

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İÇ KULAK ANOMALİSİZ KOKLEAR
İMPLANTLI ÇOCUKLARDA ELEKTRİKSEL
UYARILMIŞ İŞİTSEL BEYİNSAPI
POTANSİYELLERİ VE İŞİTSEL AKSİYON
POTANSİYELLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Seda BAYRAK

Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı

Odyoloji Yüksek Lisans Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR-2012

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2009970104

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İÇ KULAK ANOMALİSİZ KOKLEAR
İMPLANTLI ÇOCUKLARDA ELEKTRİKSEL
UYARILMIŞ İŞİTSEL BEYİNSAPI
POTANSİYELLERİ VE İŞİTSEL AKSİYON
POTANSİYELLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı
Odyoloji Yüksek Lisans Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

Seda BAYRAK

Danışmanı: Prof. Dr. Bülent ŞERBETÇİOĞLU

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2009970104

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı, Odyoloji Yüksek Lisans programı öğrencisi Seda Bayrak **“İç Kulak Anomalisiz Koklear İmplantlı Çocuklarda Elektriksel Uyarılmış İşitsel Beyinsapı Potansiyelleri Ve İşitsel Aksiyon Potansiyellerinin Karşılaştırılması”** konulu Yüksek Lisans tezini 21.06.2012 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

BAŞKAN

Prof. Dr. Bülent ŞERBETÇİOĞLU



ÜYE

Doç. Dr. Günay KIRKIM



ÜYE

Prof. Dr. Onur ODABAŞI



İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	i
TABLO LİSTESİ	iii
ŞEKİL LİSTESİ	iv
KISALTMALAR ve SİMGELER	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	2
1.GİRİŞ.....	3
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. İşitme Sisteminin Anatomisi ve Fizyolojisi	4
2.2. İşitme Yolları ve Santral İşitsel Sistem.....	4
2.2.1. Koklear İmplant Sistemi.....	5
2.3. Elektriksel Uyarılmış İşitsel Potansiyeller.....	6
2.3.1. Elektriksel Uyarılmış Bileşik Aksiyon Potansiyelleri.....	7
2.3.2. Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleks Eşiği.....	8
2.3.3. Elektriksel Uyarılmış Beyinsapı Potansiyelleri	9
2.3. ECAP ile EABR Arasındaki İlişki	12
3. ARAÇ VE YÖNTEM.....	14
3.1. Araştırmanın Tipi	14
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı	14
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi	14
3.4. Araştırmanın Değişkenleri	15
3.5. İmpedans Ölçümü ve ECAP Kayıtlamaları	16
3.6. EABR Kayıtlamaları	16
3.7. Bulguların İstatistiksel Değerlendirmesi	19
3.8. Araştırmanın Sınırlılıkları	19
3.9. Etik Kurul Onayı	20
4. BULGULAR.....	21

5. TARTIŞMA.....	32
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	38
7. KAYNAKLAR.....	39
8. EKLER	
EK 1: Elektrod yerleşimi	44
EK 2: Veri kayıt formu	45
EK 3: Etik kurul sonucu	46
EK 4: Özgeçmiş	47

TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa
2.1. ECAP ile EABR'nin avantajları ve dezavantajları	13
3.1. Katılımcıların demografik bilgileri	15
4.1. Katılımcıların yaş, işitme cihazı kullanım süresi ve implantasyon yaşı verileri	21
4.2. Üç farklı elektrod uyarım bölgesine göre ECAP ve EABR eşik düzeyleri ile eşik düzeyinde elde edilen eV. dalga latansları.	25
4.3. Üç farklı elektrod uyarım bölgesine göre 200 CL şiddetinde elde edilen elektrik ABR latans ve amplitüd verileri	26
4.4. Üç farklı elektrod uyarım bölgesine göre 180 CL şiddetinde elde edilen veriler	27
4.5. ECAP ve EABR eşiklerinin elektrod bölgesi açısından anlamlılık değerleri	28
4.6. ECAP ve EABR eşikleri arasındaki anlamlılık değerleri	28
4.7. EABR eşik eV. dalga latanslarının elektrod bölgesi açısından anlamlılık değerleri	28
4.8. 200 CL ve 180 CL şiddet düzeylerindeki eV. dalga latanslarının elektrod bölgesi açısından anlamlılık değerleri	28
4.9. eV. dalga latanslarının şiddet düzeyi ve elektrod bölgeleri açısından anlamlılık değerleri	29
4.10. EABR 200 CL ve 180 CL'deki eIII. dalga latanslarının elektrod bölgesi açısından anlamlılık değerleri	29
4.11. Dalga latansları ve amplitüdlerinin 200 CL ve 180 CL arasındaki farkın anlamlılık değerleri	30
4.12. Morfoloji verileri	31
4.13. ECAP ile EABR eşikleri arasındaki korelasyon analizi	32

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
2.1. Kulaktan beyine doğru başlıca işitsel yollar	5
2.2. Koklear implant sistemi.....	6
2.3. NRT kayıtlama örneği.....	7
2.4. İşitsel uyarılmış beyinsapı potansiyellerindeki temel oluşum merkezleri.....	10
3.1. EABR test düzeneği.....	17
3.2. EABR kayıtlama parametreleri.....	18
3.3. EABR kayıtlama örneği.....	19
4.1. Apikal elektroddan elde edilen ECAP ve EABR eşikleri.....	22
4.2. Medial elektroddan elde edilen ECAP ve EABR eşikleri.....	22
4.3. Her bir bireyin bazal elektrod bölgesi uyarılması sonucu elde edilen ECAP ve EABR eşikleri. 22	
4.4. Apikal elektrodta elde edilen 200 CL, 180 CL ve eşik düzeyinde elde edilen eV. dalga latanslarının olgulara göre gösterimi.....	23
4.5. Medial elektrodta elde edilen 200 CL, 180 CL ve eşik düzeyinde elde edilen eV. dalga latanslarının olgulara göre gösterimi.....	24
4.6. Bazal elektrodta elde edilen 200 CL, 180 CL ve eşik düzeyinde elde edilen eV. dalga latanslarının olgulara göre gösterimi.....	24

