme cihazı kullanımı sırasında P1 latansında bir değişiklik olmadığı, ancak koklear implantasyondan 3 ila 6 ay sonra P1 latansında belirgin bir kısalma olduğu pediatrik koklear implant adaylarının vaka çalışmalarını tarif etmişlerdir. İmplantın santral işitme sistemini aktive etmede, bu vakalar için işitme cihazından daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır.

Elektriksel uyarılmış kortikal potansiyelleri ortaya çıkarmak için farklı tiplerde uyarımlar kullanılabilir. Bunlar, doğrudan implant aracılığıyla veya bir hoparlör aracılığıyla sunulan ve kullanıcının konuşma işlemcisi tarafından işlenen klik, ton veya

konuşma sesleridir. Bununla birlikte, uyarıların serbest alandaki iletimi, konuşma işlemcisi parametrelerindeki farklılıklardan dolayı, sinyalin farklı şekilde işlenmesiyle sonuçlanabilmektedir. Bu nedenle, CAEP dalga formlarının serbest alan uyarıları için yorumlanması karmaşık olabilir. Farklı CAEP cevap paternlerinin nörofizyolojik süreçlere mi yoksa implant tarafından yapılan sinyal işlemeye mi bağlı olduğunu tespit etmek zor olabilir (Tremblay, K. & Moore, 2012). Gözün açılıp kapanması sonucu oluşan artefaktı izlemek ve reddetmek için göz kenarlarına ilave bir çift elektrot yerleştirilebilir (Brown ve ark, 2008; Firszt ve ark, 2002). Diğer miyojenik tepkiler için ise artefakt reddi ($\pm 100 \mu V$) kullanılabilir (Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2005; Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, 2002). Bobinden kaynaklı artefaktı ortadan kaldırmak için bir filtre (alçak geçirgen, ~ 32 kHz) kullanılabilir (Firszt ve ark, 2002; Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, 2005).

Uzun süreli uyaranlar kullanıldığında, filtreleme, artefakt reddi ve kontralateral referans elektrot yerleşimi, özellikle uyaranlar serbest alan üzerinden iletildiğinde yetersiz olabilir. Bununla birlikte, uzun süreli uyaranlar serbest alan aracılığıyla sunulduğunda, artefakt yönetimi konusunda bir fikir birliği yoktur (Gilley, P. M., Sharma, A., Dorman, M., Finley & Panch, A. S., & Martin, 2006; Martin, B. A., Tremblay, K. L., & Stapells, 2007).

Kayıt süresi penceresi, uyarı süresine bağlı olarak, uyarı başlangıcından yaklaşık 300 ila 600 msn daha uzun olması önerilmiştir (Brown, C. J., Etlar, C., He, S., O'Brien, S., Erenburg & Kim, J.-R., Dhuldhoya, A. N., & Abbas, 2008; Firszt ve ark, 2002; Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, 2002). Kortikal cevaplar yavaş ve geniş cevaplar olduğundan, bant pass filtreleme 1-100 Hz arasında olması doğru bir kayıt için önemlidir (Brown, C. J., Etlar, C., He, S., O'Brien, S., Erenburg & Kim, J.-R., Dhuldhoya, A. N., & Abbas, 2008; Firszt ve ark, 2002; Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, 2002). EALR cevapları, EMLR ve EABR cevaplarından daha büyüktür, bu nedenle daha az sweep gerekir. Tipik olarak, 300-500 sweep yeterlidir (Firszt ve ark, 2002; Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, 2002).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Çalışmaya, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa-Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Hastanesi'nde koklear implant ameliyatı olmuş, 10 yaş ve üzerinde, en az 6 ay süre ile *MED-EL* marka koklear implant kullanan, 8'i erkek, 13'ü kadın toplamda 21 birey dahil edilmiştir. *MED-EL* marka koklear implant sisteminin kullanılmasının sebebi EALR ölçümü için implant yazılımında değişikliklere olanak sağlamasıdır.

Çalışmamız 83045809/604.01.01-50511 kayıt numarası ile 29.03.2019'da Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Yerel Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır.

3.1.1. Çalışmaya Dahil Edilme ve Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

Çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- 10 yaş ve üzeri olup, düzenli olarak tek taraflı koklear implant cihazı kullanıyor olmak,
- Normal otoskopik değerlere sahip olmak,
- Ek gelişim, öğrenme ve davranış problemleri ile progresif sistemik hastalıkları, elektrot diziliminin yerleştirilmesine zarar verebilecek veya yüz siniri uyarımına neden olabilecek anatomik iç kulak malformasyonlarına ya da ossifiye kokleaya sahip olmamak.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri karşılamayan tüm denekler çalışma dışında tutulmuştur.

3.2. Uygulanan Testler

Çalışmaya dahil edilen tüm koklear implant kullanıcılarına; koklear implant cihazı olmadan otoskopik muayene ve immitansmetrik incelemeler, saf ses odyometrisi, konuşma odyometrisi testleri yapılmıştır. Sonrasında, bireylerin koklear implant işlemcisi üzerinden ESRT ölçümü ile C seviyeleri, davranışsal yöntem ile de T seviyeleri belirlenmiştir. ESRT ölçümünden sonra konuşma işlemcisi yerine *MED-EL* marka uygun telemetri kablosu kullanılarak EALR testinde, P1 dalgasının görülebildiği minimum eşik seviyesi ve rahat görülebildiği seviyeler belirlenmiştir. Bu değerleri baz alarak, koklear implant ayarları yapılmış ve her iki ayar ile CAEP testleri gerçekleştirilmiştir. CAEP testlerinden sonra, hem e-SRTli ayar ile hem de EALRli ayar ile cihazlı serbest alan işitme testi ve konuşma testleri yapılmıştır.

3.2.1. Odyolojik ve İmmitansmetrik Değerlendirme

Çalışmaya katılan bireylerin saf ses odyometri testi Şekil 3-1’de gösterilen “GSI AudioStar Pro (Grason-Stadler Inc. Tiger/USA)” cihazı ile yapılmıştır. 125-8000 Hz arası hava yolu işitme eşiklerinin belirlenmesinde *Telephonics TDH-39 (Farmingdale, New York, USA)* supraaural kulaklıklar kullanılmıştır. Kemik yolu işitme eşiklerinin belirlenmesinde 500-4000 Hz arasında *Radioear B 71 (Audiometer Allé 1 5500 Middelfart Denmark)* kemik vibratör kullanılmıştır. Koklear implantlı eşiklerin belirlenmesinde serbest alan hoparlörleri kullanılmıştır.



Şekil 3-1: GSI AudioStar Pro Klinik Odyometri Cihazı

(<http://www.grason-stadler.com>)

Çalışmaya katılan bireylerin, konuşmayı anlama eşiği (*Speech Reception Threshold Test- SRT*) Türkçe Fonetik Dengeli Üç Heceli Kelime Listesi kullanılarak, konuşmayı ayırt etme skorları Türkçe Fonetik Dengeli Tek Heceli Kelime Listesi kullanılarak belirlenmiştir. Tüm deneklerin, rahatsız edici ses seviyesi (UCL) saptanmıştır.

Konuşmayı Anlama Eşiği (*Speech Reception Threshold Test- SRT*), Türkçe fonetik dengeli, üç heceli kelime listesi ile *ascending* yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir (Ek 1).

Konuşmayı Ayırt Etme Skoru (*Speech Discrimination Score- SDS*), canlı ses ile yetişkinler için Türkçe fonetik dengeli tek heceli kelime listesi (Ek 2) ile taşıyıcı cümle kullanılarak değerlendirilmiştir. Katılımcının en rahat duyduğu şiddette (*Most Comfortable Level*), canlı ses ile konuşma uyararı sunulmuştur. Son olarak rahatsız olma eşikleri (*Uncomfortable Loudness Level*) belirlenmiştir.

Çalışmaya katılan bireylerin orta kulak ölçümleri Titan IMP440 (*Audiometer Allé 1 5500 Middelfart, Denmark*) immittansmetri cihazı (Şekil 3-2) ile yapılmıştır.

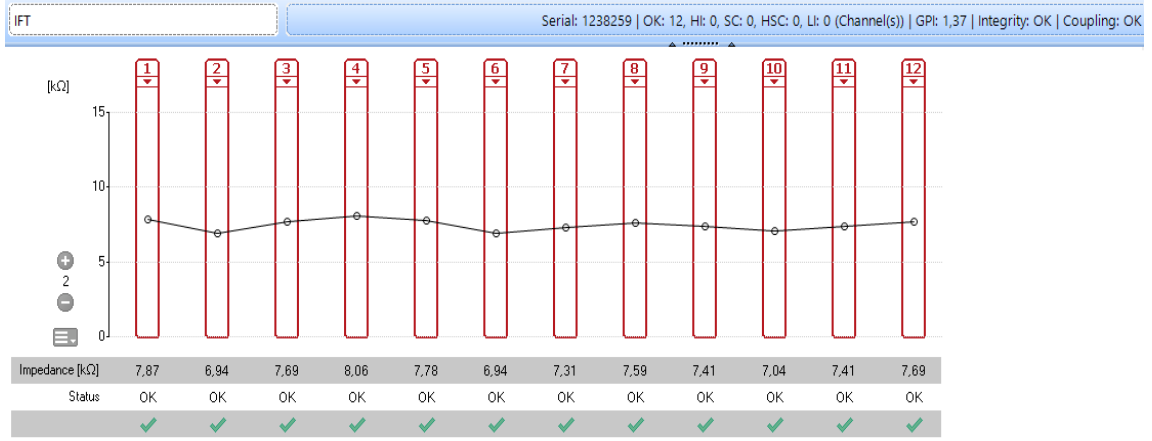


Şekil 3-2: Titan IMP440 İmmittansmetri Cihazı

(<https://www.interacoustics.com>)

3.2.2. Telemetri ve ESRT Ölçümü

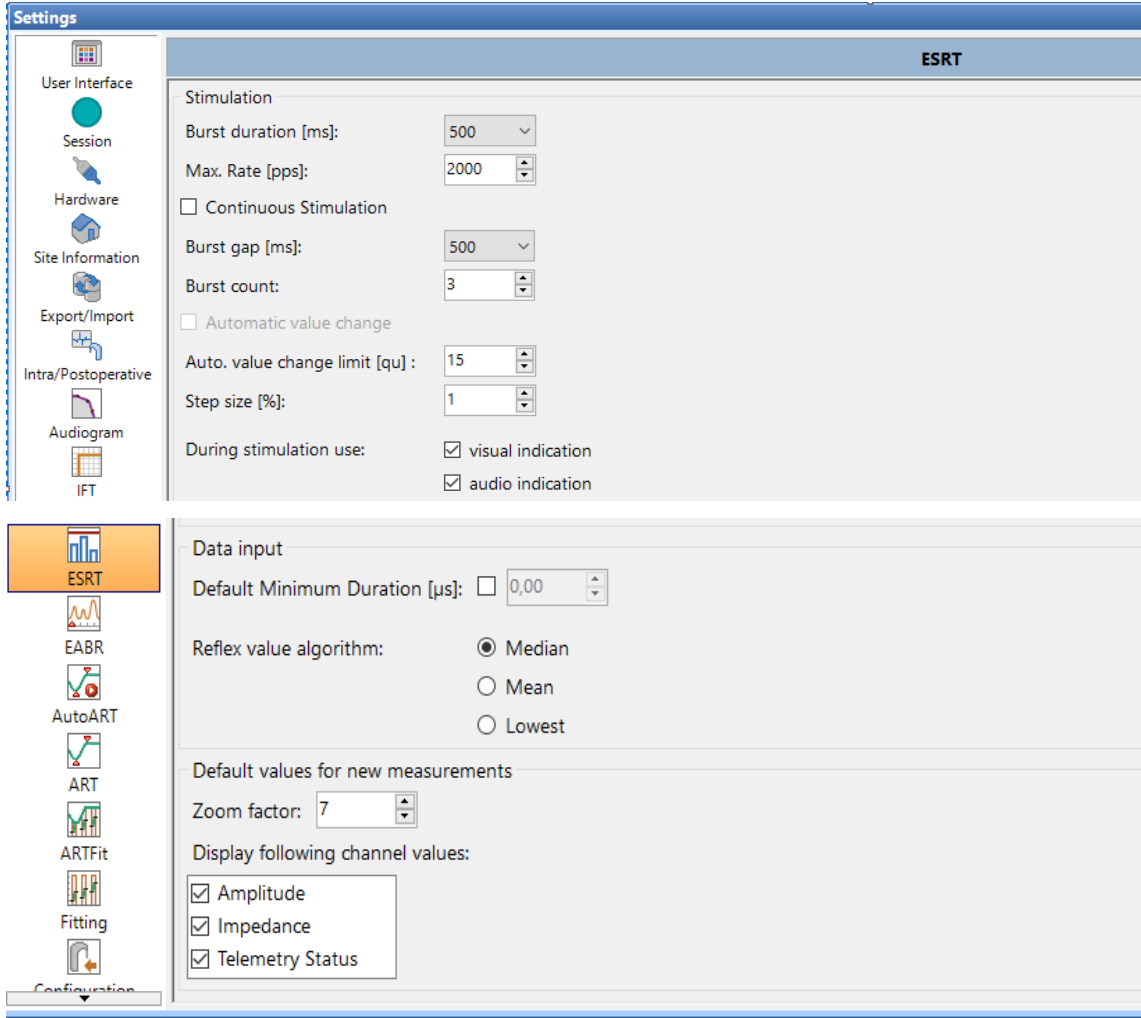
MED-EL marka koklear implantlı kullanıcılarda telemetri ölçümü; firmaya ait yazılımın bulunduğu bilgisayar, bağlantı kutusu ve telemetri kablosu kullanılarak yapılmıştır.



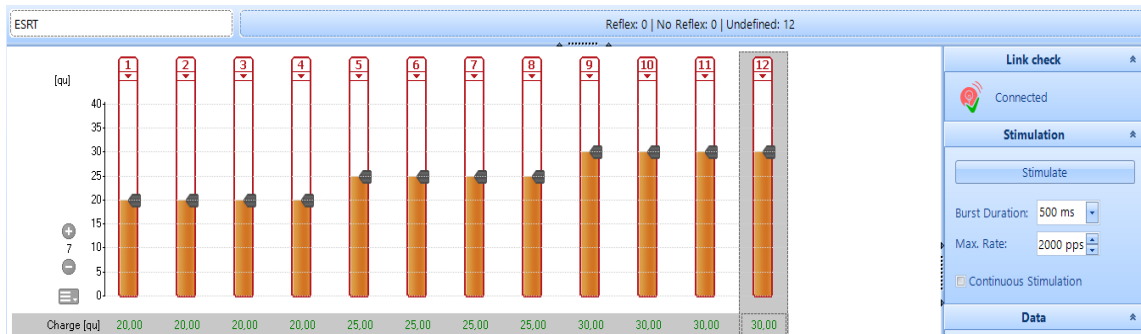
Şekil 3-3: MED-EL Koklear İmplant Telemetri Ekranı

MED-EL marka koklear implantların ESRT ölçümünde, *MAESTRO® System Software 7.0.3* yazılımının içerdiği ESRT ölçümleri kullanılmıştır. ESRT ölçümünde kullanılan parametreler Şekil 3-4'te gösterilmiştir. ESRT ölçümünde varsayılan parametreler, uyarı burst duration 500 ms, maksimum rate 2000 (pps), burst gap 500 ms olarak ayarlanmıştır.

ESRT ölçümünde, önce hastanın kontralateral kulağına uygun prob ucu yerleştirilmiş ve ardından timpanometri testi yapılmıştır. Timpanometrik ölçüm 226 Hz prob tonda Titan IMP440 (*Audiometer Allé 1 5500 Middelfart Denmark*) immitansmetri cihazı ile yapılmıştır. Normal timpanometrik değerlere sahip olma kriteri olarak, statik komplians değerinin $\geq 0,3\text{ml}$ ve timpanik tepe basıncı değerinin -100 daPA ile $+50\text{ daPA}$ arasında olması kabul edilmiştir. Normal timpanometrik ölçümden sonra immitansmetri yazılımında Refleks Decay modülüne getirilmiştir. Refleks Decay testinde kontralateral 1000 Hz prob tonda kayıt yapılmıştır. Koklear implant cihazı takılı iken, alt uyarı seviyelerinden başlanılarak gönderilen uyarıya karşılık minimum cevap olduğu uyarı seviyesi, ESRT cevabı olarak belirlenmiştir. Şekil 3-5'te gösterildiği gibi bulunan ESRT cevapları C seviyesi olarak ayarlanmış ve bu seviyelere uygun koklear implant programı yapılmıştır. T seviyesinin belirlenmesi için hastaya, implant yazılımı üzerinden uyarılar gönderilerek duyduğu en düşük uyarım seviyesini söylemesi istenmiştir ve bu seviye T seviyesi olarak ayarlanmıştır. Davranım yöntemi ile ayarlanan T seviyesi ileri bölümlerde ESRT T olarak adlandırılacaktır.