KISALTMALAR ve SİMGELER

SPSS	Windows tabanlı istatistik paket programı
ESRT	Elektrically Stapedius Reflex Threshold (Elektriksel uyarılmış stapes refleks eşiği)
MCL	Most Comfortable Level (En rahat duyma seviyesi)
CAP	Compound Action Potential (Birlesik aksiyon potansiyeli)
ECAP	Evoked Compound Action Potential (Elektriksel uyarılmış bileşik aksiyon potansiyeli)
NRT	Neural ResponseTelemetry (Sinir yanıt ölçümü)
EABR yanıtı)	Electrically Evoked Auditory Brainstem Response (Elektriksel uyarılmış işitsel beyinsapı
CL	Current Level (Akım düzeyi)
msn	milisaniye
μV	mikrovolt
Hz	Hertz

TEŞEKKÜR

Tezimin başlangıç aşamasından bitimine kadarki süreçte değerli katkılarını eksik etmeyen danışmanım Prof. Dr. Bülent Şerbetçioğlu'na, değerli hocam Doç. Dr. Günay Kırkım'a, gerek akademik gerekse de manevi desteği için Uzm. Ody. Başak Mutlu'ya, Uzm. Ody. Serpil Mungan ve Uzm. Ody. Selhan Gürkan'a en içten teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca yoğun çalışma temposunda azmimi körükleyen ve maddi manevi desteğini her an hissettiren değerli aileme teşekkürü borç bilirim.

İÇ KULAK ANOMALİSİZ KOKLEAR İMPLANTLI ÇOCUKLARDA ELEKTRİKSEL UYARILMIŞ İŞİTSEL BEYİNSAPI POTANSİYELLERİ VE İŞİTSEL AKSİYON POTANSİYELLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Araştırma iç kulak anomalisi bulunmayan koklear implantlı çocuklarda elektriksel uyarılmış bileşik aksiyon potansiyelleri (ECAP) ile elektriksel uyarılmış işitsel beyinsapı yanıtlarının (EABR) ilişkisini araştırmak amacıyla Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi KBB AD İşitme Konuşma Denge Ünitesi'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya Nucleus marka koklear implant kullanan 2 ile 6 yaş arasındaki 16 çocuk katılmıştır. Katılımcıların tüm intrakoklear elektrodlarının impedans telemetrisi yöntemiyle akım değerleri belirlenmiş, ardından bir bazal, bir medial, bir de apikal olmak üzere üç elektrodun ECAP eşikleri kaydedilmiştir. ECAP eşikleri belirlenen elektrodların EABR eşikleri saptanmıştır. 200 CL ve 180 CL uyarım seviyelerinde eIII ve eV dalgalarının şiddet-latans fonksiyonları, amplitüd ve morfolojik incelemeleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler tanımlayıcı istatistik, Spearman korelasyon analizi ve Wilcoxon işaretli sıra testi ile analiz edilmiştir. ECAP ile EABR eşikleri arasında apikal, medial ve bazal elektrodlarda güçlü, pozitif yönde, anlamlı korelasyon elde edilmiştir. ECAP ile EABR eşikleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p < 0.05$). Uyarın düzeyi azaldıkça eIII ve eV dalga latanslarında anlamlı olarak uzama, amplitüdlerinde ise anlamlı düşüş olduğu bulunmuştur. Yapılan morfolojik inceleme sonucunda 200 CL'de apikal elektroddan alınan kayıtlamalarda olguların tümünde, diğer elektrodlarda ise olguların yarısından fazlasında eV. dalga belirgin bir tepe vermiştir. 180 CL'de ovalimsi, düze yakın eV. dalga gözlenen olgu sayısında artış olmuştur. Sonuç olarak ECAP ile EABR teknikleri arasında tutarlıdır; ancak birinin dışlanıp diğerinin tercih edilmesi gibi bir durumun söz konusu değildir. Sonraki çalışmalarda uyarım için daha fazla elektrod seçilmesi gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Koklear implant, elektriksel uyarılmış bileşik aksiyon potansiyeli, elektriksel uyarılmış işitsel beyinsapı yanıtı.

COMPARISON OF ELECTRICALLY EVOKED AUDITORY BRAINSTEM POTENTIALS AND COMPOUND ACTION POTENTIALS RESULTS OBTAIN FROM COCHLEAR IMPLANT RECIPIENT CHILDREN WITHOUT INNER EAR ANOMALY

ABSTRACT

This study was performed in DEUTF KBB AD for researching the relationship between electrically evoked compound action potential (ECAP) and electrically evoked brainstem responses from the cochlear implant recipient children without inner ear anomaly. Between ages 2 and 6 years old 16 children with Nucleus Cochlear Implant was attended to this study. First intracochlear electrodes current value was measured by impedance telemetry method, then one in the basal, one in the median and the other one in the apical 3 electrodes' ECAP thresholds was recorded. EABRs in 200 CL and 180 CL was recorded to analyze EABR thresholds, intensity-latency function, amplitude and morphology of the same electrodes. The data was analysed by Spearman correlation analysis and Wilcoxon signed rank test. There was a strong, positive and significant correlation between ECAP and EABR thresholds in the apical, median and the basal electrodes. There was no meaningful difference between ECAP and EABR thresholds ($p < 0.05$). It is found that when the stimulus level was decreased, latencies of wave eIII. and wave eV. were extended and the amplitudes were decreased meaningfully. After morphology analysis it is concluded that there was a wave eV. with distant peak the recordings from the apical electrodes in all participants and the recordings from the other electrodes in more than half of the participants in 200 CL. There was an increase in the participants who have shaped like elliptic and flat wave eV. in 180 CL. As a result there is a consistency between ECAP and EABR techniques, but it is not possible that one of these techniques are excluded. For next studies it is required to be selected more electrodes for stimulation.