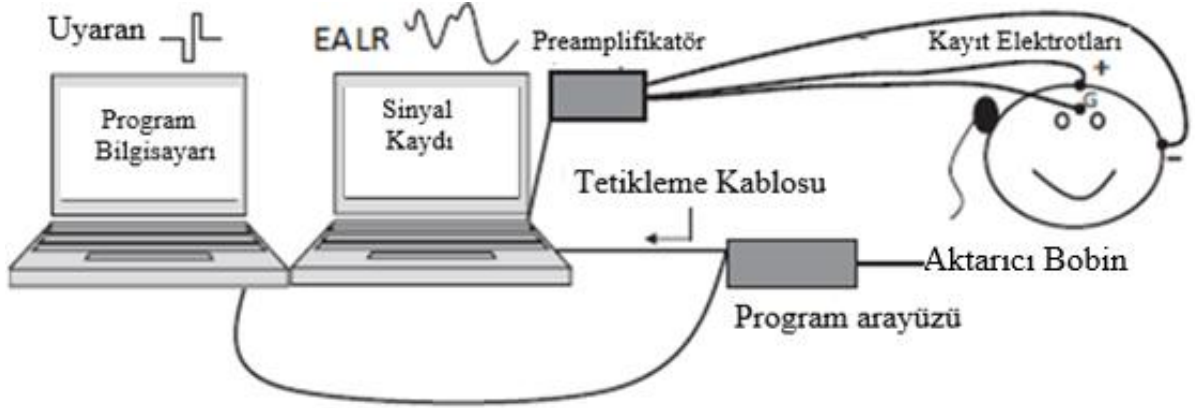
Şekil 3-4: MED-EL Koklear İmplant ESRT Parametre Ekranı



Şekil 3-5: MED-EL Koklear İmplant ESRT Ekranı

3.2.3. Elektriksel Uyarılmış İşitsel Geç Yanıtlar Ölçümü

“Elektriksel Uyarılmış İşitsel Geç Yanıtlar” ölçümünde, “GSI Audera İşitsel Uyarılmış Potansiyeller cihazı” ve “MED-EL MAESTRO® System Software 7.0.3” yazılımının bulunduğu bilgisayar ile MED-EL firmasına ait ekipmanlar kullanılmıştır. Koklear implant ile GSI Audera (Grason-stadler Inc. Tiger/USA) işitsel uyarılmış potansiyeller cihazı arasındaki bağlantı tetikleme (trigger) kablosu ile sağlanmıştır. Şekil 3-6’da EALR ölçümü için kullanılan ekipman ve bağlantıları gösterilmiştir. Şekil 3-10’da ise EALR uyarımı için kullanılan parametreler gösterilmiştir. MED-EL firmasına ait EABR modülü üzerinden uyarın sayısı 300 , uyarı faz durasyonu 40 μ s, rate 1.1 Hz, burst durasyon 0.1 msn, tetikleme sinyal durasyonu 75 μ s, bifazik pulse ve alternating polarite olarak ayarlanmıştır. Elektriksel uyarının sunumu, işitsel kortikal potansiyeller testinin konuşma uyarıları olan /m/, /t/, /g/ uyarıları ile benzer frekans özelliği taşıyan 3, 6 ve 9. elektrotlar üzerinden yapılmıştır.



Şekil 3-6: GSI Audera EALR Ölçümü

(Hughes, 2013)

Test Set

Test set name: CAEP

Masking: Inserts/Headphones

Marker set: Long Latency CAEP

Masking type: Stimulus relative

CAN EDIT

Use noise checking

Random test mode

Use both EEG channels

External trigger

Add Delete

Copy and Edit

Rename

Lock

Test Item:

Test item: 0.2/500Hz±70.0dB nHL

Add Delete

Stimulus type: 500 Hz Blackman TB 5-40-5 cycles

Stimulus polarity: Alternating

Stimulus level: 70.0 dB nHL (-10 to 130)

Masking offset: -40.00 (Actual level 30 dB nHL)

nHL adjustment: 0.0 dB (-20 to 20)

Repetition rate: 0.20 Hz (0 to 40) **Exact rate: 0.200 Hz**

Total sweeps: 200 Test duration: **1000 seconds.**

Subaverage size: 1 sweeps

Stimulus level	Masking level
Inserts/Headphones	Inserts/Headphones
70.000 dB nHL	30.000 dB nHL
83.161 dB pSPL	44.531 dB pSPL

High band pass filter: 1-15 Hz BP @-6 dB -12 dB/oct Btwith

Low pass filter: 100 Hz LP @-3dB 12dB/oct Btwith

Waveform starts at: 0.0 ms

Noise rejection armed after: 100 ms (0 to 155)

Waveform ends at: 300 ms (24 to 2,000)

Noise rejection level: 50 µV = -86.02 dBV (10.0 µV = -100.0 dBV)

Sensitivity: 150µV

Şekil 3-7: GSI Audera EALR Parametre Ekranı



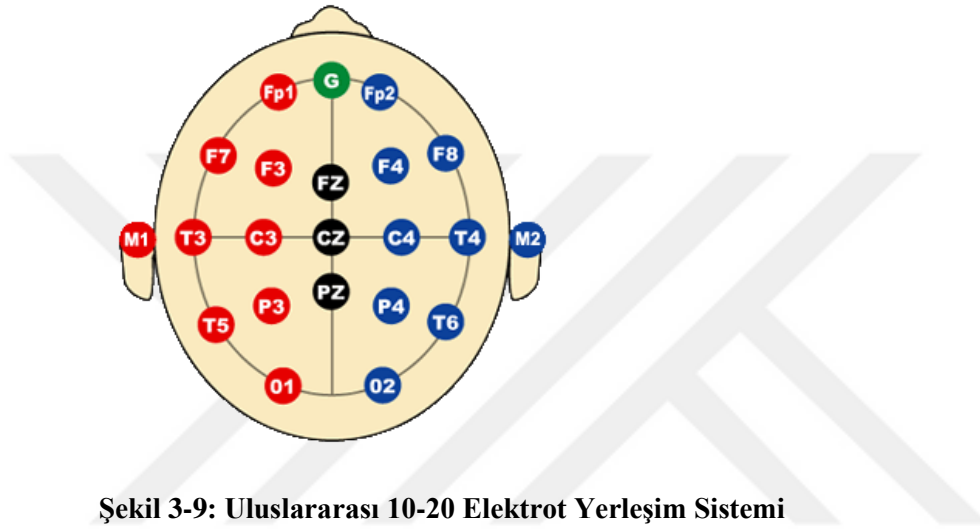
Şekil 3-8: Tetikleme Kablosu

(Otcu, 2018)

GSI Audera İşitsel Uyarılmış Potansiyeller cihazı kayıt parametrelerinde 1-15 Hz yüksek band geçirgen filtre ve 100 Hz alçak band geçirgen filtre ayarı kullanılmış ve

gürültü reddi $100\mu V$ olarak ayarlanmıştır. *Pencere aralığı*, 300 msn, *amplifikatör sensitivitesi*, $150\mu V$ olarak ayarlanmıştır. Bu parametreler Şekil 3-7’de gösterilmiştir.

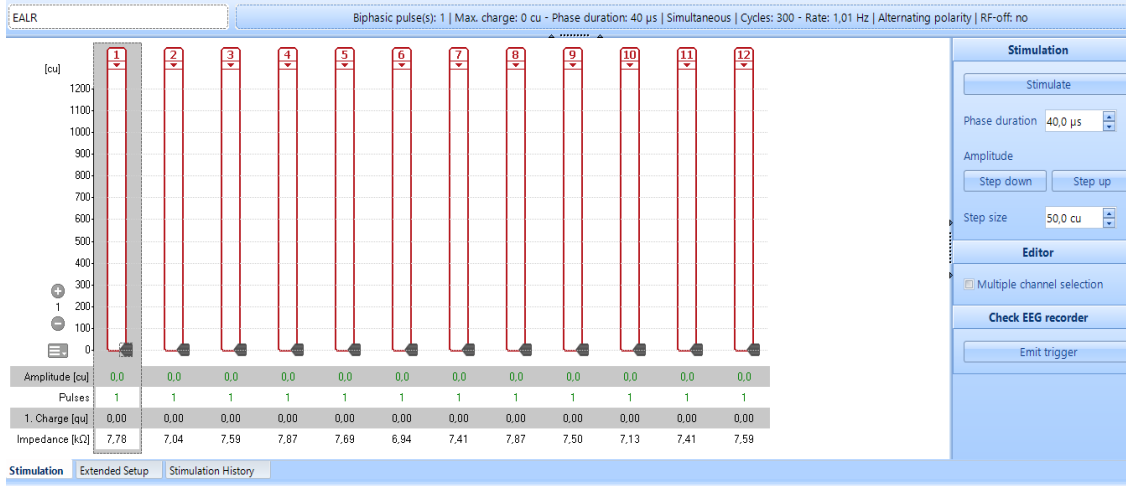
Elektrot yerleşimi, uluslararası 10-20 sistemine göre yapılmıştır (Şekil 3-9); her iki mastoid referans elektrot olarak belirlenirken (M1, M2), aktif elektrot vertekse (Fz) ve ground elektrot iki kaş arasına (G) yerleştirilmiştir. Elektrot yerleşimi yapılacak bölgelere temizleyici jel sürülüp elektrot impedansı 5 kohm’un altında olacak şekilde kontrol edilmiştir.



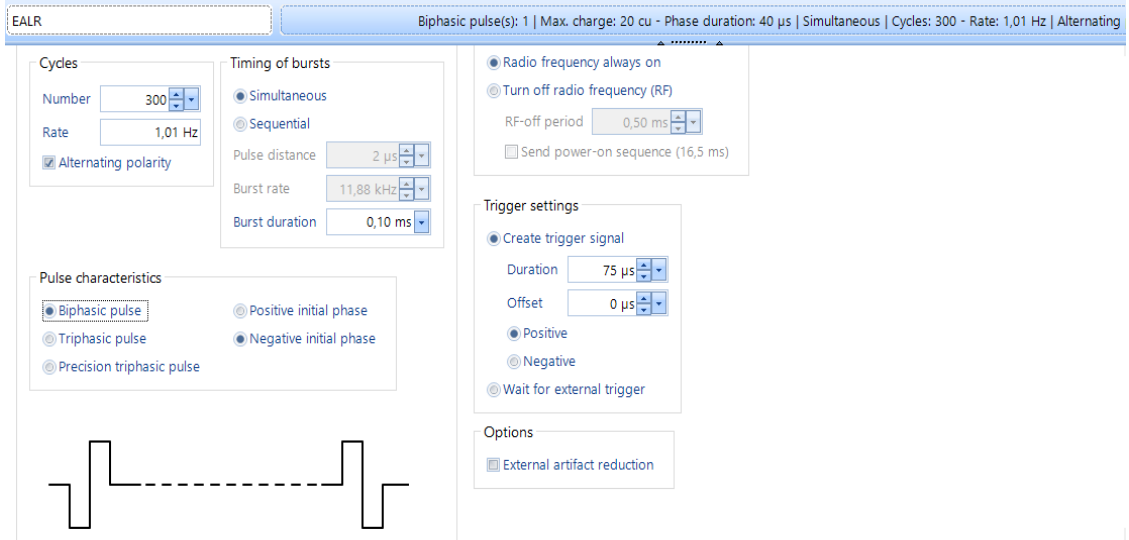
Şekil 3-9: Uluslararası 10-20 Elektrot Yerleşim Sistemi

(Otcu, 2018)

EALR test kaydı sırasında implant kullanıcılarından rahat bir koltukta hareketsiz şekilde oturmaları istenmiştir. EALR uyarın seviyesi seçiminde kullanıcıların koklear implant ile rahat duyma seviyelerine (C) dikkat edilmiş olup öncelikle bu seviyelerden uyarım yapılmıştır. Bu uyarımlardan yanıt elde edilemezse uyarım şiddeti yükseltilmiştir. Test süresince hiçbir kullanıcıda elektriksel uyarana bağlı olarak rahatsızlık ya da fasiyal uyarım olmamıştır. Hastaların gönderilen elektriksel uyarana karşılık net bir P1-N1-P2 dalgasının oluştuğu seviye o elektrot bölgesi için koklear implant ayarlaması yaparken C seviyesi olarak ayarlanmıştır. P1 dalgasının görüldüğü en düşük şiddet seviyesi ise o elektrot bölgesi için koklear implant ayarlaması yaparken T (işitilebilen en düşük akım seviyesi - *Threshold*) olarak ayarlanmıştır. 3, 6 ve 9. elektrotlar için bu işlemler sırası ile tekrarlanarak her bir elektrot bölgesinde C ve T seviyeleri belirlenmiş ve bu seviyelere göre koklear implant programlaması yapılmıştır.



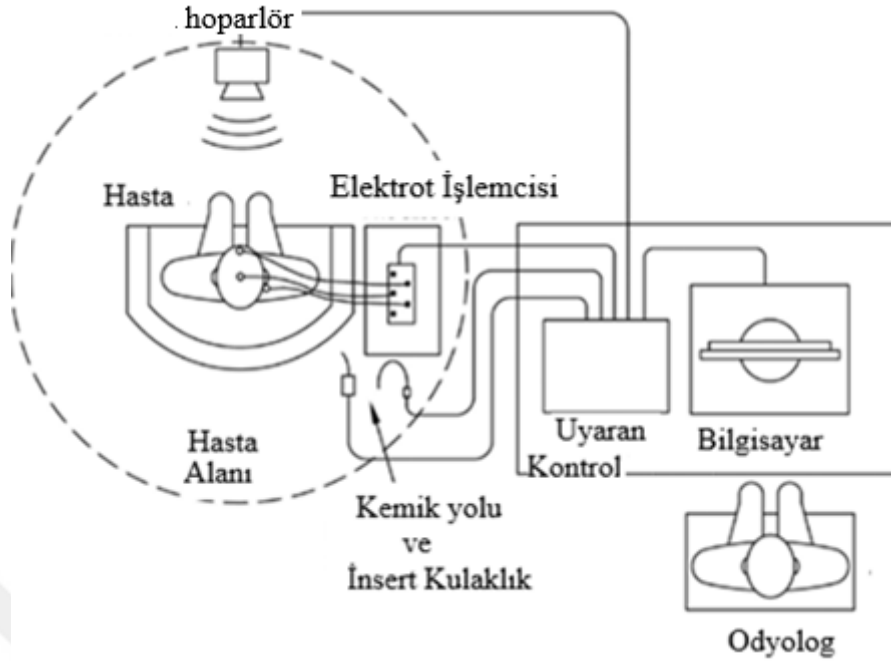
Şekil 3-10: MED-EL Koklear İmplant EALR Ekranı



Şekil 3-11: MED-EL Koklear İmplant EALR Parametre Ekranı

3.2.4. Kortikal İşitsel Uyarılmış Potansiyeller Testi

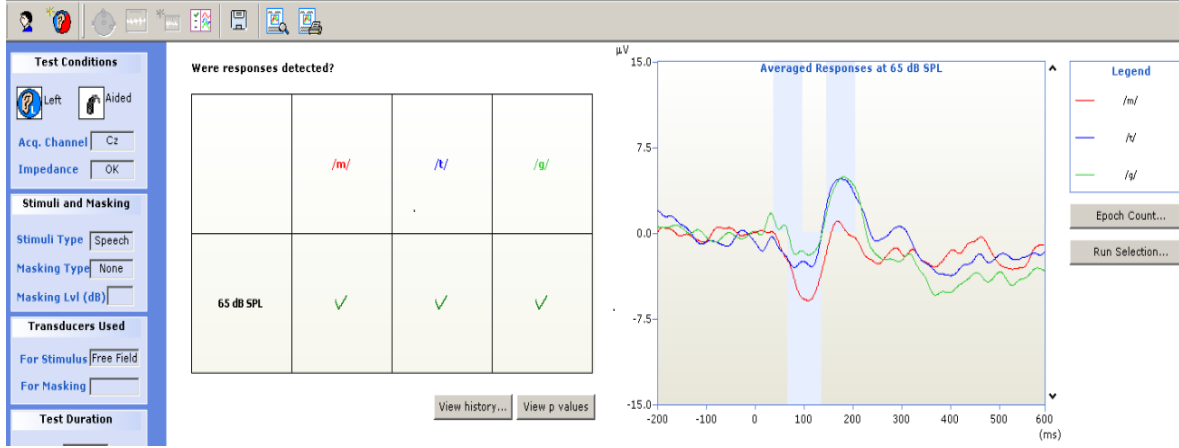
Koklear implant kullanıcılarının ESRT ve EALR ile yapılmış ayarları sonrasında akustik CAEP ölçümü *HEARLab®system (Frye Electronics, Tigard, OR, USA)* cihazı, *ACA modülü* (Şekil 3-12) kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 3-12: HearLab ACA CAEP Ölçümü

(<https://hearlab.nal.gov.au>)

Test edilen kişi ve hoparlör ile arasında 1m mesafe var iken 0° açılı ile rahat, uyanık ve oturur pozisyonda, /m/, /g/ ve /t/ konuşma uyarıları, 65 dB SPL'de sunulmuştur. Konuşma uyarılarının sunum süreleri sırasıyla 30, 30, 20 ms'dir ve sırasıyla 200-500 Hz, 800-1600 Hz ve 2000-8000 Hz frekans özelliklerindedir. Elektrot yerleşimi, uluslararası 10-20 sistemine göre yapılmıştır; mastoid referans elektrot olarak belirlenirken, aktif elektrot vertekse ve ground elektrot iki kaş arasına yerleştirilmiştir. Elektrot yerleşimi yapılacak bölgelere temizleyici jel sürülüp elektrot impedansı 5 kOhm'un altında olacak şekilde kontrol edilmiştir. Cevap kabul sayısı, konuşma uyarılarının her biri için 200 veya üzeri olduğunda test otomatik olarak sonlanmaktadır. Yazılım tarafından oluşturulan "p" değeri 0,05'ten küçükse cevabın var olduğunu göstermektedir. Her bir uyarı için oluşan dalga formu ve yanıtların anlamlılığı Şekil 3-13'te olduğu gibi sonuç ekranında gösterilmektedir.