Keywords: *Cochlear implant, electrically evoked compound action potential, electrically evoked auditory brainstem response.*

1. GİRİŞ

Koklear implantasyon bilateral ileri ve çok ileri derecede sensorinöral işitme kaybı olan çocuk ve yetişkinlere uygulanan bir amplifikasyon yöntemidir. Koklear implantın dış ve iç parçalarının düzenli olarak kontrol edilmesi gerekmektedir. Koklear implantın düşük amplitüdlü konuşma spektrumunu yani fısıltı algısını gerçekleştirebilmesi ve yüksek amplitüdlü akustik uyarıların rahatsız edici seviyeye ulaşmadan güçlü bir algı sağlaması gerekir. Elektriksel uyarı için kullanılabilir dinamik aralık elektrodla ve hastalara göre farklılıklar gösterirken her hasta için elektrik uyarının amplitüdünü bireysel olarak ayarlamak gereklidir. Dinamik aralığın güvenilir olarak tespit edilmesi koklear implantlı hastaların konuşma işlemcilerinin programlanmasında hastanın rahatsız olmadan akustik uyarıları algılayabilmesi için önemlidir (1).

Gerek yetişkin gerekse de çocuk koklear implant kullanıcısı dünya çapında giderek artmaktadır. Koklear implantlı çocuklarda objektif ölçümler implantasyon öncesinde ve sonrasında önemli rol oynamaktadır; çünkü konuşma işlemcisi ayarlama da kullanılan yöntemler çocuklar için güvenilir olmayabilmektedir. Objektif ölçümler işitme kaybının derecesini ölçme yeterliliğine, kulağın ve implant uygulanacak hastanın seçiminde rehber niteliğine sahip olduğu kadar test edilmesi zor olan küçük çocukların implantlarının ayarlanmasına yardımcı olur. Son yıllarda objektif ölçüm amaçlı olarak elektriksel uyarılmış işitsel beyinsapı yanıtları(Electrically Evoked Auditory Brainstem Response, EABR), elektriksel uyarılmış stapes refleksi(ESRT), elektriksel uyarılmış bileşik aksiyon potansiyelleri(Electrically Compound Action Potentials, ECAP), orta latans yanıtları (Middle Latency Response, MLR) ve geç latans yanıtları (Late Latency Response, LLR) ölçüm yöntemleri olarak kullanılmaktadır. En umut verici yöntem ise elektriksel uyarılmış beyinsapı yanıtı (EABR) kayıdır (2). Ancak EABR kayıtlamasıyla ilgili problemlerin tamamı çözülememiştir. Türkiye’deki kliniklerde EABR kayıtlama sorunları vardır ve yaygın kullanımı söz konusu değildir. ECAP ile EABR ölçümlerinin birbirine göre üstünlükleri olsa da iç kulak anomalisinin bulunmadığı durumlarda pozitif bir ilişki seyrinde olabilecekleri beklenmektedir.

Çalışmanın hipotezi ECAP eşiği ne kadar düşük akımda elde ediliyorsa EABR eşiği de bununla doğru orantılı olarak düşük elde edileceği, aralarında pozitif bir ilişki olacağı yönündedir. Çalışmanın birincil amacı radyolojik tetkiklerle iç kulak anomali olmadığı ortaya konmuş koklear implantlı çocuklarda iki objektif teknik olan ECAP ile EABR bulgularını karşılaştırmaktır. İkincil amacı ise EABR test parametrelerinin klinik koşullar için standardizasyonudur. Bunun için de EABR’lerin şiddet, latans, amplitüd ve morfolojik özellikleri incelenecektir.