Şekil 3-13: HearLab ACA CAEP Dalga Örneği

(<https://hearlab.nal.gov.au>)

3.3. İstatistiksel Analiz

Bu çalışma Nisan 2019- Mayıs 2019 tarihleri arasında İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa – Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Odyoloji Bölümü’nde Koklear İmplant kullanıcısı olan 21 hasta üzerinde yapılmıştır. Araştırmada hasta sayısı 21 olduğundan yapılan istatistiksel karşılaştırmalarda, non parametrik analizler kullanılmıştır. Sayısal parametrelerin arasındaki ilişkinin tespit edilebilmesi için Spearman korelasyon, eşleştirilmiş örneklem ikili karşılaştırmasında Wilcoxon test kullanılırken, ikiden fazla eşleştirilmeli karşılaştırma için Friedman Testi uygulanmıştır.

4. BULGULAR

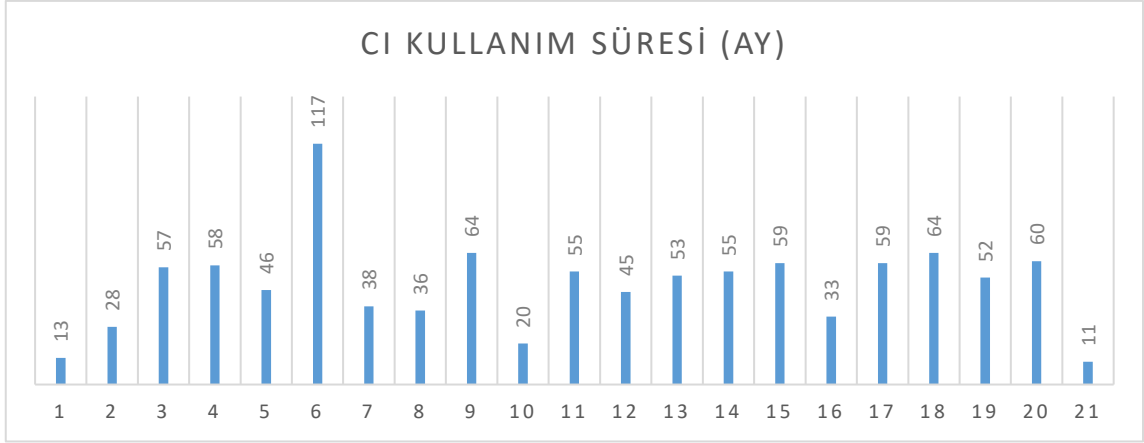
Çalışmaya, MED-EL marka koklear implant kullanıcısı toplam 21 yetişkin birey (8 erkek, 13 kadın) dahil edilmiştir. Katılımcıların demografik özellikleri Tablo 4-1’de gösterilmiştir.

Tablo 4-1: Demografik Özellikler

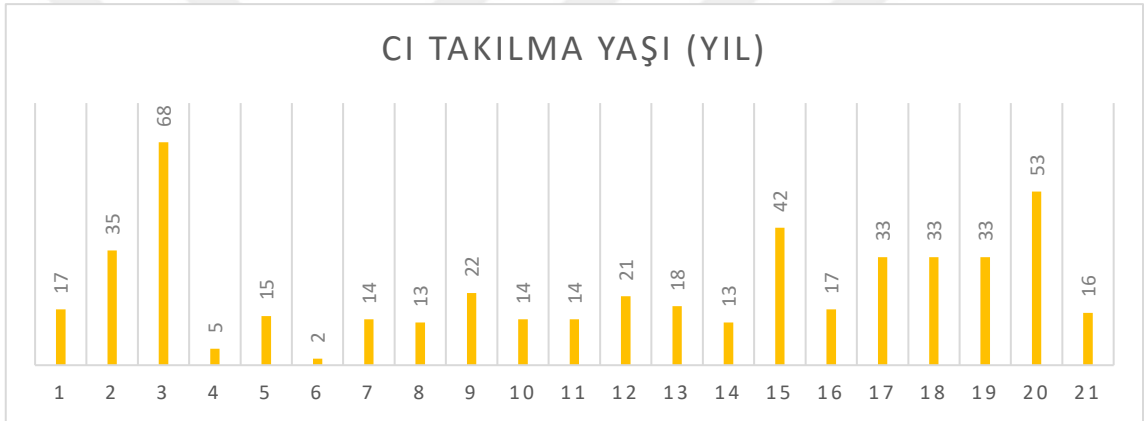
		n	
Cinsiyet	Kadın	13	61,9%
	Erkek	8	38,1%
Koklear İmplant	SYCNHRONY	3	14,3%
Elektrot Modeli	SONATA	16	76,2%
	CONCERTO	2	9,5%
Yön	Sağ	14	66,7%
	Sol	7	33,3%
		AO	SS
Yaş (Yıl)		29,1	±16,6
Koklear İmplant Kullanım Süresi (Ay)		48,7	±22,6
Koklear İmplant Takılma Yaşı (Yıl)		23,7	±16,0
İşitme Kaybı Süresi (Yıl)		13,2	±8,6

AO: Aritmetik Ortalama SS: Standart Sapma n: Birey sayısı

Araştırmaya katılan bireylerin % 61,9’u kadın , %38,1’i ise erkektir. Bireylerin ortalama yaşları $29,1 \pm 16,6$ olarak hesaplanmıştır. Koklear implant kullanım süresi ortalama $48,7 \pm 22,6$ ay olarak tespit edilmiştir. Her bir bireyin, koklear implant kullanım süresi ay olarak Şekil 4-1’de, koklear implant takılma yaşı ise Şekil 4-2’de gösterilmiştir. Bireylerin ameliyat olma yaş ortalamaları $23,7 \pm 16$ yıl olarak tespit edilmiştir. Ayrıca katılımcılarımızın %66,7 ‘si sağ, %33,3’ü ise sol kulağında koklear implant kullanırken; %76,2’si SONATA, %14,3’ü SYCNHRONY ve %9,5’i ise CONCERTO model elektrot kullanmaktadır.



Şekil 4-1: Bireylerin koklear implant kullanım süreleri (Ay)



Şekil 4-2: Bireylere koklear implant takılma yaşı (Yıl)

Çalışmaya katılan tüm bireylerin bazal medial ve apikal olmak üzere 3 farklı elektrot pozisyonunda (E3, E6, E9), EALR ve ESRT ölçümleri yapılmıştır. EALR ölçümünde en düşük akım seviyesinde elde edilen P1 bileşeni T (eşik) seviyesinin belirlenmesi için kullanılmıştır; P1-N1-P2 bileşenlerinin ise en net görüldüğü akım seviyesi ise C seviyesi olarak belirlenmiştir. T ve C seviyeleri için amplitüd ve latans ölçümleri yapılmıştır.

ESRT ölçümünde, önce hastanın kontralateral kulağına uygun prob ucu yerleştirilmiş, normal timpanometrik ölçümden sonra hastanın koklear implant cihazı takılı iken, tüm elektrotlar için alt uyarı seviyelerinden başlanılarak gönderilen uyarana karşılık minimum cevap oluşturduğu uyarı seviyesi, ESRT cevabı olarak belirlenmiştir. Bulunan ESRT cevapları C seviyesi olarak ayarlanmış ve bu seviyelere uygun koklear

implant programı yapılmıştır. T seviyesinin belirlenmesi için de hastanın koklear implant takılı iken implant yazılımı üzerinden uyarılar gönderilerek duyduğu en düşük uyarım seviyesini belirtmesi istenmiş ve bu seviye T seviyesi olarak her bir elektrot için ayrı ayrı belirlenmiştir. Davranım yöntemi ile ayarlanan T seviyesi ileri bölümlerde ESRT T olarak adlandırılacaktır.

C seviyesinde EALR latans ve amplitüdü için üç elektrot pozisyonunun kendi içinde yapılan karşılaştırmalarda Friedman testi kullanılmıştır. Latans ve amplitüd değerlerinin karşılaştırması için hesaplanan test olasılık düzeyi $p>0,05$ bulunduğundan karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılık söz konusu değildir.

Tablo 4-2: Elektrot pozisyonlarına göre EALR C seviyesinde amplitüd ve latans karşılaştırması

C SEVİYESİ (cu)		AO	SS	X ²	p
LATANS (msn)	E3	47,456	4,127	1,80	,405
	E6	48,282	4,633		
	E9	49,062	8,726		
AMPLİTÜD (µv)	E3	,889	,366	,667	,717
	E6	1,105	1,001		
	E9	,891	,502		

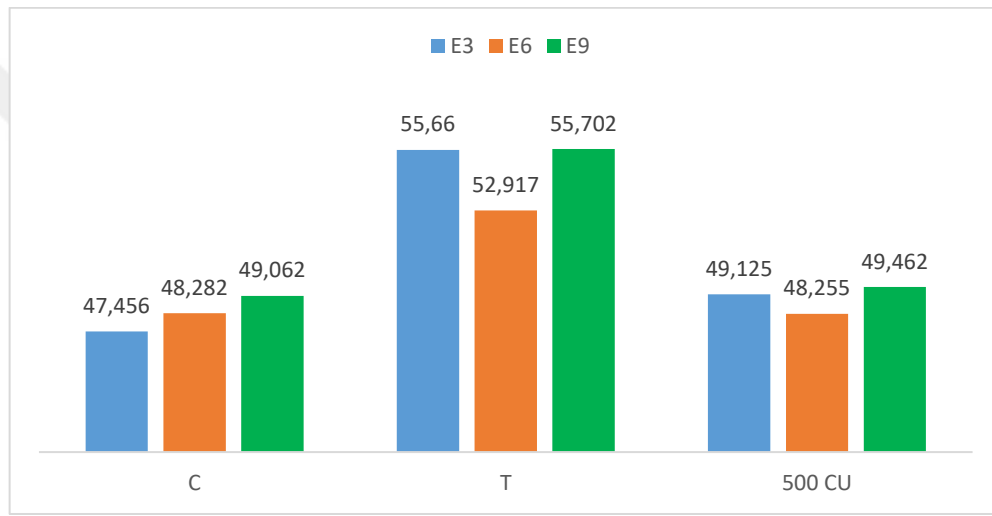
** $p<0,01$ * $p<0,05$ AO:aritmetik ortalama SS:Standart

T seviyesinde; EALR latans ve amplitüdü için üç elektrot pozisyonunun kendi içinde yapılan karşılaştırmalarda Friedman testi kullanılmıştır. Latans ölçümlerinde test olasılık düzeyi $p>0,05$ bulunduğundan elektrot pozisyonları arasında anlamlı farklılık söz konusu değilken, amplitüd ölçümlerinde test olasılık düzeyi $p<0,05$ bulunduğundan elektrot pozisyonları arasında anlamlı farklılık olduğu anlaşılmıştır. Wilcoxon testi ile yapılan ikili karşılaştırmalarda E3 amplitüd ölçüm ortalamasının (0,480 µv), E6 ortalamasından (0,397 µv) ve E9 ortalamasından (0,361 µv) yüksek olduğu tespit edilmiştir. Aynı şekilde E6 amplitüd ölçüm ortalamasının (0,397 µv) E9 ölçüm ortalamasından (0,361 µv) yüksek olduğu tespit edilmiştir.

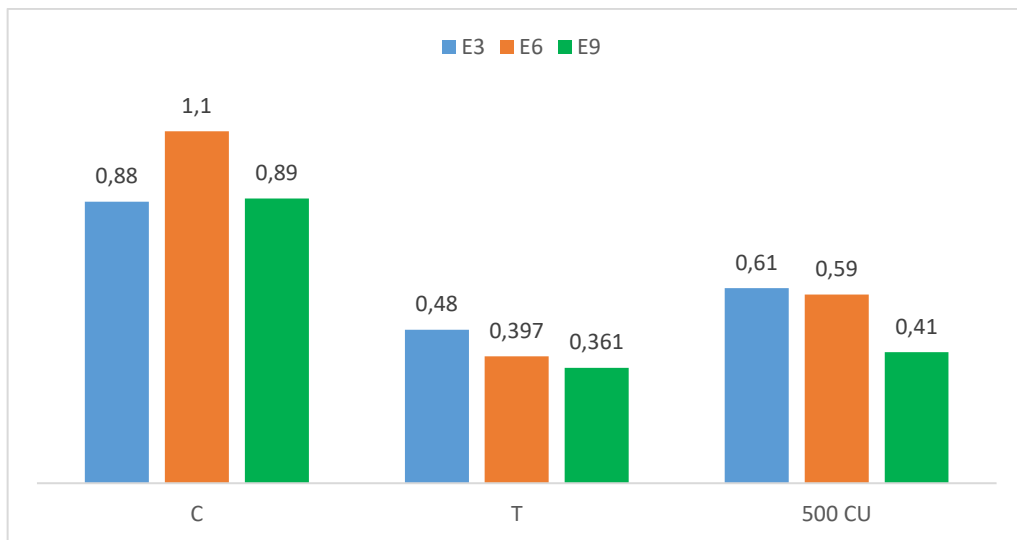
Tablo 4-3: Elektrot pozisyonlarına göre EALR T seviyesinde amplitüd ve latans karşılaştırması

T SEVİYELERİ (cu)		AO	SS	X ²	p
LATANS (msn)	E3	55,660	7,084	,940	,625
	E6	52,917	7,324		
	E9	55,702	11,010		
AMPLİTÜD (µv)	E3	,480	,300	6,0	0,05*
	E6	,397	,348		
	E9	,361	,245		

**p<0,01 *p<0,05 AO:aritmetik ortalama SS:Standart



Şekil 4-3: Elektrot Pozisyonlarına göre EALR C, T, 500 cu latans (msn) değerleri



Şekil 4-4: Elektrot Pozisyonlarına göre EALR C, T, 500 cu amplitüd (µv) değerleri

Elektrot pozisyonlarına göre uyarımın EALR latans ve amplitüd değerleri üzerindeki etkisini değerlendirmek için tüm bireylerde sabit 500 CU seviyesinde uyarım yapılmıştır. Yapılan karşılaştırmada analiz için Friedman testi kullanılmıştır. Test sonucu latans ve amplitüd değerlerinin karşılaştırması için hesaplanan test olasılığı $p>0,05$ olduğundan karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılık söz konusu değildir.