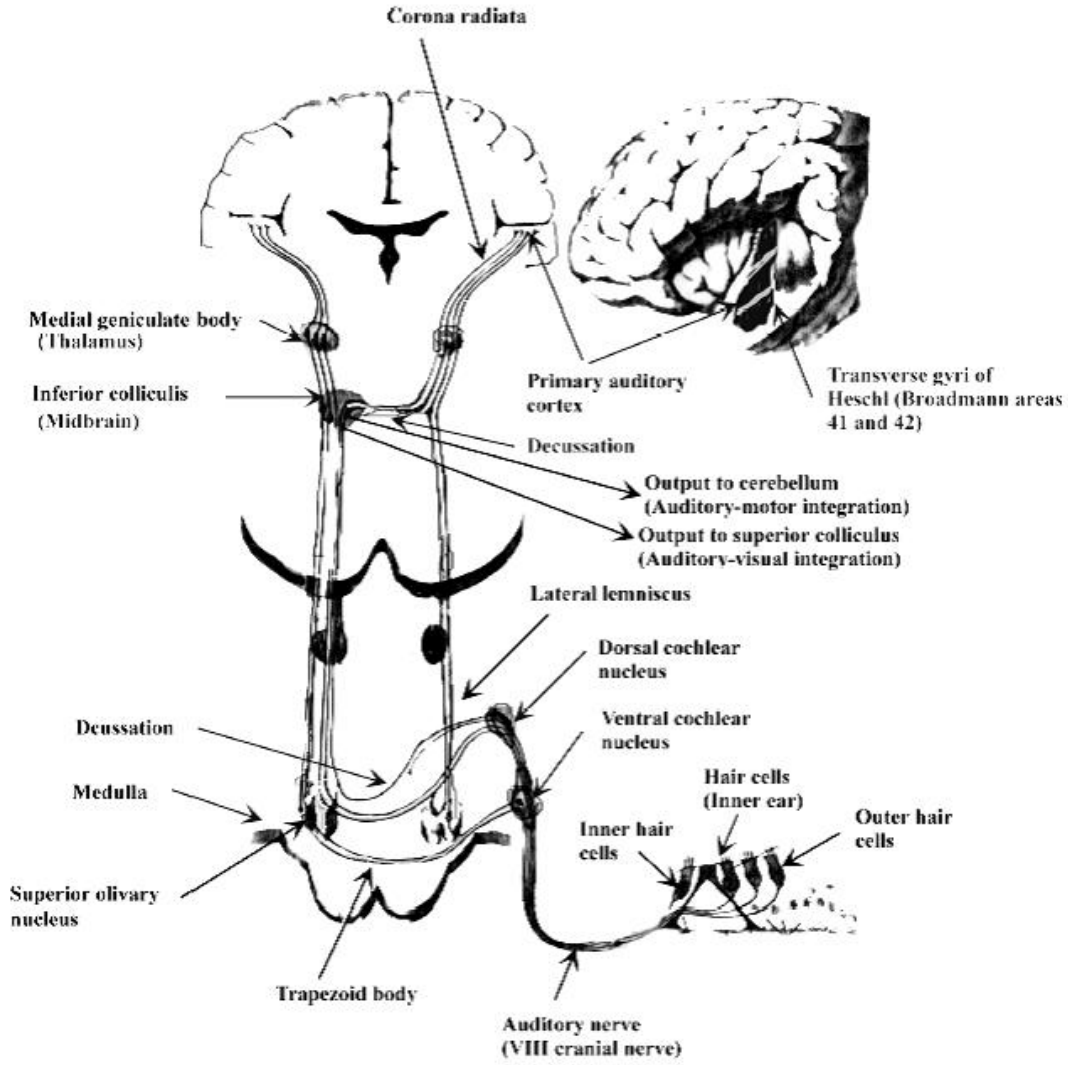
2. GENEL BİLGİLER

2.1. İşitme Sisteminin Anatomisi ve Fizyolojisi

İşitme dış kulağın akustik basınç dalgalarını alması ve bu dalgaların orta kulakta kemikcik zincir tarafından mekanik titreşimlere dönüştürülmesi ile başlar. İç kulakta bulunan koklea mekanik titreşimleri sıvı titreşimlerine dönüştürür ve bu titreşimler kokleadaki “*baziler membran*” adlı esnek ince zarı titretilir. Titreleyen *baziler membrana* bağlı tüy hücrelerinin hareketi sinir liflerinin iletme geçmesini sağlar. Sinir lifleri merkezi sinir sistemiyle iletişim kurar ve akustik uyarana hakkında bilgiyi beyine taşır. *Baziler membran* ve tüy hücreleri mekanik bilgiyi nöral bilgiye çevirmekle görevlidir. Tüy hücreleri zarar görürse işitme sistemi akustik basınç dalgalarını nöral uyarana dönüştüremez ve işitme kaybına yol açar. Tüy hücreleri menenjit, ilaç tedavileri veya birçok farklı nedenden dolayı zarar görmüş olabilir. Zarar görmüş tüy hücreleri işitsel sinirlerin dejenerasyonuna yol açabilir. Kokleadaki çok sayıda tüy hücresinin ya da işitsel sinirin hasar görmesi durumunda kişi işitme kaybına uğrar. Araştırmalar işitme kaybının en yaygın nedeninin işitsel sinirlerden çok tüy hücrelerinin kaybı olduğunu ortaya koymuştur (3).

2.2. İşitme Yolları ve Santral İşitsel Sistem

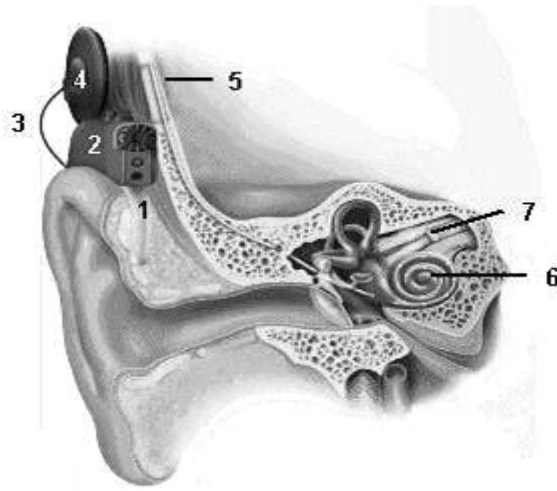
İç kulağa kadar titreşim olarak gelen ses dalgaları iç kulakta bazı kimyasal işlemler sonucu çeşitli elektriksel sinyallere dönüşür. İşitme yollarındaki birincil nöronlar, spiral gangliyondaki sayıları 35,000 ile 50,000 arasında değişen işitsel nöronlardır. Bu nöronların dendritleri membranın mekanik titreşimlerini elektriksel sinyallere çeviren tüy hücrelerini inerve eder. İşitsel nöronların aksonları bir araya gelerek 8. kraniyal sinirin koklear dalını oluşturur. Her bir akson ipsilateral medulladaki serebellopontin köşede yer alan dorsal ve ventral koklear nukleuslara girmek için dallara ayrılır. Serebellopontin köşe pons ve medullanın birleşme yerinde bulunur. Koklear nukleusların bu ikisi hariç işitsel yollar boyunca tüm yapılar bilateral uyarana alır. Bu yüzden bu seviyede işitsel yollarda olabilecek bir hasar tek taraflı işitme kaybı ile sonuçlanır. Dorsal ve ventral koklear nukleus nöronları işitsel yolların ikincil nöronlarıdır (4).



Şekil2.1: Kulaktan beyine doğru başlıca işitsel yollar. Bir kokleanın sağ ve sol işitsel kortekse ipsi ve kontralateral yayılımlarını gösteren basit bir şema (5).

1. Koklear İmplant Sistemi

Koklear implant ileri ve çok ileri derecede işitme kayıplı hastalarda işitme sağlamak için tasarlanmış prostetik bir cihazdır. Koklear implant, akustik uyarıların konuşma işlemcisinin mikrofonu tarafından alınıp elektriksel sinyallere dönüştürdükten sonra cilt altında bulunan iletici bobin yoluyla koklea içine implante edilen elektrod dizisine aktarılmasını ve salınan işitme sinir liflerinin elektriksel olarak uyarılmasını sağlar. Sensörinöral işitme kayıplı kişiler bu uyarım sayesinde sesleri algılayabilirler.



Sekil 2.2.: 1. Koklear implant sistemi:1.mikrofon, 2.konuşma işlemcisi, 3.kablo, 4.iletici bobin, 5.palat elektrod, 6.intrakoklear elektrod , 7.akustik sinir.

Cihazın 'Implant Package' (palate elektrod) olarak isimlendirilen parçası cerrahi müdahale ile temporal kemiğin mastoid kısmına yerleştirilir. Palate elektroddan çıkan bir elektrod dizisi de kokleanın içine yerleştirilir. Cihazın kalan kısmı dışarıya takılır ve bu kısım mikrofon, konuşma işlemcisi ve iletici bobini içerir. Ses mikrofon tarafından toplanır ve konuşma işlemcisi içerisindeki elektronik birime gönderilir. Konuşma işlemcisi gelen akustik uyarıyı analiz eder ve bir çeşit elektronik koda dönüştürür. Bu kod bir kablo boyunca ilerleyerek iletici bobine ulaştırılır ve frekans ayarlı (FM) radyo kanallarıyla implant paketine iletilir. İç cihaza gönderilen kodun özelliğine bağlı olarak elektrod koklea ile iletişime geçer, modiolusta bulunan dendirit ve spiral gangliona elektrik uyarım sağlar. Elektriksel uyarılar daha sonra işitme siniri boyunca ilerleyerek işitme yollarını asarak beyne ulaşır. Koklear implantın temel çalışma prensibinde dış parçalar akustik sinyalleri alır, bu sinyalleri elektriksel sinyallere çevirerek deri altındaki implanta aktarılmasını sağlar. Daha sonra sinyaller implant tarafından alınarak elektrod dizisine gönderilir ve ilgili elektrotlar tarafından koklear sinire aktarılır. Son olarak da sinyaller koklear sinir aracılığıyla beyne ulaşır ve burada ses olarak algılanırlar (Şekil 2) (6).

2.4. Elektriksel Uyarılmış İşitsel Potansiyeller

Koklear implantlı çocuk sayısının giderek artmasına karşın konuşma işlemcisini ayarlama da kullanılan geleneksel davranışsal teknikler çocuklar için uygun olmamaktadır. Koklear implantlı çocuklarda objektif ölçümler hem implantasyon öncesinde hem de implantasyon sonrasında önemli rol oynamaktadır. Objektif ölçümler işitme kaybının derecesini ölçme yeterliliğine, implant uygulanacak kulağın ve hastanın seçiminde rehber niteliğine sahip olduğu kadar test edilmesi zor olan küçük çocukların implant cihazlarının ayarlanmasına da yardımcı olur. Son yıllarda objektif ölçüm

yöntemleri olarak işitsel uyarılmış beyinsapı yanıtları, akustik stapes refleksi, nöral yanıt telemetrisi, orta latans yanıtları ve geç latans yanıtları kullanılmaktadır. En umut verici yöntem ise elektriksel uyarılmış beyinsapı yanıtının (EABR) kaydıdır (7).

2.4.1. Elektriksel Uyarılmış Bileşik Aksiyon Potansiyelleri (Electrically Compound Action Potentials-ECAP)

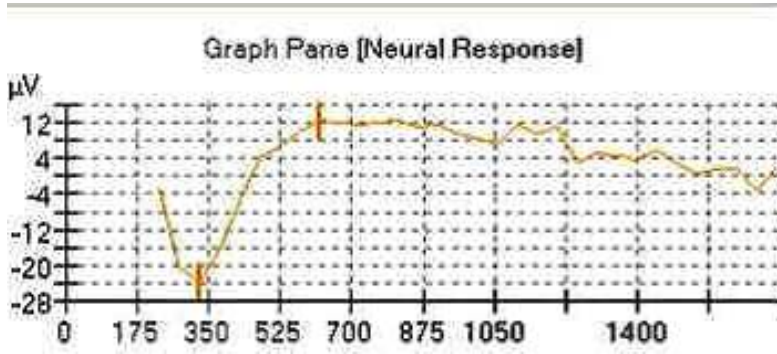
Bileşik Aksiyon Potansiyeli (Compound Action Potential-CAP) kaydı akustik ya da elektrik uyararı kullanılarak elde edilebilir. CAP belirli bir grup spiral ganglion hücresinin senkronize aktivitesi sonucu oluşur (8).

Koklear implantın kullanıcılarının değerlendirilmesinde kullanılan önemli objektif testlerden biri de olan CAP elektriksel uyararı kullanılarak kaydedildiğinden ECAP adını almıştır. Koklear implantın uyarılması spiral ganglionlardaki sinir fibrillerini ateşler ve aksiyon potansiyellerini oluşturur, buna “nöral yanıt” adı verilir. Aksiyon potansiyellerinin intrakoklear elektrodlardan amplifiye olan sinyaller yardımıyla kaydedilmesi işlemine de “telemetri” denilmektedir. 1990’lı yıllardan bu yana ölçüm parametreleri ve ölçüm protokolü için veri toplanmış ve yeni çalışma alanlarına karşılık verebilecek özelliklerle yaygın kullanıma geçmiştir (8).