Tablo 4-4: Sabit uyarım seviyesinde elektrot pozisyonlarına göre EALR latans ve amplitüdündeki değişim

500 CU		AO	SS	X ²	p
LATANS (msn)	E3	49,125	6,012	,074	,964
	E6	48,255	6,334		
	E9	49,462	7,237		
AMPLİTÜD (μv)	E3	,613	,297	5,810	,055
	E6	,595	,451		
	E9	,415	,354		

** $p<0,01$ * $p<0,05$ AO:aritmetik ortalama SS:Standart sapma

EALR ölçümlerinde bulunan C seviyesinin üç farklı elektrot pozisyonu için kendi içlerinde yapılan karşılaştırmalar için Friedman testi kullanılmıştır. Karşılaştırmalarda test olasılık düzeyi $p<0,05$ olduğundan elektrot pozisyonları arasında anlamlı farklılık olduğu tespit edilmiştir. Wilcoxon testi ile yapılan ikili karşılaştırmalarda E3 için C seviyesi ölçüm ortalamasının (714,286 cu), E6 ortalamasından (866,667 cu) ve E9 ortalamasından (915,476 cu) düşük olduğu anlaşılmıştır. Aynı şekilde E6 ortalamasının da (866,667 cu) E9 ortalamasından (915,476 cu) düşük olduğu tespit edilmiştir. Benzer şekilde EALR ölçümlerinde bulunan T seviyesinde yapılan karşılaştırmalarda test olasılık düzeyi ($p>0,05$) olduğundan elektrotlar arasında anlamlı farklılık olmadığı anlaşılmaktadır.

Tablo 4-5: EALR ölçümlerinde bulunan C ve T seviyelerinin elektrot pozisyonları arasındaki karşılaştırmaları

	EALR	AO	SS	X ²	p
C SEVİYESİ (cu)	E3	714,286	107,404	13,811	0,001**
	E6	866,667	144,338		
	E9	915,476	138,852		
T SEVİYESİ (cu)	E3	197,619	82,880	4,261	0,119
	E6	204,762	109,436		
	E9	254,762	109,436		

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ AO:aritmetik ortalama SS:Standart sapma

ESRT ölçümlerinde C seviyesinde üç farklı elektrot pozisyonu için kendi içlerinde yapılan karşılaştırmalar için Friedman testi kullanılmıştır. Yapılan karşılaştırmalarda test olasılık düzeyi $p < 0,05$ bulunduğundan anlamlı farklılık olduğu anlaşılmaktadır. Wilcoxon testi ile yapılan ikili karşılaştırmalarda E3 için C seviyesi ölçüm ortalamasının (695,71 cu), E6 ortalamasından (926,04 cu) ve E9 ortalamasından (911,85 cu) düşük olduğu anlaşılmıştır. Ancak E6 ortalaması ile (926,04 cu) E9 ortalaması (911,85 cu) arasında anlamlı fark olmadığı anlaşılmıştır. Ayrıca ESRT ölçümlerinde T seviyesinde yapılan karşılaştırmalarda test olasılık düzeyi $p < 0,05$ bulunduğundan anlamlı farklılık olduğu anlaşılmaktadır. Wilcoxon testi ile yapılan ikili karşılaştırmalarda E3 ölçüm ortalamasının (67,857 cu), E6 ortalamasından (160,810 cu) ve E9 ortalamasından (167,524 cu) düşük olduğu anlaşılmıştır. Ancak E6 ortalaması ile (160,810 cu) E9 ortalaması (167,524 cu) arasında anlamlı fark olmadığı tespit edilmiştir.

Tablo 4-6: ESRT ölçümlerinde bulunan T ve C seviyelerinin elektrot pozisyonları arasındaki karşılaştırmaları

	ESRT	AO	SS	X ²	p
C SEVİYESİ (cu)	E3	695,714	178,308	16,095	0,000**
	E6	926,048	189,190		
	E9	911,857	198,789		
T SEVİYESİ (cu)	E3	67,857	24,644	25,825	0,000**
	E6	160,810	65,944		
	E9	167,524	102,044		

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ AO:aritmetik ortalama SS:Standart sapma

İşitme kaybı süresi ile EALR latansları arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi için Spearman korelasyon testi kullanılmış ve ölçüm sonuçlarında 3. elektrottaki EALR C seviyesi ile işitme kaybı süresi arasında ters yönlü anlamlı ilişki (-,434*) olduğu, diğer ölçüm parametreleri ile işitme kaybı süresi arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-7: İşitme kaybı süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki latans (msn) değerleri arasındaki ilişki

LATANS (msn)	Ölçüm parametresi	r
	E3	-,434*
C SEVİYESİ (cu)	E6	-,088
	E9	-,010
	E3	-,116
T SEVİYESİ (cu)	E6	,113
	E9	,248

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

İşitme kaybı süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki amplitüd değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi için Spearman korelasyon testi kullanılmış ve ölçüm sonuçlarında işitme kaybı süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki amplitüdüler arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-8: İşitme kaybı süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki amplitüd (μv) değerleri arasındaki ilişki

AMPLİTÜD (μv)	Ölçüm parametresi	r
	E3	-,190
C SEVİYESİ (cu)	E6	-,102
	E9	,408
	E3	-,059
T SEVİYESİ (cu)	E6	,161
	E9	,159

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

İşitme kaybı süresi ile ESRT ve EALR ölçümlerinde saf ses ortalaması (SSO), konuşmayı anlama eşiği (SRT), konuşmayı ayırt etme yüzdesi (SDS) değerlerinin karşılaştırılması için yapılan Spearman korelasyon testinde ESRT ve EALR ölçüm parametreleri ile işitme kaybı süresi arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-9: İşitme kaybı süresi ile ESRT ve EALR SSO (dB), SRT (dB), SDS (%) değerlerinin karşılaştırılması

	Ölçüm parametresi	r
ESRT	SSO (dB)	-,095
	SRT (dB)	,133
	SDS (%)	,006
EALR	SSO (dB)	,171
	SRT (dB)	-,011
	SDS (%)	-,073

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

Koklear implant kullanım süreleri ile EALR T ve C seviyelerindeki latans değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi için Spearman korelasyon testi kullanılmış ve ölçüm parametreleri ile koklear implant kullanım süreleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-10: Koklear implant kullanım süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki latans (msn) değerleri arasındaki ilişki

LATANS (msn)	Ölçüm parametresi	r
C SEVİYESİ (cu)	E3	-0,28
	E6	0,14
	E9	0,10
T SEVİYESİ (cu)	E3	0,18
	E6	0,19
	E9	0,10

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

Koklear implant kullanım süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki amplitüd değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi için Spearman korelasyon testi kullanılmış ve ölçüm parametreleri ile koklear implant kullanım süreleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-11: Koklear implant kullanım süresi ile EALR T ve C seviyelerindeki amplitüd (μv) değerleri arasındaki ilişki

AMPLİTÜD (μv)	Ölçüm parametresi	r
C SEVİYESİ (cu)	E3	0,000
	E6	-,008
	E9	-,214
T SEVİYESİ (cu)	E3	,081
	E6	-,059
	E9	-,001

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

Koklear implant kullanım süresi ile ESRT ve EALR SSO, SRT, SDS değerlerinin karşılaştırılması için yapılan Spearman korelasyon testinde ölçüm parametreleri ile koklear implant kullanım süresi arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-12: Koklear implant kullanım süresi ile ESRT ve EALR SSO, SRT, SDS değerlerinin karşılaştırılması

	Ölçüm parametresi	r
ESRT	SSO (dB)	,003
	SRT (dB)	,207
	SDS (%)	,342
EALR	SSO (dB)	,118
	SRT (dB)	,080
	SDS (%)	,294

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

Koklear implant takılma yaşı ile EALR T ve C seviyelerindeki latans değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi için Spearman korelasyon testi kullanılmış ve 3. elektrotta C seviyesindeki latans değeri ile koklear implant takılma yaşı arasında ters yönlü anlamlı ilişki (-,520*) olduğu, ancak diğer ölçüm parametreleri ile koklear implant takılma yaşı arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-13: Koklear implant takılma yaşı ile EALR T ve C seviyelerindeki latans (msn) değerleri arasındaki ilişki

LATANS (msn)	Ölçüm parametresi	r
C SEVİYESİ (cu)	E3	-,520*
	E6	-,147
	E9	,194
T SEVİYESİ (cu)	E3	-,072
	E6	-,017
	E9	,338

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

Koklear implant takılma yaşı ile EALR T ve C seviyelerindeki amplitüd değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi için Spearman korelasyon testi kullanılmış, koklear implant takılma yaşı ile ölçüm parametreleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-14: Koklear implant takılma yaşı ile EALR T ve C seviyelerindeki amplitüd (μ v) değerleri arasındaki ilişki

AMPLİTÜD (μ v)	Ölçüm parametresi	r
C SEVİYESİ (cu)	E3	-,263
	E6	-,146
	E9	-,042
T SEVİYESİ (cu)	E3	-,078
	E6	,008
	E9	,072

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

Hem EALR hem de ESRT ölçümleri sonrasında yapılan serbest alan işitme testinde, saf ses ortalamaları (SSO) arasındaki uyumunun karşılaştırılması için yapılan Wilcoxon testinde test olasılık düzeyi $p > 0,05$ bulunmuştur. EALR ölçümü sonucunda bulunan SSO ve ESRT ölçümü sonucunda bulunan SSO sonuçları arasında anlamlı farklılık olmadığı ve ölçüm sonuçlarının uyum gösterdiği tespit edilmiştir.

Tablo 4-15: EALR ve ESRT ölçümleri sonucunda elde edilen SSO (dB) bulguları arasındaki ilişki

	Ölçüm	AO	SS	Z	p
SSO (dB)	ESRT	30,417	4,227	-1,524	,128
	EALR	29,167	4,038		

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

EALR ve ESRT ölçümleri sonrasında yapılan serbest alan işitme testinde, SRT sonuçları arasındaki uyumunun karşılaştırılması için yapılan Wilcoxon testinde test olasılık düzeyi $p > 0,05$ olduğundan EALR ölçümü sonucunda bulunan SRT ve ESRT ölçümü sonucunda bulunan SRT sonuçları arasında anlamlı farklılık söz konusu olmadığı ve ölçüm sonuçlarının uyum gösterdiği tespit edilmiştir.

Tablo 4-16: EALR ve ESRT ölçümleri sonucunda elde edilen SRT (dB) bulguları arasındaki ilişki

	Ölçüm	AO	SS	z	p
SRT (dB)	ESRT	29,762	7,822	-1,370	,171
	EALR	27,857	6,036		

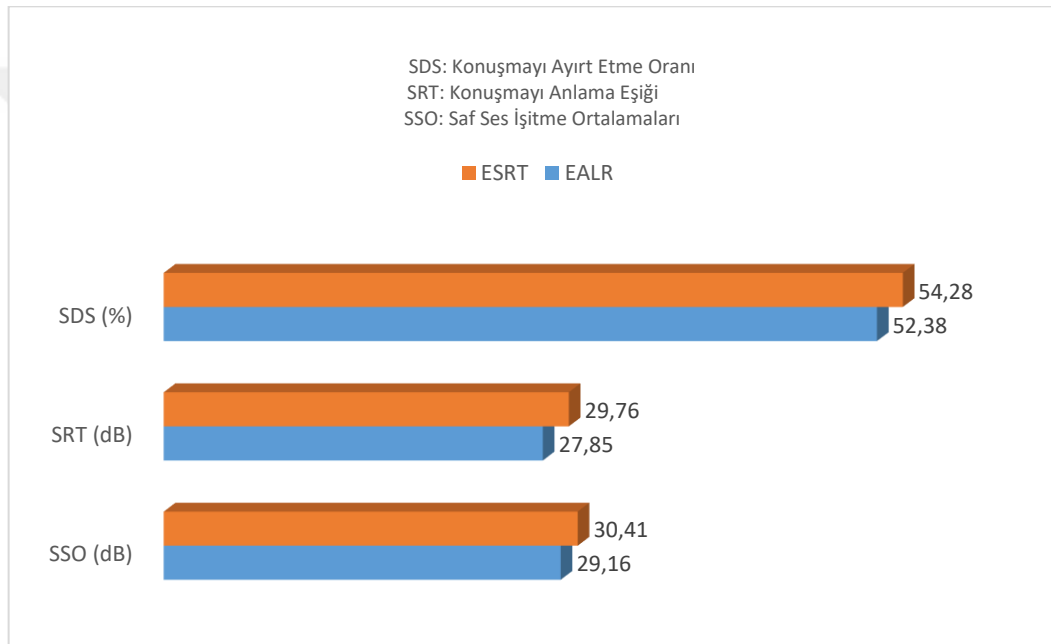
** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ AO:aritmetik ortalama SS:Standart sapma

Benzer şekilde hem EALR ve ESRT ölçümleri sonrasında yapılan serbest alan işitme testinde, SDS sonuçları arasındaki uyumunun karşılaştırılması için yapılan Wilcoxon testinde test olasılık düzeyi $p > 0,05$ olduğundan EALR ve ESRT ölçümü sonucunda bulunan SDS sonuçları arasında anlamlı farklılık söz konusu olmadığı ve ölçüm sonuçlarının uyum gösterdiği tespit edilmiştir.

Tablo 4-17: EALR ve ESRT ölçümleri sonucunda elde edilen SDS (%) bulguları arasındaki ilişki

	Ölçüm	AO	SS	z	p
SDS (%)	ESRT	54,286	23,033	-1,051	,293
	EALR	52,381	19,345		

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ AO:aritmetik ortalama SS:Standart sapma



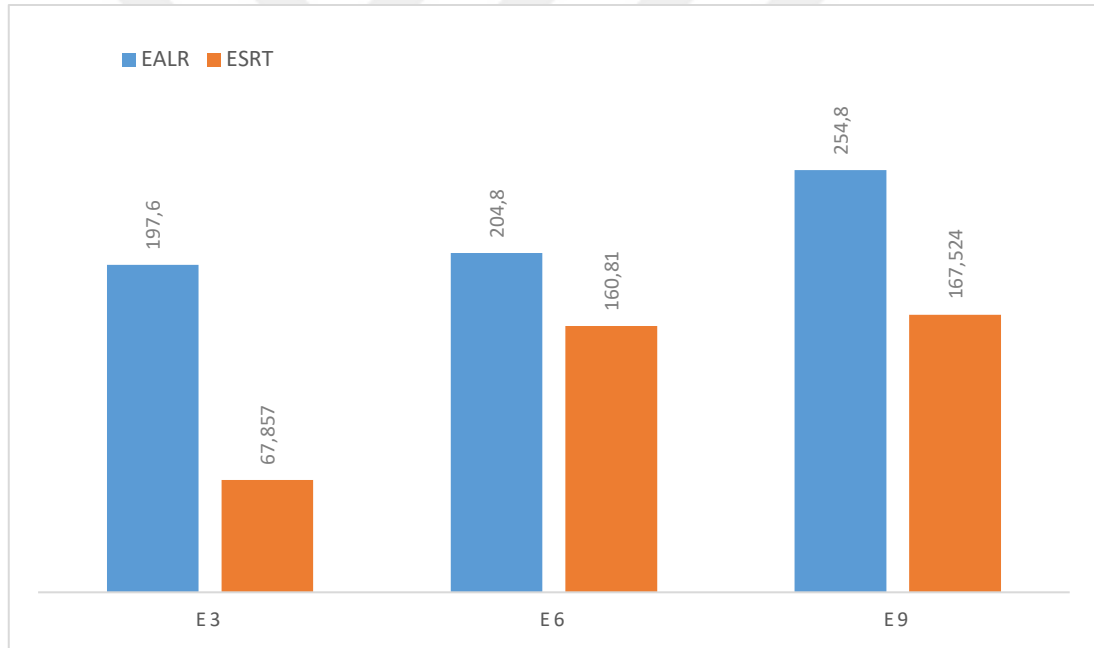
Şekil 4-5: ESRT ve EALR Testleri ile yapılan İşitme ve Konuşma testleri

ESRT ve EALR ölçümleri sonucunda belirlenen T seviyelerinin karşılaştırılması için Wilcoxon testi uygulanmış; test olasılık düzeyi E6 ESRT T düzeyi ve E6 EALR T düzeyi karşılaştırması için $p > 0,05$ bulunduğundan bu iki ölçüm arasından anlamlı farklılık bulunmamıştır. E3 ESRT T seviyesi ile E3 EALR T seviyesi karşılaştırması ve E9 ESRT T seviyesi ile E9 EALR T seviyesi karşılaştırmasında ise $p < 0,05$ bulunduğundan anlamlı farklılık söz konusudur. E3 ESRT T seviyesi ortalama değerinin (67,85714 cu), E3 EALR T seviyesi ortalama değerinden (197,61905 cu) düşük olduğu E9 ESRT T ortalama değerinin ise (167,52381 cu), E9 EALR T ortalama değerinden düşük olduğu (254,76190) cu tespit edilmiştir.