Dillier ve Lai kayıt elektrodunun etkisinin, pozisyonu nedeniyle uyararı elektroda göre daha fazla önem taşıdığını belirtmiştir. Kayıt elektrod uyararı elektroda çok yakınsa artefakt oluşturur. Ayrıca uyarılan nöron sayısı ile ilgili olarak kayıt elektrodun yerleşimi kaydedilen yanıtı etkileyebilir. Araştırmalarda uyarılan elektrodan uzakta seçilen kayıt elektrod yanıtlarının amplitüdünde düşme meydana geldiği sonucuna varılmış, en uygun yanıtın uyarılan elektrodta iki elektrod sonra seçilmiş kayıt elektrod durumunda elde edildiği çalışmalarda belirtilmiştir (8).

Uyararı belirli bir elektrod üzerinden gönderilir. Uyararı elektrodunun apikale doğru 2 elektrod sonrasında telemetri sistemiyle nöral yanıt kaydedilir. Kaydedilen yanıtın görsel olarak izlenebilmesi için elektriksel kirlilikten temizlenmiş olması gerekmektedir; çünkü nöral yanıtla elektriksel uyararı arasındaki süre çok kısa ve elektriksel kirlilik nöral yanıtta daha büyüktür. Elektriksel kirliliği temizlemek için çıkarma yöntemi veya polarite değiştirme yöntemi kullanılır.

ECAP bir negatif (N1) bir pozitif (P1) tepıyla tanımlanır. Araştırmalar negatif tepinin 0,2- 0,5 msn pozitif tepinin 0,5- 0,8 msn arasında olduğunu göstermektedir (6). Negatif tepe ve takip eden pozitif tepe arasındaki mesafe ECAP amplitüdü olarak tanımlanır. Elde edilen negatif ile pozitif tepeler arasında farkın gözlemlendiği en düşük amplitüd ECAP eşiği olarak kabul edilir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3: NRT kayıtlama örneği.

Hall, ECAP amplitüdün şiddete göre değişiminin (Amplitude Growth Function) spiral gangliyon sayısı ile bağlantılı olduğunu raporlandırmıştır (9). Amplitüdün şiddete göre büyümesini belirten eğim bir grup ölçümden elde edilen ECAP yanıtlarının lineer gösterimidir. Uyarın şiddet seviyesi ile amplitüd büyüme eğimi lineer değildir. Brown ve arkadaşları NRT eşiği, amplitüd, amplitüd-şiddet fonksiyonunun aktive edilmiş nöral populasyon oranına bağlı olduğunu savunmuştur (10). Kokleada canlı spiral gangliyon hücrelerinin sayısının yoğun olduğu bölgeden elde edilecek amplitüdün büyük olması beklenmektedir.

Günümüzde koklear implant üretimi yapan her firma programlama için objektif olabilecek bir yöntem tanımlamıştır. Bunlar NRT (*Neural Response Telemetry, Cochlear Corporation*), NRI (*Neural Response Imaging, Advanced Bionics Corporation*) ve ART (*Auditory Nerve Response Telemetry, Med-El Corporation*) dir. Firmaların kendi programlama sistemleri, bu yöntemleri içermekte ve günümüz teknolojisinde otomatik tarama şeklinde daha rahat ve kısa sürede kullanılmaktadır (1).

2.4.2. Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleks Eşiği (Electrically Evoked Stapedius Reflex Threshold-ESRT)

Koklear implantın konuşma işlemcisinin programlanmasında kullanılabilecek bir diğer objektif yöntem ise ESRT' dir. Stapes refleksi yüksek şiddette gelen işitsel uyarana karşı orta kulak kaslarının kasılması olarak tanımlanmaktadır. İnsanlarda elde edilen akustik refleks stapesin kasılması ile karakterizedir. Akustik refleks işitsel uyarının yeterli şiddette olması durumunda ortaya çıkmaktadır. Normal işitmede stapes refleksi bilateral olarak elde edilmektedir. Normal stapes refleksinin elde edilemediği durumlar arasında VIII. kranial sinirin zarar görmüş olması, normal işitme olmasına karşılık fasyal sinir anomalisinin olması ve korteks seviyesinde meydana gelmiş bir hasar sayılabilir (11).

Akustik refleks standart timpanometri kullanılarak ipsilateral ya da kontralateral olarak ölçülebilmektedir. Koklear implant kullanıcısı hastalarda ise koklear implant aracılığı ile elektriksel uyaran gönderilerek stapes refleksi kontralateral olarak implante edilmemiş kulaktan ölçülmektedir. Bir kulağın akustik ya da elektriksel olarak uyarılması her iki kulaktaki orta kulak kaslarının kasılmasını sağlamaktadır. Ölçülebilen ya da gözlenebilen en düşük elektriksel uyaran seviyesi ESR esiği olarak tanımlanmaktadır. Uyarılmış refleks değerlendirmesi sırasında hastanın hareketsiz kalması gerekmektedir. Yutkunma, konuşma ya da baş hareketinin olmaması gerekmektedir. ESR eşiklerinin belirlenebilmesi için herhangi bir orta kulak problemi olmamalıdır (11).

Elektriksel olarak uyarılmış refleks değerlendirmesi NRT' de olduğu gibi hem intraoperatif hem de postoperatif olarak uygulanabilmektedir. Ameliyat sırasında cerrahın stapes kasının hareketini gözlemlemesine dayalı olarak yapılmaktadır. İntraoperatif olarak belirlenen bu eşikler çocuğu şartlamak için kullanılabileceği gibi ilk programlamada rahat ses düzeyi olarak da kullanılabilmektedir. Postoperatif olarak belirlenen ESRT değerleri de ilk programlamada ya da sonraki programlamalar sırasında rahat ses düzeylerini belirlenmesi amacı ile kullanılmaktadır. Küçük çocuklarda uyku esnasında ya da sedasyon altında yapılmaktadır. Sedasyon altında elde edilen esikler esik üstü olabilmektedir. Programlama sırasında uyaran seviyesi refleks elde edilene kadar yavaş yavaş yükseltilir. Elde edilen refleks eşikleri en rahat ses düzeyi (most comfortable level, MCL) olarak kullanılabilmektedir (11).