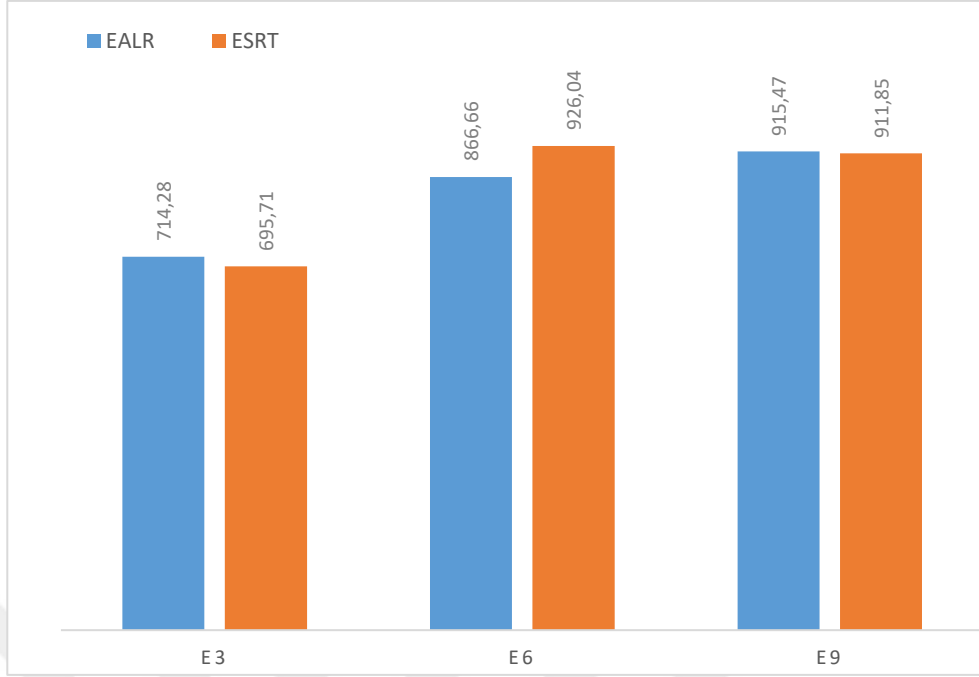
Tablo 4-18: Elektrot pozisyonlarına göre ESRT ve EALR ölçümlerinde elde edilen T (cu) değerlerinin karşılaştırılması

T Seviyesi (cu)		AO	SS	Z	p
E3	ESRT	67,85714	24,644037	-3,983 ^b	,000**
	EALR	197,61905	82,879718		
E6	ESRT	160,80952	65,944385	-1,547 ^b	,122
	EALR	204,76190	109,435782		
E9	ESRT	167,52381	102,043921	-2,103^b	,035*
	EALR	254,76190	109,435782		

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ AO: aritmetik ortalama SS: Standart sapma



Şekil 4-6: EALR ve ESRT Ölçümünde Elektrot Pozisyonlarına göre Ortalama T Seviyeleri (cu)



Şekil 4-7: EALR ve ESRT Ölçümünde Elektrot Pozisyonlarına göre Ortalama C Seviyeleri (cu)

ESRT C seviyesi ile EALR C seviyelerinin karşılaştırması için yapılan Wilcoxon testinde; test olasılık düzeyi E3 ESRT C seviyesi ile E3 EALR C seviyesi, E6 ESRT C seviyesi ile E6 EALR C seviyesi, E9 ESRT C seviyesi ile E9 EALR C seviyesi karşılaştırması için $p > 0,05$ bulunduğundan bu ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunmadığı tespit edilmiştir.

Tablo 4-19: Elektrot pozisyonlarına göre ESRT ve EALR testinde elde edilen C (cu) değerlerinin karşılaştırılması

C Seviyesi (cu)		AO	SS	Z	p
E3	ESRT	695,71429	21	-,597 ^b	,550
	EALR	714,28571	21		
E6	ESRT	926,04762	21	-1,721 ^c	,085
	EALR	866,66667	21		
E9	ESRT	911,85714	21	-,504 ^b	,614
	EALR	915,47619	21		

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ AO:aritmetik ortalama SS:Standart sapma

Hem ESRT hem de EALR ile koklear implant ayarları yapıldıktan sonra katılımcılara uygulanan CAEP testi /m/, /t/, /g/ fonemleri için latans ve amplitüd bakımından Wilcoxon testi ile karşılaştırılmıştır. ESRT CAEP latans seviyeleri ile EALR CAEP latans seviyeleri karşılaştırması için tüm ikili karşılaştırmalarda $p>0,05$ bulunduğundan bu ölçümler arasından anlamlı farklılık bulunamamıştır.

Tablo 4-20: /m/, /t/, /g/ fonemleri için EALR CAEP ve ESRT CAEP latans (msn) karşılaştırması

CAEP LATANS (msn)		AO	SS	Z	p
/m/ (msn)	ESRT CAEP	57,23810	14,583912	-1,065 ^b	,287
	EALR CAEP	63,429	16,2744		
/t/ (msn)	ESRT CAEP	56,42857	17,313496	-,468 ^b	,640
	EALR CAEP	54,000	14,6595		
/g/ (msn)	ESRT CAEP	52,00000	15,023315	-,071 ^c	,943
	EALR CAEP	51,333	13,3242		

** $p<0,01$ * $p<0,05$ AO:aritmetik ortalama SS:Standart sapma

ESRT CAEP amplitüd seviyesi ile EALR CAEP amplitüd seviyelerinin karşılaştırması için sadece /g/ foneminde ESRT CAEP ve EALR CAEP arasında $p<0,05$ bulunduğundan bu karşılaştırma için anlamlı farklılık söz konusudur. /g/ foneminde ESRT CAEP amplitüd ölçümü ortalamasının (2,18), EALR CAEP amplitüd ölçümü ortalamasından (1,72) yüksek olduğu anlaşılmıştır.

Tablo 4-21: /m/, /t/, /g/ fonemleri için EALR CAEP ve ESRT CAEP amplitüd (μv) karşılaştırması

CAEP AMPLİTÜD (μv)		AO	SS	Z	p
/m/ (μv)	ESRT CAEP	1,68438	1,249417	-,313 ^b	,754
	EALR CAEP	1,73395	1,568986		
/t/ (μv)	ESRT CAEP	1,73605	1,556510	-1,157 ^b	,247
	EALR CAEP	1,23600	,986576		
/g/ (μv)	ESRT CAEP	2,18629	1,393563	-4,015 ^b	,000**
	EALR CAEP	1,72895	1,532717		

** $p<0,01$ * $p<0,05$ AO:aritmetik ortalama SS:Standart sapma

İşitme kaybı süresi ile ESRT ve EALR CAEP latansları arasında ilişki olup olmadığı Spearman korelasyon testi ile incelenmiş; ölçüm parametreleri ile işitme kaybı süresi anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-22: İşitme kaybı süresi ile ESRT ve EALR CAEP latans (msn) ilişkisi

CAEP LATANS (msn)	Ölçüm parametresi	r
ESRT	CAEP /m/	,171
	CAEP /t/	-,162
	CAEP /g/	,133
EALR	CAEP /m/	-,290
	CAEP /t/	,037
	CAEP /g/	-,084

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

İşitme kaybı süresi ile ESRT ve EALR CAEP amplitüdüleri arasındaki ilişki Spearman korelasyon testi ile incelenmiş; işitme kaybı süresi ile ESRT CAEP /m/ amplitüdü arasında aynı yönlü anlamlı bir ilişki ($,537^*$) bulunmuş, ancak diğer ölçüm parametreleri ile anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-23: İşitme kaybı süresi ile ESRT ve EALR CAEP amplitüd (μv) ilişkisi

CAEP AMPLİTÜD (μv)	Ölçüm parametresi	r
ESRT	CAEP /m/ (μv)	,537*
	CAEP /t/ (μv)	0,424
	CAEP /g/ (μv)	0,165
EALR	CAEP /m/ (μv)	0,036
	CAEP /t/ (μv)	-0,395
	CAEP /g/ (μv)	-0,04

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

Koklear implant kullanım süresi ile ESRT ve EALR CAEP latansları arasındaki ilişki Spearman korelasyon testi ile incelenmiş; ölçüm parametreleri ile işitme kaybı süresi arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-24: Koklear implant kullanım süresi ile ESRT ve EALR CAEP latansları (msn) arasındaki ilişki

CAEP LATANS (msn)	Ölçüm parametresi	r
ESRT	CAEP /m/ (msn)	-,051
	CAEP /t/ (msn)	,061
	CAEP /g/ (msn)	,262
EALR	CAEP /m/ (msn)	,136
	CAEP /t/ (msn)	,009
	CAEP /g/ (msn)	,421

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

Koklear implant kullanım süresi ile ESRT ve EALR CAEP amplitüdüleri arasındaki ilişki Spearman korelasyon testi ile incelenmiş; ölçüm parametreleri ile işitme kaybı süresi arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-25: Koklear implant kullanım süresi ile ESRT ve EALR CAEP amplitüdüleri (μv) arasındaki ilişki

CAEP AMPLİTÜD (μv)	Ölçüm parametresi	r
ESRT	CAEP /m/ (μv)	0,05
	CAEP /t/ (μv)	-0,055
	CAEP /g/ (μv)	0,283
EALR	CAEP /m/ (μv)	0,412
	CAEP /t/ (μv)	-0,067
	CAEP /g/ (μv)	-0,184

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

Koklear implant takılma yaşı ile ESRT ve EALR CAEP latans değerleri arasındaki ilişki Spearman korelasyon testi ile incelenmiş; ölçüm parametreleri ile koklear implant takılma yaşı arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-26: Koklear implant takılma yaşı ile ESRT ve EALR CAEP latans (msn) değerleri arasındaki ilişki

LATANS (msn)	Ölçüm parametresi	r
ESRT	CAEP /m/ (msn)	,421
	CAEP /t/ (msn)	,112
	CAEP /g/ (msn)	,367
EALR	CAEP /m/ (msn)	,104
	CAEP /t/ (msn)	,235
	CAEP /g/ (msn)	,119

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

Koklear implant takılma yaşı ile ESRT ve EALR CAEP amplitüd değerleri arasındaki ilişki Spearman korelasyon testi ile incelenmiş; EALR CAEP /t/ amplitüdü (μv) ile koklear implant takılma yaşı arasında ters yönlü anlamlı ilişki ($-,536^*$) olduğu, diğer ölçüm parametreleri ile koklear implant takılma yaşı arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür.

Tablo 4-27: Koklear implant takılma yaşı ile ESRT ve EALR CAEP amplitüd (μv) değerleri arasındaki ilişki

AMPLİTÜD (μv)	Ölçüm parametresi	r
ESRT	CAEP /m/ (μv)	,351
	CAEP /t/ (μv)	-,151
	CAEP /g/ (μv)	,047
EALR	CAEP /m/ (μv)	-,083
	CAEP /t/ (μv)	-,536*
	CAEP /g/ (μv)	-,138

** $p < 0,01$ * $p < 0,05$

5. TARTIŞMA

Koklear implant işlemcisinin programlaması yaparken, davranışsal yöntemler ve objektif ölçümler kullanılır. Yetişkin grupta koklear implant işlemcisinin programlanmasında tercihen davranışsal yöntemler kullanılırken, pediatrik grupta ise elektrofizyolojik ve davranışsal ölçüm yöntemlerinin birlikte kullanılır. Koklear implant işlemcisinin programlanmasında elektrofizyolojik ölçümlerin kullanılmasının sebebi, hastanın tepkisinden bağımsız olarak objektif veriler elde edilebilmesidir. EALR, iki pozitif ve bir negatif tepe (P1-N1-P2) kompleksini içeren, direkt elektriksel uyarım kullanılarak ölçülebilen elektrofizyolojik yanıttır. P1-N1-P2 kompleksi kortikal düzeyde oluşan potansiyellerdir ve bu yanıtların varlığı sesin işitsel kortekse ulaştığını gösterir. EALR yöntemi günümüzde sık kullanılan bir ölçüm yöntemi değildir. Bunun temel nedeni ise yazılımsal ve donanımsal olarak, birden fazla ekipman kullanılmasıdır. Özellikle implant markalarına ait yazılımların uyarım modüllerindeki parametre değişimlerine kapalı olması ve bu parametre değişikliklerinin yapılabilmesi için ekstra bir programa ihtiyaç duyulması, EALR ölçümünün rutinde daha yoğun çalışılmamasının sebeplerinden biridir.

EALR ölçümünde, pediatrik ve yetişkin grupta objektif sonuçlar elde edildiği bilinmektedir. Ancak ölçüm sırasında hastaların sakin ve hareketsiz kalması dalga kayıtlarının netliği açısından oldukça önemlidir. Bunun yanı sıra, EALR ölçümü sırasında karşılaşılan sorunlardan biri artifakt problemidir. Artifakt problemini çözmek için yapılan çalışmalarda farklı filtreleme aralıkları kullanılmıştır. Kortikal cevaplar yavaş ve geniş cevaplar olduğundan, bant pass filtrelemenin 1-100 Hz arasında olmasının doğru bir kayıt için önemli olduğu belirtilmiştir (Brown, C. J., Etler, C., He, S., O'Brien, S., Erenburg & Kim, J.-R., Dhuldhoya, A. N., & Abbas, 2008; Firszt ve ark., 2002; Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, 2002). Litaretürdeki bu bilgilerden yola çıkarak çalışmamızda, 1-15 Hz yüksek geçirgen filtre ve 100 Hz alçak geçirgen filtreleme aralıkları kullanılmıştır. EALR ölçümü sırasında yanıtların netliği için uyaran sunumunun tekrarlama oranı da oldukça önemlidir. Ponton (1996) yaptığı çalışmada 1.3 Hz tekrarlama oranı, Firszt ve ark., (2002) yaptığı çalışmalarında 1.1 Hz tekrarlama oranı, Gordon ve ark., (2005) çalışmasında 1.0 Hz tekrarlama oranı, Guiraud ve ark., (2007) çalışmasında 1.01 Hz tekrarlama oranı, McNeill ve ark., (2009) çalışmasında 1.2 Hz tekrarlama oranı ve Sharma ve ark., (2005) çalışmasında 1.4 Hz tekrarlama oranı kullanmıştır (Firszt ve ark., 2002; Gordon, K. A.,

Papsin, B. C., & Harrison, 2005; Guiraud ve ark., 2007; Ponton ve ark., 1996). Literatürdeki bilgilere bakılarak düşük tekrarlama oranlarının daha doğru bir kayıtlama için önemli olduğu sonucuna varılmış ve çalışmamızda da elde edilen yanıtların kalitesi ve dalga formu da dikkate alınarak 1.01 Hz tekrarlama oranı kullanılmıştır.

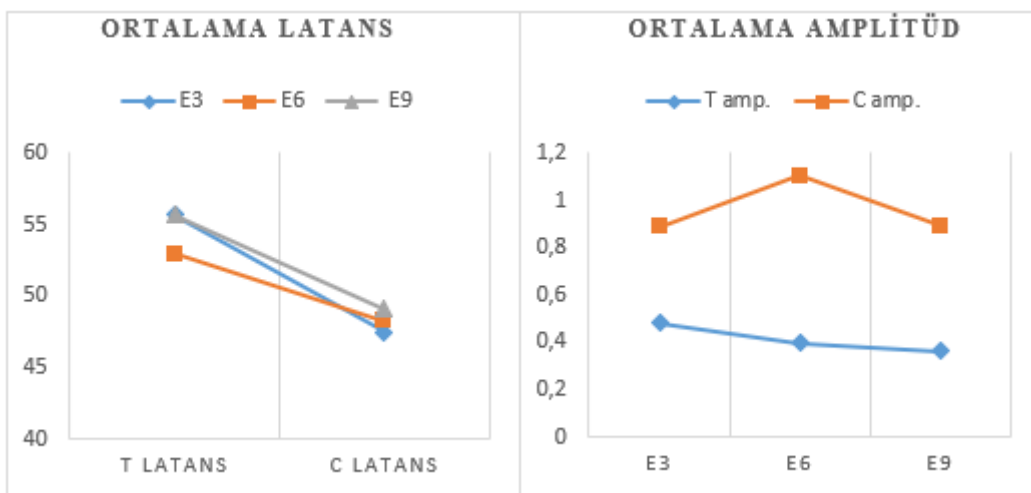
Çalışmamızda kullanıcıların koklear implant modellerinin oluşturabileceği farklılık nedeniyle literatürdeki çalışmalara benzer şekilde doğrudan elektriksel uyarım kullanılmıştır. Brown ve ark., (2008) konuşma işlemcisini devre dışı bırakarak farklı elektrot pozisyonlarında doğrudan elektriksel uyarım kullanarak P1-N1-P2 kompleksini kaydetmenin mümkün olduğunu göstermiştir (Brown ve ark., 2008). Ponton ve ark., (1996) çalışmalarında elektriksel uyarımları doğrudan elektrot dizisine iletmiştir. Bu nedenle implant ayarlarının ve konuşma işlemcisinin, koklear implantasyon sonrası gözlenen P1 değişikliklerinin latans ve amplitüdünü etkilemediği belirtilmiştir (Ponton ve ark., 1996). Firszt ve arkadaşları (2002)'da benzer sebeplerle koklear implant kullanıcıları ile yaptıkları çalışmalarda, direkt elektriksel uyarım kullanmışlardır (Firszt ve ark., 2002). Çalışmamızda, P1 dalgasının sesin kortekse ulaştığının verisini sağladığı, yetişkin hastalarda düşük şiddet seviyeleri için P2 cevabına göre P1 cevabının daha tutarlı bir şekilde ortaya çıktığı ve koklear implant ayarlaması sırasında özellikle testlere koöpmeye olamayan çocuk ve yetişkin grupta objektif olarak sonuç verdiği için P1 bileşeni üzerinden değerlendirmeler yapılmıştır.

Yetişkin koklear implant kullanıcıları ile yaptığımız çalışmamızda, koklea içindeki 3 farklı elektrot bölgesi olan apikal, medial ve bazal bölgelerinden; apikal bölge için 3. elektrottan, medial bölge için 6. elektrottan ve bazal bölge için 9. elektrottan uyarım yapılmıştır. Bu elektrotlar üzerinden uyarım yapılmasının sebebi ise CAEP uyarımları olan /m/, /g/, /t/ uyarımları ile benzer frekans aralığında olmasıdır. Bu nedenle, uyarım bölgelerine göre elektriksel ve akustik uyarım arasındaki benzerlikleri değerlendirme için 3., 6. ve 9. elektrotlar seçilmiştir. Apikal, medial ve bazal bölgelerdeki elektrotların EALR C seviyelerinde, EALR T seviyelerinde ve sabit 500 cu akım seviyesinde uyarım yapılarak P1 dalga latansları (Şekil 4-3) kaydedilmiştir. Bu latansları elektrot bölgelerine göre incelediğimizde, en uzun EALR P1 latans ortalamasının bazal bölge üzerinden kaydedildiği tespit edilmiştir.

Literatür incelendiğinde; Firszt ve ark., (2002) 14 koklear implant kullanıcısı ile yaptıkları çalışmada, kokleanın apikal, medial ve bazal bölgelerinden EALR ölçümü

yapıldığında uyarım bölgesinin oluşan EALR dalga latansları üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığını bildirmişlerdir (Firszt ve ark., 2002). Çalışmamızda P1 dalga latansı için elde ettiğimiz bulgular, Firszt ve ark., (2002) sonuçları ile uyumlu olarak elde edilmiştir. Bazal bölgeden elde edilen latansların apikal bölgeye göre daha uzun elde edilmesinin; bazal elektrotun, skala timpani boyunca yer alan nöral elemanlar ile arasındaki mesafenin apikal elektrota göre daha fazla olması nedeniyle kaynaklandığı düşünülmektedir.

Apikal, medial ve bazal bölgelerdeki elektrotların EALR C seviyelerinde, EALR T seviyelerinde ve sabit 500 cu akım seviyesinde uyarım yapılarak P1 dalga amplitüdü kaydedilmiştir (Şekil 4-4). EALR P1 dalga amplitüdü için sabit 500 cu uyarım seviyesinde apikal bölgedeki elektrot üzerinden yapılan uyarım sonucunda bulgular istatistiksel olarak anlamlılık sınırına yakın elde edilmiştir ($p=0,055$). EALR P1 dalga amplitüdü için T seviyesinde apikal bölgedeki elektrot üzerinden yapılan uyarım sonucunda ise, elde edilen dalga amplitüdü diğer elektrot pozisyonları üzerinden yapılan uyarım sonucunda elde edilen dalga amplitüdü ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı farklılık olduğu anlaşılmıştır ($p<0,05$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda E3 amplitüd ölçüm ortalamasının ($0,480 \mu v$), E6 ortalamasından ($0,397 \mu v$) ve E9 ortalamasından ($0,361 \mu v$) yüksek olduğu tespit edilmiştir. Aynı şekilde E6 amplitüd ölçüm ortalamasının ($0,397 \mu v$) E9 ölçüm ortalamasından ($0,361 \mu v$) yüksek olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 5-1: EALR Ölçümünde T ve C Seviyelerinin Ortalama Latans ve Ortalama Amplitüd Değerleri

Literatürde uyarım bölgesine göre ölçülen yanıtları hakkında yapılan çalışmalarda; Otcu, (2018), bilateral koklear implant kullanıcılarında yaptığı EABR çalışmasında, en büyük dalga amplitüdünün apikal bölgedeki elektrot üzerinden kaydedildiğini bildirmiştir (Otcu, 2018). Firszt ve ark., (2002) ise elektrot bölgelerinin, EALR dalga amplitüdü üzerine etkisi değerlendirilmiş ve en büyük amplitüdü dalganın apikal bölge elektrotu üzerinden yapılan uyarım sonucu oluştuğu belirtilmiştir (Firszt ve ark., 2002). Ponton ve arkadaşlarının (1995) yetişkin koklear implant kullanıcıları ile yaptığı çalışmada ise, apikal elektrotta elde edilen dalga amplitüdünün bazal elektrot üzerinden elde edilen dalga amplitüdüne göre daha büyük olduğu belirtilmiştir (Ponton, C. W. & Don, 1995). Çalışmamızda P1 dalga amplitüdü için elde ettiğimiz bulgular, istatistiksel olarak anlamlı ($p>0,05$) elde edilmese de sonuçlar literatürdeki çalışmalar ile uyumlu elde edilmiştir.

Çalışmamızda EALR T ve C seviyeleri için, elektrot bölgelerine göre karşılaştırmalar yapılmıştır. Çalışmamızdaki verilere bakıldığında EALR T seviyesi ölçümlerinde (Şekil 4-6) üç farklı elektrot pozisyonu arasında eşik seviyesi açısından sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlılık elde edilememiştir ($p>0,05$). EALR C seviyesi ölçümlerinde ise (Şekil 4-7) üç farklı elektrot pozisyonu arasında anlamlı farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda E3 için C seviyesi ölçüm ortalamasının (714,286 cu), E6 ortalamasından (866,667 cu) ve E9 ortalamasından (915,476 cu) düşük olduğu anlaşılmıştır. Aynı şekilde E6 ortalamasının da (866,667 cu) E9 ortalamasından (915,476 cu) düşük olduğu tespit edilmiştir.

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde, Firszt ve ark., (2002) yaptığı çalışmada en düşük EALR eşığının apikal elektrottan, ikinci en düşük EALR eşığının medial elektrottan ve en yüksek EALR eşığının de bazal elektrottan kaydedildiği raporlanmıştır (Firszt ve ark., 2002). Çalışmamız sonuçları ile Firszt ve ark., (2002) sonuçları benzerlik göstermiştir.

Yetişkin koklear implant kullanıcılarında elektrot pozisyonlarına göre ESRT T seviyesinde (Şekil 4-6) yaptığımız karşılaştırmalarda test olasılık düzeyi $p<0,05$ bulunduğundan anlamlı farklılık olduğu anlaşılmaktadır. E3 ölçüm ortalamasının (67,857 cu), E6 ortalamasından (160,810 cu) ve E9 ortalamasından (167,524 cu) düşük olduğu anlaşılmıştır. Ahn ve ark., (2002) yılında 23 koklear implant kullanıcısı ile yaptığı çalışmada ESRT ölçümlerinde en düşük seviyenin apikal elektrot üzerinden elde

edildiğini belirtmiştir (Ahn, Kim, Lee, & Jung, 2002). Çalışmamızdaki sonuçlar ile Ahn ve ark., (2002) bulguları arasında uyumluluk gözlenmiştir.

Çalışmamızda, ortalama işitme kaybı süresi 13 yıl olan, 21 yetişkin koklear implant kullanıcısının EALR ölçümlerinde latans verileri karşılaştırılmış ve sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkisinin olmadığı gözlenmiştir ($p>0,05$).

Literatürde işitme kaybı süresi ile ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında, Guiraud ve ark., (2007) yaptığı çalışmada EALR latanslarının işitme kaybı süresi ve implantasyon öncesi işitsel performans ile kuvvetli bir ilişkisi olduğu bildirilmiştir. EALR latanslarının, implant öncesi zayıf işitsel performans ve uzun işitme kaybı süreleri sebebiyle daha geç elde edildiği, bu ilişkinin de uyaran parametrelerinden bağımsız olarak ortaya çıktığı belirtilmiştir (Guiraud ve ark., 2007). İşitme kaybı süresi ile EALR latansları arasında yaptığımız karşılaştırmada sonuçların anlamlı çıkmamasının nedeninin, çalışmaya katılan bireylerin sayısının azlığı, bireylerin ortalama işitme kaybı süresinin uzun olmasının (13,2 yıl) sonuçları etkilediği, bu nedenle de istatistiksel olarak anlamlı farklılığın elde edilemediği düşünülmektedir.

EALR P1 latans ve amplitütlerinin koklear implant olma yaşı ve koklear implant kullanım süresi açısından yaptığımız değerlendirme sonucunda, elde edilen veriler arasında istatistiksel olarak anlamlılık tespit edilememiştir ($p>0,05$).

Literatürdeki çalışmalara bakıldığında, yetişkinlerde ALR'nin yayınlanmış sonuçlarında çok sayıda tutarsızlık mevcuttur (Mueller, V, Brehmer, Y, von Oertzen, T, Li, S-C & Lindenberger, 2008). Bazı araştırmacılar, ilerleyen yaşlarda ALR dalgaları için latans ve amplitüdde genel bir artışı tanımlamaktadır (Callaway, E. & Halliday, 1973; Callaway, 1975). Spink ve ark., (1979) yaptıkları çalışmada, yaşlı deneklerde genç deneklere göre daha kısa P2 dalga latansını bildirmiş ancak farklı araştırmacılar latansların yaşlanma ile değişmediğini savunmuştur (Pfefferbaum, Ford, Roth, & Kopell, 2003). Yaşa bağlı amplitüd düşüşünü (Czigler, Csibra, & Csontos, 1992) ve amplitüd artışını destekleyen yayınlanmış çalışmalar da bulunmaktadır (Amenedo & Díaz, 1998; Pfefferbaum ve ark., 2003). Yetişkin bireylerde EALR amplitüd ve latansı üzerine yapılan çalışmalarda genel olarak bulgular, geç implant olma yaşının uzamış EALR latanslarına neden olduğunu, amplitüd açısından değerlendirildiğinde ise sonuçlar arasında tutarsızlık olduğunu göstermektedir (Gordon ve ark., 2005; Guiraud ve ark., 2007; Ponton ve ark, 1996). Elde ettiğimiz verileri literatürdeki çalışmalarla benzer olup yetişkin implant

kullanıcıları ile yapılacak daha fazla EALR çalışmalarının literatüre katkıda bulunabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda, yetişkin koklear implant kullanıcılarında ESRT ve EALR ölçümleri sonucu elde edilen C ve T seviyeleri, ölçümler sonrasında yapılan SRT, SDS ve SSO testleri ile CAEP’te /m/, /t/, /g/ uyaranları ESRT ve EALR ölçümlerinin uyumu açısından karşılaştırılmış ve her iki ölçüm sonucunda elde edilen C seviyeleri, SRT, SDS ve SSO ile CAEP’te /m/, /t/, /g/ uyaranlarının latans sonuçları arasında anlamlı farklılık olmadığı, ölçüm sonuçlarının uyum gösterdiği tespit edilmiştir (Şekil 4-5).

Literatür incelendiğinde; EALR ölçümleri sonucu elde edilen eşikler kullanılarak yapılan koklear implant ayarlaması ve sonuçlarına dair sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Baysal, (2013) , en az 6 ay koklear implant kullanan 50 denek ile yaptığı çalışmada, intraoperatif ESRT testi ile postoperatif ALR ölçümleri arasında korelasyon olduğunu bildirmiştir ve koklear implant ameliyatı olan postoperatif dönemdeki koklear implant kullanıcılarının değerlendirilmesinde ALR ölçümünün de mümkün olan bütün vakalarda yapılmasını önermiştir (Baysal, 2013). Cesur ve ark., (2018) çalışmada, yetişkin işitme kayıplı grup ile yetişkin normal grup arasındaki ALR eşiği ve davranım odyometrisinde elde edilen eşikler arasında uyumluluk gözlemlendiği bildirilmiştir (Cesur & Derinsu, 2018). ALR ile, çocuk grubunda ve işitme testine adapte olamayan yetişkinlerde objektif ve güvenilir sonuçlar elde edilebileceği belirtilmiştir. Benzer şekilde Boniver (2002), çalışmada ALR ile davranışsal eşikler arasında uyumluluk gözlemiştir (Boniver, 2002). Spivak ve ark. (1994) ve Stephan ve ark. (2000) yaptıkları çalışmalarda, koklear implant programlamasında C seviyelerinin belirlenmesinde ESRT eşikleri ile davranışsal yanıtlar arasında yüksek korelasyon olduğunu bildirmişlerdir ($r=0.9$) (Spivak, Chute, Popp, & Parisier, 1994; Stephan, K., & Welzl-Müller, 2000). Koşaner ve ark. (2009) koklear implant kullanıcıları ile yaptıkları çalışmalarında ESRT ve davranışsal yanıtlar ile ölçülen C seviyeleri arasında yüksek oranda korelasyon olduğunu ve özellikle de güvenilir davranışsal tepkiler veremeyen koklear implant kullanıcısı küçük çocuklarda, uygun konuşma işlemcisi programı oluşturmak için kullanılabileceğini bildirmişlerdir (Kosaner, Anderson, Turan, & Deibl, 2009). Asal ve ark. (2016) yaptıkları bir benzer bir çalışma sonucunda, koklear implant kullanıcılarında ESRT ölçümü ile C seviyelerinin doğru bir şekilde tespit edildiğini ve ESRT ölçümlerinin kullanılmasının hem yetişkin hem de pediatrik koklear implant

kullanıcıları için C seviyelerinin ayarlanmasında kullanılabileceğini belirtmişlerdir (Asal, Sobhy, & Nooman, 2016).

Çalışma sonucu elde ettiğimiz veriler doğrultusunda, EALR ve ESRT ölçümleri ile elde edilen sonuçlar arasında farklılıkların olmaması ve hasta memnuniyeti göz önünde bulundurulduğunda, EALR ölçümü; ESRT, ECAP, EABR gibi ölçümlerin yapılamayacak olduğu durumlarda, testlere koope olamayan yetişkin ve pediatrik koklear implant kullanıcıları ile beyin sapı implantı kullanan bireylerde, implantasyon sonrası gelişimsel değişiklikleri takip etmek, koklear ve beyin sapı implantı kullanan bireylerde programlama sürecine yardımcı olmak için objektif bir test yöntemi olarak kullanılmasına dair büyük umutlar vermektedir. Ayrıca EALR ölçümü için, implant sisteminin kendi sinyalinin kullanılması, hastanın direkt katılımı olmadan ölçüm yapılabilmesi, sinyali ve ölçümü bozacak çevresel değişkenleri ortadan kaldıran elektrofizyolojik bir ölçüm metodunun olması da önemli bir artıdır.