2.4.3. Elektriksel Uyarılmış Beyinsapı Potansiyelleri (Electrically Evoked Brainstem Potentials-EABR)

Odyolojik değerlendirme bataryasının en önemli objektif testlerinden biri olan elektriksel uyarılmış işitsel beyinsapı yanıtları (Auditory Brainstem Response-ABR) sıklıkla kısa süreli bir akustik uyaran (klik veya ton burst) tarafından ortaya çıkarılan elektriksel potansiyellerdir. Test edilen kişinin alnına ve kulak çevresine yapıştırılan elektrodlar aracılığıyla kaydedilmektedir. ABR amplitüd yönünden kendisinden 100 kat büyük amplitüdde olan elektroensefalografik aktivitenin içinde gizli bulunan 1µV'den de küçük elektrofizyolojik aktivitedir. Bilgisayar destekli cihazlar aracılığıyla çok kısa süre içinde binlerce ses uyarını kulağa iletilir. Bu akustik uyarılara karşı ortaya çıkan yanıtlar averajlanarak birkaç dakika içinde ABR dalga formlarına dönüşmektedir (12).

Uluslararası 10-20 Elektrod Standardı'na uygun olarak bir elektrod nasion-union arası mesafeye referans olarak, birer elektrod kulak lobülüne ya da mastoid apekse aktif elektrod olarak, bir elektrod ise topraklama elektrodu olarak yerleştirilir. Kulaklıklardan verilen işitsel uyaran sonrasında oluşan yanıtlar elektrodlar aracılığıyla alınarak bir preamplifikatör ve bir amplifikatörden oluşan amplifikasyon sistemine iletilir. Amplifikasyon sisteminde potansiyeller güçlendirilerek averajlama için

gerekli olan düzeye getirilir ve daha sonra averajlama işlemini yapan bilgisayara iletilir. Bilgisayar kulağa her uyarın verilmesiyle birlikte analiz işlemini başlatır. Ayrıca fizyolojik olmayan sinyaller ve kas hareketleri gibi aktiviteler de çeşitli yollardan uyarılmış potansiyellerden ayıklanır. Averajlamaya rağmen elektrofizyolojik sinyallere karışabilecek büyük voltajların temizlenmesi amacı ile otomatik artefakt engelleyici sistem de bulunmaktadır. ABR sistemlerinde organizmadan aldığı dalga latansları ve pik amplitüdleri gibi veri parametrelerini averajlama sırasında monitörden izlenebilmektedir (12).

ABR genel olarak Roma rakamı ile belirtilen yedi dalga formu içerir. Genellikle ilk beş dalga formu kaydı alınabilmekle beraber VI. ve VII. dalgalar nadiren görülür. ABR değerlendirilmesinde latans, dalgalar arası latans farkları, amplitüd, dalgalar arası amplitüd oranı ve dalga formu morfolojisi dikkate alınır. ABR dalgaları, içinde ileti kapasitesi birbirinden farklı fizyolojik dokulardan kaynaklanmaktadır(15). Dalgaların, akustik uyarının afferent işitsel yollaklarda ortaya çıkardığı aksiyon potansiyellerden oluştuğu kabul edilir. BİUP dalgalarının sinirsel kaynakları şu şekildedir (şekil 2.4):

I. Dalga: Koklear sinir distali

II. Dalga: Koklear sinir proksimali

III. Dalga: Ventral koklear nükleus

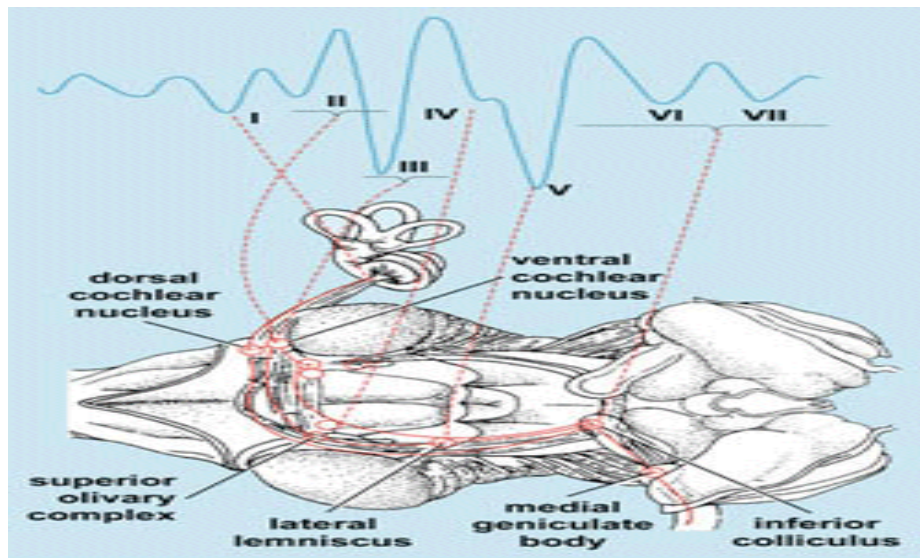
IV. Dalga: Süperior olivar kompleks

V. Dalga pozitif: Lateral lemniscus

V. Dalga negatif: İnferior colliculus

VI. Dalga: Corpus geniculatum mediale (Thalamus)

VII. Dalga: Talamokortikal bölge (7)



Şekil 2.4: İşitsel uyarılmış beyinsapı potansiyellerindeki ilk beş tepe noktalarının temel oluşum merkezleri (13).