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar ve literatürdeki sınırlı sayıdaki çalışmalar göz önüne alındığında; EALR ölçümleri kullanılarak yapılacak daha fazla hasta sayısı, farklı hastalık grupları, koklea ya da işitme siniri anomalisi olan hastalar ve diğer koklear implant markaları ile yapılacak daha geniş çaplı çalışmaların literatüre katkıda bulunabileceği, rutin klinik kullanıma yeni bir objektif fitting yöntemi ve kullanıcıya gönderilen uyarıların üst merkezlere ulaştığına dair, kanıta dayalı bilgi sunacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Abbas, P. J., & Brown, C. J. (1991). Electrically evoked auditory brainstem response: Growth of response with current level. *Hearing Research*, 51, 123–138.
- Abbas, P. J., Brown, C. J., Shallop, J. K., Firszt, J. B., & Hughes, M. L., Hong, S. H., & Staller, S. J. (1999). Summary of results using the Nucleus CI24M implant to record the electrically evoked compound action potential. *Ear and Hearing*, 20, 45-49.
- Ahn, Y.-M., Kim, L.-S., Lee, S.-H., & Jung, S.-U. (2002). *Electrically Evoked Stapedial Reflex in Cochlear Implantation*. *Cochlear Implants – An Update*, pp. 131–134. Kugler Publications, The Hague, The Netherlands.
- Aitkin, L.M., Dunlop, C. W. (1968). *Interplay of excitation and inhibition in the cat medial geniculate body*. *J. Neurophysiol.* 31, 44–61.
- Alkhatib A, Biebel UW, S. J. (2006). *Inhibitory and excitatory response areas of neurons in the central nucleus of the inferior colliculus in unanesthetized chinchillas*. *Exp Brain Res* 174: 124–143.
- Amenedo, E., & Díaz, F. (1998). Aging-related changes in processing of non-target and target stimuli during an auditory oddball task. *Biological Psychology*. [https://doi.org/10.1016/S0301-0511\(98\)00040-4](https://doi.org/10.1016/S0301-0511(98)00040-4)
- Aminoff, M. J., Boller, F., & Swaab, D. F. (2015). *Handbook Of Clinical Neurology*.
- Anderson, I., Baumgartner, W. D., Boheim, K., Nahler, A., Arnoldner, C., & D’Haese, P. (2006). *Telephone use: What benefit do cochlear implant users receive?* *International Journal of Audiology*, 45(8), 446–453.
- Asal, S., Sobhy, O., & Nooman, M. (2016). The relationship between the electrical stapedial muscle reflex threshold and electrical and behavioral measures in cochlear implant patients. *The Egyptian Journal of Otolaryngology*, 32(1), 49. <https://doi.org/10.4103/1012-5574.175848>
- Atcherson, S. R., & Stoody, T. M. (2012). *Auditory Electrophysiology A Clinical Guide*.
- Battmer, R.-D., Laszig, R., & Lehnhardt, E. (1990). Electrically elicited stapedius reflex in cochlear implant patients. *Ear and Hearing*, 11(5), 370–374.
- Bayer, M. M., Rash, C. E., & Brindle, J. H. (2009). *Helmet-Mounted Displays: Sensation, Perception and Cognition Issues*. USAARL - The “United States Army Aeromedical Research Laboratory”, Fort Rucker, Alabama. <https://doi.org/10.1109/AERO.2004.1368136>
- Baysal, E. (2013). *Koklear İmplantasyon Uygulanan Hastalarda İntraoperatif Stapes Refleks Testi ile Postoperatif Geç İşıtsel Uyarılmış Potansiyellerin Karşılaştırılması*.
- Bess, F. H., & Humes, L. H. (2008). *Audiology: The Fundamentals Fourth Edition*.
- Beynon, A. J., Snik, A. F. M., & van den Broek, P. (2002). Evaluation of cochlear implant benefit with auditory cortical evoked potentials. *International Journal of Audiology*, 41, 429–435.
- Bierer, J. A., Faulkner, K. F., & Tremblay, K. L. (2011). Identifying cochlear implant channels with poor electrode-neuron interfaces: Electrically evoked auditory brain stem responses measured with the partial tripolar configuration. *Ear and Hearing*, 32, 436–444.

- Boniver, R. (2002). Slow auditory evoked potentials: The end of malingering in audiology. *International Tinnitus Journal*.
- Botros, A., & Psarros, C. (2010). Neural Response Telemetry reconsidered: I. The relevance of ECAP threshold profiles and scaled profiles to cochlear implant fitting. *Ear and Hearing*, 31, 367–379.
- Brown, C. J., Abbas, P. J., & Gantz, B. J. (1998). Preliminary experience with Neural Response Telemetry in the Nucleus CI24M cochlear implant. *American Journal of Otology*, 19, 320–327.
- Brown, C. J., Abbas, P. J., Fryauf-Bertschy, H., K., & D., & Gantz, B. J. (1994). Intraoperative and postoperative electrically evoked auditory brain stem responses in Nucleus cochlear implant users: Implications for the fitting process. *Ear and Hearing*, 15, 168–176.
- Brown, C. J., Etler, C., He, S., O'Brien, S., Erenburg, S., & Kim, J.-R., Dhuldhoya, A. N., & Abbas, P. J. (2008). *The electrically evoked auditory change complex: Preliminary results from Nucleus cochlear implant users*. *Ear and Hearing*.
- Brown, C. J., Hughes, M. L., Luk, B., Abbas, P. J., & Wolaver, A., & Gervais, J. (2000). The relationship between EAP and EABR thresholds and levels used to program the Nucleus 24 speech processor: Data from adults. *Ear and Hearing*, 21, 151–163.
- Brown, C. J., Etler, C., He, S., Brien, S. O., Erenberg, S., Kim, J., ... Abbas, P. J. (2008). The Electrically Evoked Auditory Change Complex : Preliminary Results from Nucleus Cochlear Implant Users, 704–717.
- Brugge, J.F., Anderson, D.J., Aitkin, L. M. (1970). *Responses of neurons in the dorsal nucleus of the lateral lemniscus of cat to binocular tonal stimulation*. *J. Neurophysiol*, 33, 441–458.
- Burkard, R.F., Don, M. & Eggermont, J. J. (2007). Auditory Evoked Potentials. Basic Principles and Clinical Application pp. 482-507.
- C., M., M., S., & S.C., P. (2009). Are cortical auditory evoked potentials useful in the clinical assessment of adults with cochlear implants? *Cochlear Implants International*.
- Cafarelli Dees, D., Dillier, N., Lai, W. K., von W., E., van Dijk, B., Akdas, F., . . . Smoorenburg, G., & F. (2005). Normative findings of electrically evoked compound action potential measurements using the Neural Response Telemetry of the Nucleus CI24M cochlear implant system. *Audiology and Neurotology*, 10, 105–116.
- Caird, D., Klinke, R. (1987). *Processing of inter-aural time and intensity differences in the cat inferior colliculus*. *Exp. Brain Res*. 68, 379–392.
- Callaway, E. & Halliday, R. A. (1973). Evoked potential variability: Effects of age, amplitude, and methods of measurement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 34, 125-133.
- Callaway, E. (1975). Brain electrical potentials and individual psychological differences. New York: Grune & Stratton.
- Cant, S., Benson, A. (2013). Patterns of convergence in the central nucleus of the inferior colliculus of the Mongolian gerbil: organization of inputs from the superior olivary complex in the low frequency representation. *Front Neural Circuits*, 7-29.
- Cesur, S., & Derinsu, U. (2018). Threshold Estimation with The P1-N1-P2 Cortical

- Auditory Evokes Potentials. *Medeniyet Medical Journal*.
<https://doi.org/10.5222/mmj.2018.37974>
- Cinar, B. C., Atas, A., Sennaroglu, G., & Sennaroglu, L. (2011). Evaluation of objective test techniques in cochlear implant users with inner ear malformations. *Otology and Neurotology*. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e318229d4af>
- Cullington, H. E. (2000). Preliminary neural response telemetry results. *British Journal of Audiology*, 34, 131–140.
- Czigler, I., Csibra, G., & Csontos, A. (1992). Age and inter-stimulus interval effects on event-related potentials to frequent and infrequent auditory stimuli. *Biological Psychology*. [https://doi.org/10.1016/0301-0511\(92\)90031-0](https://doi.org/10.1016/0301-0511(92)90031-0)
- Davis, K. A. (2005). Contralateral effects and binaural interactions in dorsal cochlear nucleus. *J Assoc Res Otolaryngol* 6, 528-538.
- Dobie, R., & Van Hemel, S. (2005). *Sound Detection. Hearing Loss: Determining Eligibility for Social Security Benefits*.
<https://doi.org/https://doi.org/10.17226/11099>
- Dorman, M. F., Sharma, A., Gilley, P., Martin, K., & Roland, P. (2007). Central auditory development: Evidence from CAEP measurements in children fit with cochlear implants. *Journal of Communication Disorders*, 40(4), 284–294.
<https://doi.org/10.1016/j.jcomdis.2007.03.007>
- Firszt, J. B., Chambers, R. D., Kraus, N., & Reeder, R. M. (2002). Neurophysiology of Cochlear Implant Users I: Effects of Stimulus Current Level and Electrode Site on the Electrical ABR, MLR, and N1-P2 Response, 502–515.
<https://doi.org/10.1097/01.AUD.0000042153.40602.54>
- Fitzpatrick, D.C., Batra, R., Stanford, T.R., Kuwada, S. (1997). *A neuronal population code for sound localization*. *Nature* 388, 871–874.
- Gallégo, S., Garnier, S., Micheyl, C., Truy, E., M., & A., & Collet, L. (1999). Loudness growth functions and EABR characteristics in Digisonic cochlear implantees. *Acta Otolaryngologica (Stockholm)*, 119, 234–238.
- Geers, A., Brenner, C., & Davidson, L. (2004). *Factors associated with development of speech perception skills in children implanted by age five*. *Ear and Hearing*, 24(1 Suppl.), 24S–35S.
- Geers, A. E., Moog, J. S., Biedenstein, J., Brenner, C., & Hayes, H. (2009). *Spoken language scores of children using cochlear implants compared to hearing age-mates at school entry*. *Journal of Deaf Studies and Deaf Education*, 14(3), 371–385.
- Geers, A. E. (2004). *Speech, language, and reading skills after early cochlear implantation*. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 130(5), 634–638.
- Gelfand, S. (1982). *Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics*. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*.
<https://doi.org/10.1136/jnnp.45.12.1175-b>
- Gelfand, S. A. (2010). *Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics 5th Edition*.
- Gelfand, S. A. (2016). *Essentials of Audiology Fourth Edition*.
- Gifford, R. H., Shallop, J. K., & Peterson, A. M. (2008). *Speech recognition materials*

- and ceiling effects: Considerations for cochlear implant programs. Audiology and Neurotology, 13(3), 193–205.*
- Gilley, P. M., Sharma, A., Dorman, M., Finley, C. C., & Panch, A. S., & Martin, K. (2006). Minimization of cochlear implant stimulus artifact in cortical auditory evoked potentials. *Clinical Neurophysiology, 117, 1772–1782.*
- Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, R. V. (2003). Activity-dependent developmental plasticity of the auditory brain stem in children who use cochlear implants. *Ear and Hearing, 24, 485–500.*
- Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, R. V. (2004). Toward a battery of behavioral and objective measures to achieve optimal cochlear implant stimulation levels in children. *Ear and Hearing, 25, 447–463.*
- Gordon, K. A., Papsin, B. C., & Harrison, R. V. (2005). Effects of cochlear implant use on the electrically evoked middle latency response in children. *Hearing Research, 204, 78–89.*
- Guiraud, J., Gallego, S., Arnold, L., Boyle, P., Truy, E., & Collet, L. (2007). Effects of auditory pathway anatomy and deafness characteristics? Part 2: On electrically evoked late auditory responses. *Hearing Research, 228(1–2), 44–57.* <https://doi.org/10.1016/j.heares.2007.01.022>
- Hall III, J. W. (1992). *Handbook of auditory evoked responses.* Boston, MA: Allyn and Bacon.
- Hall, J. W. (2015). *eHandbook of Auditory Evoked Responses.* Allyn and Bacon. <https://doi.org/WV272HALL>
- Han, D.-M., Chen, X.-Q., Zhao, X.-T., Kong, Y., Li, Y.-X., & Liu, S., . . . Mo, L.-Y. (2005). Comparisons between evoked auditory reflex thresholds and most comfortable loudness levels in CII Bionic Ear users with HiResolution™ sound processing strategies. *Acta Oto-Laryngologica, 125, 732–735.* Neural Response Imaging thresholds, electrically.
- Helms, J., Weichbold, V., Baumann, U., von Specht, H., Schon, F., Muller, J., D’Haese, P. (2004). *Analysis of ceiling effects occurring with speech recognition tests in adult cochlear-implanted patients. Journal for Oto-Rhino-Laryngology and Its Related Specialties, 66(3), 130–135.*
- Hodges, A. V., Balkany, T. J., Ruth, R. A., Lambert, P. R., & Dolan-Ash, S., & Schloffman, J. J. (1997). Electrical middle ear muscle reflex: Use in cochlear implant programming. *Otolaryngology — Head and Neck Surgery, 117, 255–261.*
- Hodges, A. V., Butts, S., Dolan-Ash, S., & Balkany, T., & J. (1999). Using electrically evoked auditory reflex thresholds to fit the Clarion® cochlear implant. *Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology, 108, 64–68.*
- House, W. F., & Berliner, K. I. (1991). *Cochlear implants: From idea to clinical practice.*
- Hughes, M. L., Brown, C. J., Abbas, P. J., Wolaver, A. A., & Gervais, J. P. (2000). Comparison of EAP thresholds with MAP levels in the Nucleus 24 cochlear implant: Data from children. *Ear and Hearing, 21, 164–174.*
- Hughes, M. L. (2013). *Objective Measures in Cochlear Implants.*
- Ivarsson, C., DeRibaupierre, Y., DeRibaupierre, E. (1988). *Influence of auditory localization cues on neuronal activity in the auditory thalamus of the cat. J.*

- Neurophysiol.* 59:586–606.
- Jerger, J., Oliver, T. A., & Chmiel, R. A. (1988). Prediction of dynamic range from stapedius reflex in cochlear implant patients. *Ear and Hearing*, 9(1), 4–8.
- Katz, J. (1972). *Handbook of Clinical Audiology*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Katz, J. (2015). *Handbook of Clinical Audiology Seventh Edition*.
- Kiang, N. Y.-S. & Moxon, E. C. (1972). Physiological considerations in artificial stimulation of the inner ear. *Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology*, 81, 714–730.
- Kileny, P. R., Kemink, J. L., & Miller, J. M. (1989). An intrasubject comparison of electric and acoustic middle latency responses. *American Journal of Otology*, 10, 23–27.
- Kileny, P. R., Zwolan, T. A., Boerst, A., & Telian, S. A. (1997). Electrically evoked auditory potentials: Current clinical applications in children with cochlear implants. *American Journal of Otology*, 18, S90–S92.
- Kileny, P. R., Zwolan, T. A., Z.-P., & S., & Telian, S. A. (1994). Electrically evoked auditory brain-stem response in pediatric patients with cochlear implants. *Archives of Otolaryngology — Head and Neck Surgery*, 120, 1083–1090.
- Kosaner, J., Anderson, I., Turan, Z., & Deibl, M. (2009). The use of ESRT in fitting children with cochlear implants. *Journal of International Advanced Otology*.
- Kramer, S., & Brown, D. K. (2019). *AUDIOLOGY Science to Practice Third Edition*.
- Kulesza, R. J. (2007). *Cytoarchitecture of the human superior olivary complex: medial and lateral superior olive*. *Hear Res.*, 80-90.
- Leake, P. A., & Hradek, G. T. (1988). *Cochlear pathology of long term neomycin induced deafness in cats*. *Hearing Research*, 33, 11–34.
- Liberman, M. C., & Dodds, L. W. (1984). *Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. III. Stereocilia damage and alternations of threshold tuning curves*. *Hearing Research*, 16, 55–74.
- Lo, T.-S., Chen, Y.-S., Horng, M.-J., & Hsu, C.-J. (2004). Efficacy of EABR and ECAP in programming children with Nucleus-24 cochlear implants. *Cochlear Implants International*, 5(Suppl. 1), 47–49.
- Lorens, A., Walkowiak, A., Piotrowska, A., S., & H., & Anderson, I. (2004). ESRT and MCL correlations in experienced paediatric cochlear implant users. *Cochlear Implants International*, 5(1), 28–37.
- Lumani A, Z. H. (2010). Responses of neurons in the rat's dorsal cortex of the inferior colliculus to monaural tone bursts. *Brain Res* 1351: 115–129.
- Martin, B. A., Tremblay, K. L., & Stapells, D. R. (2007). Principles and applications of cortical auditory evoked potentials. In R. F. Burkhard, M. Don, & J. J. Eggermont (Eds.), *Auditory evoked potentials: Basic principles and clinical application* (pp. 482–507). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Miller, A. L., Arenberg, J. G., Middlebrooks, J. C., & Pfungst, B. E. (2001). Cochlear implant thresholds: comparison of middle latency responses with psychophysical and cortical-spike-activity thresholds. *Hearing Research*, 152, 55–66.
- Moller, A. R. (2006). *HEARING :Anatomy, physiology and disorders*.

- Møller, A. R. (2011). *Anatomy and physiology of the auditory system. Textbook of Tinnitus*. https://doi.org/10.1007/978-1-60761-145-5_8
- Mueller, V, Brehmer, Y, von Oertzen, T, Li, S-C & Lindenberger, U. (2008). Electrophysiological correlates of selective attention: A lifespan comparison.
- Musiek, Frank E., & Baran, J. A. (2007). *The Auditory System: Anatomy, Physiology, and Clinical Correlates*. Plural Publishing. https://doi.org/10.1007/978-1-60761-145-5_8
- Musiek, Frank E., Baran, J. A. (2018). *The Auditory System, Anatomy, Physiology, and Clinical Correlates; Second Edition*.
- Neves, I. F., Gonçalves, I. C., Leite, R. A., Magliaro, F. C. L., & Matas, C. G. (2007). Middle latency response study of auditory evoked potentials' amplitudes and latencies audiologically normal individuals. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 73(1), 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2005.01.003>
- Opie, J. M., Allum, J. H. J., & Probst, R. (1997). Evaluation of electrically elicited stapedius reflex threshold measured through three different cochlear implant systems. *American Journal of Otology*, 18, S107–S108.
- Otcu, B. (2018). Investigation of Electrophysiological Changes in Children with Sequential Bilateral Cochlear Implants. Istanbul University, Institute of Health Science. Master's Degree. Istanbul.
- Otte, J., Schuknecht, H. F., & Kerr, A. G. (1978). *Ganglion populations in normal and pathological human cochlea: Implications for cochlear implantation*. *Laryngoscope*, 88, 1231–1246.
- Pfefferbaum, A., Ford, J. M., Roth, W. T., & Kopell, B. S. (2003). Age-related changes in auditory event-related potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(80\)90221-7](https://doi.org/10.1016/0013-4694(80)90221-7)
- Pickles, J. (2012). *Introduction to the Physiology of Hearing 4th edition*. Emerald Group Publishing Limited.
- Picton, T. W. (2010). Human auditory evoked potentials. San Diego, CA: Plural.
- Ponton, C. W., & Eggermont, J. J. (2001). Of kittens and kids: Altered cortical maturation following profound deafness and cochlear implant use. *Audiology and Neurotology*, 6, 363–380.
- Ponton, C. W., & Eggermont, J. J. (2007). Electrophysiological measures of human auditory system maturation: Relationship with neuroanatomy and behavior. In R. F. Burkhard, M. Don, & J. J. Eggermont (Eds.), *Auditory evoked potentials: Basic principles and clinical application* (pp. 385–402). Phila.
- Ponton, C. W. & Don, M. (1995). The mismatch negativity in cochlear implant users. *Ear and Hearing*, 16, 130–146.
- Ponton CW, Don M, Eggermont JJ, Waring MD, M. A. (1996). Maturation of Human Cortical Auditory Function Differences Between NormalHearing Children and Children with Cochlear Implants. *Ear Hear*.
- Pratt, H. (2007). Middle-latency responses. In R. F. Burkhard, M. Don, & J. J. Eggermont (Eds.), *Auditory evoked potentials: Basic principles and clinical application* (pp. 463–481). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

- Rance, G., & Barker, E. J. (2008). *Speech perception in children with auditory neuropathy/dyssynchrony managed with either hearing aids or cochlear implants. Otolaryngology and Neurotology, 29*(2), 179–182.
- Ross B, Fujioka T, Tremblay K, P. T. (2007). Aging in binaural hearing begins in mid-life: evidence from cortical auditory evoked responses to changes in interaural phase. *J Neurosci. 27* (42), 11172–11178.
- Roth, G.L., Aitkin, L.M., Andersen, R.A., Merzenich, M. M. (1978). *Some features of the spatial organization of the central nucleus of the inferior colliculus of the cat. J. Comp. Neurol. 182*, 661–680.
- Samson, F.K., Barone, P., Irons, W.A., Clarey, J.C., Poirier, P., Imig, T. J. (2000). *Directionality derived from differential sensitivity to monaural and binaural cues in the cat's medial geniculate body. J. Neurophysiol. 84*, 1330–1345.
- Shallop, J. K., Beiter, A. L., Goin, D. W., & Mischke, R., & E. (1990). Electrically evoked auditory brain stem responses (EABR) and middle latency responses (EMLR) obtained from patients with the Nucleus multichannel cochlear implant. *Ear and Hearing, 11*(1), 5–15.
- Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, A. J. (2002). A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants: Implications for.
- Smootenburg, G. F., Willeboer, C., & van Dijk, J., & E. (2002). Speech perception in Nucleus CI24M cochlear implant users with processor settings based on electrically evoked compound action potential thresholds. *Audiology and Neurotology, 7*, 335–347.
- Spink, U., Johannsen, H. S., & Pirsig, W. (1979). Acoustically evoked potential: Dependence upon age. *Scandinavian Audiology*.
<https://doi.org/10.3109/01050397909076296>
- Spitzer, M., Semple, M. (1993). *Responses of inferior colliculus neurons to time-varying interaural phase disparity: Effects of shifting the locus of virtual motion. J. Neurophysiol. 69*, 1245–1263.
- Spivak, L. G., & Chute, P. M. (1994). The relationship between electrical acoustic reflex thresholds and behavioral comfort levels in children and adult cochlear implant patients. *Ear and Hearing, 15*, 184–192.
- Spivak, L. G., Chute, P. M., Popp, A. L., & Parisier, S. C. (1994). Programming the Cochlear Implant Based on Electrical Acoustic Reflex Thresholds. *The Laryngoscope*. <https://doi.org/10.1288/00005537-199410000-00007>
- Spoendlin, H. H. (1975). *Retrograde degeneration of the cochlear nerve. Acta Otolaryngologica, 79*, 266–275.
- Standring, S. (2005). *Gray's anatomy: The anatomical basis of clinical practice*. (39th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Stanford, T.R., Kuwada, S., Batra, R. (1992). *A comparison of the interaural time sensitivity of neurons in the inferior colliculus and thalamus of the unanesthetized rabbit. J. Neurosci. 12*, 3200–3216.
- Starr, A., & Brackmann, D. E. (1979). Brainstem potentials evoked by electrical stimulation of the cochlea in human subjects. *Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology, 88*, 550–556.

- Stephan, K., & Welzl-Müller, K. (2000). Post-operative stapedius reflex tests with simultaneous loudness scaling in patients supplied with cochlear implants. *Audiology*, 39, 13–18.
- Tavardkiladze, G. A., Potalova, L. A., & Kruglov, A. V. (2000). Effect of stimulation parameters on electrically evoked auditory brainstem responses. *Acta Otolaryngol*, 120: 214–217.
- Thai-Van, H., Cozma, S., Boutitie, F., Disant, F., Truy, E., & Collet, L. (2007). The pattern of auditory brainstem response wave V maturation in cochlear-implanted children. *Clinical Neurophysiology*, 118, 676–689.
- Tremblay, K. & Moore, D. (2012). Current issues in auditory plasticity and auditory training. In K. L. Tremblay & R. F. Burkhard (Eds.), *Translational perspectives in auditory neuroscience: Special topics*. San Diego, CA: Plural.
- Tremblay K, Billings CJ, Friesen LM, S. P. (2006). Neural representation of amplified speech sounds. *Ear Hear*. 27 (2), 93–103.
- van den Honert, C., & Stypulkowski, P. H. (1986). Characterization of the electrically evoked auditory brainstem response (ABR) in cats and humans. *Hearing Research*, 21, 109–126.
- van Dijk, B., Botros, A. M., Battmer, R.-D., Begall, K., & Dillier, N., Hey, M. . . . Offeciers, E. (2007). Clinical results of AutoNRT™, a completely automatic ECAP recording system for cochlear implants. *Ear and Hearing*, 28, 558–570.
- Velluti, R. A. (2008). *THE AUDITORY SYSTEM IN SLEEP*.
- Ventura, L., Filho, O., & Alvarengakdem, F. (2009). Central hearing system maturation in normally hearing children. *Pro-Fono.*, 101-107.
- Wilson, B. S. (2000). *Cochlear implant technology*. In Niparko, J., Kirk, K. I., Robbins, A.
- Wolfe, J., & Schafer, E. C. (2015). *Programming Cochlear Implants Second Edition*.
- Wunderlich, J. L., & Cone-Wesson, B. K. (2006). Maturation of the CAEP in infants and children: A review. *Hearing Research*, 212, 212–223.
- Yost, W., Nielsen, D. (n.d.). *Fundamentals of Hearing: An Introduction*.
- Young, Nancy M., Kirk, K. I. (2016). *Pediatric Cochlear Implantation Learning and the Brain*.
- Zemlin, W. R. (1997). *Speech and Hearing Science: Anatomy and Physiology (4th Ed.)*.

<http://www.grason-stadler.com>

<https://www.interacoustics.com>

<https://hearlab.nal.gov.au>

FORMLAR

EK-1:

HARİTA	KAPALI	DEĞERLİ	KIZILCIK	KİLİMCİ
FOTOĞRAF	MARMARA	ÇİLİNGİR	TABAKA	SİPARİŞ
HEDİYE	YASEMİN	YAKACAK	KIYMETLİ	PATLICAN
TEBEŞİR	KOLONYA	DÖNEMEÇ	CESARET	GELİNLİK
SİNEMA	KARANLIK	ELBİSE	KAHVECİ	ESİNTİ
TÜKENMEZ	BADANA	KIZAMIK	LACİVERT	MAYDANOZ
SALINCAK	KAÇAMAK	PAPATYA	KANARYA	KİTAPLIK
ODUCU	AYDINLIK	GİYECEK	ÇANKIRI	AKASYA
HARİKA	BOYALI	GÜVERCİN	ŞİKAYET	GEZİNTİ
BAYRAKLI	YOĞURTLU	KIVILCIM	KARAVAN	GELENEK
HAMARAT	HASTALIK	FABRİKA	BEGONYA	MAKİNA
HÜNERLİ	DEMİRCİ	ARALIK	ÖĞRENCİ	HATALI
HEMŞİRE	KULAKLIK	SEKRETER	HASTANE	EMANET
HAVADAR	OKYANUS	YASAMA	LOKANTA	GÖRENEK
PASKALYA	DOKUMA	AĞUSTOS	KARANFİL	ÇEKMECE
PARMAKLIK	HALICI	ÜNİTE	PASTANE	BEREKET
MERDİVEN	SONBAHAR	ÇAYDANLIK	DOMATES	TEDAVİ
SIRADAĞ	İŞİTME	TÜKETİM	SÜPÜRGE	BAHARAT
ASANSÖR	SARIYER	OTOBÜS	KÖSTEBEK	BANKACI
COĞRAFYA	LİMONLU	HARABE	ECZANE	KIRMIZI
HARİTA	ADANA	SERİNLİK	KANEPE	HAREKET
ARACI	KÖSTEBEK	POSTACI	HAZİRAN	ELEMAN
PUSULA	CEVİZLİ	TABURE	KIVIRCIK	ETİKET
TELEFON	İNDİRİM	TUTACAK	SÜREKLİ	ALMANYA
ŞEKERLİ	FİSTIKLI	GEMİCİ	SANDALYE	HAZİNE
KAFADAR	TARAFSIZ	EFLATUN	IHLAMUR	DERECE
YÜKSEKLİK	KAPLICA	DANIŞMA	ÖNERİ	SİGORTA
KİRACI	ÇİÇEKLİ	ARKADAŞ	HARİTA	HÜRRİYET
KORKULU	AKARSU	DAĞITIM	DENETİM	HİKAYE
SATILIK	SANAYİ	ÜRETİM	KELİME	SANAYİ

EK-2:

1-KAS	BEŞ	AZ	ÇAY	KİR
2-AT	GÖZ	BORÇ	OT	ÇAN
3-NEY	İN	DÜŞ	FİL	ÖL
4-ÖÇ	KAR	ET	ÖN	SEN
5-BİR	LAF	HÜR	KOR	KAKP
6-KÜF	DİŞ	KAZ	AL	AN
7-SAZ	MUZ	ÇOK	SARP	HİÇ
8-FON	AK	MUŞ	TEZ	ŞOK
9-PES	ÖRT	OL	DOST	FAR
10-YÜN	ÇAT	LEŞ	KUL	MES
11-BEK	KOÇ	POT	KEM	KİM
12-PAY	FAL	BAL	ŞIK	ÇİT
13-SEL	NET	TUŞ	BUZ	HARF
14-AÇ	ŞEN	ŞEF	NAL	NAR
15-DÜN	RUH	PEK	SAP	SÖZ
16-KOZ	DAĞ	ÇİZ	RAF	COP
17-ÜRK	TEL	FER	TÜL	FİŞ
18-ZAR	KIZ	HAT	CEP	BAS
19-BOY	SET	VE	TERK	KOR
20-BAŞ	YIL	TAP	KAN	TAY
21-TÜRK	KÖK	İÇ	ŞAL	ŞU
22-YAŞ	PİL	BEL	GÜZ	EK
23-VER	ZAM	KURT	KÜP	İZ
24-ÇAK	YIK	YEM	DİN	KAÇ
25-ŞAP	BEY	ZIT	LOŞ	LİF

ETİK KURUL KARARI

İÜC Tarih ve Sayı: 17/04/2019-60367



T.C.
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Sayı :83045809-604.01.02-
Konu :Yük.Lis.Öğr.Rışvan DENİZ'in
etik kurul kararı A-04

KULAK BURUN BOĞAZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

İlgi :29.03.2019 tarih, 93777809-604.01.01-50511 sayılı yazı

Anabilim Dalınızda görevli **Dr.Öğretim Üyesi Eyüp KARA'nın** danışmanlığındaki **Yüksek Lisans Öğrencisi Odyolog Rışvan DENİZ'in** yürütücülüğünde "**Koklear İmplant Kullanıcılarında Elektriksel Uyarılmış Kortikal Yanıtların Araştırılması**" başlıklı Yüksek Lisans Tezi hakkında ilgi yazınız ve ekleri **16 Nisan 2019** tarihinde toplanan Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kurulunca müzakere edilmiş olup,etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

e-İmzalı
Prof. Dr. Özgür KASAPÇOPUR
Başkan

e-İmzalı
Prof. Dr. Gökhan İPEK
Bölüm Başkanı

NOT: Yönetmelik gereği Sonuç Raporunun Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna iletilmesi gerekmektedir.

EK :
1 dosya elden teslim edilecektir.

Doğrulamak için:<http://dogrulama.istanbulc.edu.tr/en/Vision.sorgula/belgedogrulama.aspx?V=BEK4E4PAT>

Ayrıntılı bilgi için iribab : Güler SOYDANER Dahili : 22300

Istanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Cerrahpaşa Tıp Fakültesi 34303 Cerrahpaşa/ İSTANBUL

Tel : 0 (212) 414 30 00 Faks : 0 (212) 632 00 33

e-posta : ctfpersonel@istanbul.edu.tr Elektronik Ağ : www.istanbulc.edu.tr

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARINDA ELEKTRİKSEL UYARILMIŞ KORTİKAL YANITLARIN ARAŞTIRILMASI

ORJİNALLİK RAPORU

%6 BENZERLİK ENDEKSİ	%5 İNTERNET KAYNAKLARI	%5 YAYINLAR	%5 ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
--------------------------------	-------------------------------------	-----------------------	-------------------------------

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	ir.uiowa.edu İnternet Kaynağı	%2
2	Julie Kosaner, Philipp Spitzer, Svetlana Bayguzina, Muammer Gultekin, Laurie Arum Behar. "Comparing eSRT and eCAP measurements in pediatric MED-EL cochlear implant users", Cochlear Implants International, 2018 Yayın	<%1
3	www.sickkids.org İnternet Kaynağı	<%1
4	www.asha.org İnternet Kaynağı	<%1
5	www-personal.umich.edu İnternet Kaynağı	<%1
6	Submitted to Bahcesehir University Öğrenci Ödevi	<%1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	RIŞVAN	Soyadı	DENİZ
Doğ.Yeri	KIRŞEHİR	Doğ.Tar.	1991
Uyruğu		TC Kim No	
Email		Tel	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Odyoloji, Dil ve Konuşma Bozuklukları	
Lisans	İstanbul Üniversitesi Odyoloji Bölümü	2015
Lise		

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Odyolog	İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Odyoloji	2015-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):