İşitsel uyarılmış beyinsapı yanıtlarını oluşturmada akustik uyarının yanı sıra elektriksel uyarı da kullanılmaktadır. Elektriksel uyarılmış işitsel beyinsapı yanıtları(EABR) işitme sinirinin (auditory nerve) bütünlüğünü ve canlılığını belirlemek amacıyla operasyon öncesi, operasyon sırası ve operasyon sonrası dönemde uygulanmaktadır. Operasyon öncesi dönemde EABR, cavum timpanide yer alan promontoryum (orta kulak boşluğunun medialindeki duvar) transtimpanik teknikle yerleştirilen iğneye gönderilen elektriksel sinyallerle uyarılır. Koklear implantasyon sırası ve sonrası dönemde ise koklear implant cihazının dış parçası yoluyla ayrı bir bilgisayardan kokleada bulunan elektrodla iletilen elektriksel sinyallerle spiral gangliyon hücreleri uyarılır. Kayıtlama yüzeyel elektrodlarla yapılır (9).

EABR'nin ölçümünü tanımlayan kayıtlar 1980'lere dayanır. Tarihsel olarak bakıldığında EABR'nin klinik uygulamasındaki temel amaç koklear implant adaylarının nöral işlevselliğini belirlemektir. Koklear implant için hangi kulağın daha uygun olacağını belirlemek de EABR'lerin ilk kullanım amaçlarından biriydi. Radyolojik bulgularla birleştirilen EABR bulguları doğrultusunda nöral işlevselliğe ve işitme sinirinin uyarılabilirliğine bakılarak kulaklar arasındaki farkların öngörülmesinde kullanılarak hangi kulağın implant edileceğine karar verilmekteydi (9).

EABR üzerine yayınlanmış araştırmaların çoğu koklear implant öncesinde sekizinci sinirin işlevselliğinin (aferent sinir fibrillerinin işlevselliğinin ya da salımlılığının) durumu ile implantasyon sonrasındaki (özellikle çocuklarda) iletişim başarısı arasında bir ilişki kurulup kurulamayacağı sorusuna odaklanmıştır. EABR transtimpanik bir tekniğe bağlı olarak kayıtlandığında operasyon öncesindeki bulguların koklear implant sonrası için de rehberlik edeceği düşünülmüştür. 1989'da Ulusal Sağlık Birliği Enstitüsü'nün Koklear İmplantlarda Gelişim Konferansı'nda koklear implant adayına ilişkin kararlarda operasyon öncesi EABR bulgularının da dahil edilmesi önerilmiştir. Operasyon öncesi EABR ölçümü koklear implantasyon öncesinde 43 hastadan elde edilen verilerin analizi temelinde "elektriksel uyarılabilirliği belirleme" de denilen elektrofizyolojik ölçümlerin (EABR) çocuk hastalar için uygulanması kararı alınmıştır (9).

Elektriksel uyarılmış potansiyellerin akustik olarak uyarılmış olanları ile çok benzeyen özellikleri vardır. Benzer yanlarına rağmen elektriksel ile akustik olarak uyarılmış nöral yanıtlar arasında bazı önemli farklılıklar da bulunmaktadır. Elektriksel uyarının kokleadaki normal mekanik iletim mekanizmalarını atlayarak doğrudan işitme siniri fibrillerini uyarması akustik ile elektriksel uyarılmış işitsel yanıtların arasındaki en temel farktır. İşitme sinirinin elektriksel uyarana yanıtı akustik olarak uyarılmış yanıtlara kıyasla daha kısa latanslı, daha geniş senkronizasyonlu ve daha çok büyüme özelliklerine sahiptir (14). İnsanlarda işitme sinirinden tek fibril yanıtlarını ölçmek mümkün değildir; ancak hayvan düzeneklerindeki tek fibril düzeyinde gözlenen uyarım modundaki bu farklılıklar implant hastalarında invaziv olmayacak şekilde ölçülebilen kısa latanslı tüm potansiyellerde vardır.

Özellikle elektriksel uyarılmış aksiyon potansiyeli (ECAP) ile elektriksel uyarılmış işitsel beyinsapı yanıtı (EABR) gibi erken potansiyellerin yanıt latansları daha kısa, amplitüdleri daha büyük olma eğilimindedir ve yanıtın büyüklüğü akustik uyarımdakine göre elektriksel uyarım düzeyinin büyüklüğüne daha çok bağlıdır (16). Diğer yandan elektriksel uyarılmış yanıt özünde farklıdır ve bu nedenle farklı parametreler (rate, özel artefakt önleme teknikleri gibi) ile ek ekipmanlar (koklear implant firmasının yazılımı, trigger kablosu gibi) gerektirir.

Elektriksel uyarımla uyarılmış elektrofizyolojik yanıtların kayıtlamasıyla ilgili birtakım problemler gözlemlenmektedir. Koklear implantlılarda EABR kayıtlaması sırasında çözülmesi gereken temel sorunlar:

2. Uyarı artefaktı,
3. Uyarı sunumunda EABR kayıtlaması süresince kullanılan uyarı sunum oranı (düşük puls rate) ile geleneksel psikofizyolojik eşik tahmininde kullanılan (yüksek puls rate) uyarı sunum oranındaki fark (2).

İdeal olarak operasyon öncesinde nöral işlevsellik paterninin ve boyutunun işlemciyle belirlenmiş olması ve koklear implant performansını objektif olarak belirlemek ve uyum sağlama, programlama, hasta rehabilitasyonu, eğitim gibi konularda yardım sağlama amacıyla elektrofizyolojik ölçümler kullanılmak istenir.

2.5. ECAP ile EABR Arasındaki İlişki

ECAP ile EABR'nin ölçümü ve klinik uygulamasında belirgin benzerlikler vardır. EABR, ECAP ile karşılaştırıldığında bazı farklı avantajlar sunsa da birtakım sınırlılıkları da bulunmaktadır. Elektrofizyolojik yanıtların klinik ölçümündeki en önemli pratik düşüncelerden biri de kişinin durumudur. Uyarılmanın çok sakın bir haldeyken olması EABR kayıtlamalarında zorunludur. Küçük çocuklarda sedasyon sağlanması EABR ölçümü için gerekebilir; ancak ECAP ölçümünde sedasyona gereksinim duyulmaz.

YÖNTEM	AVANTAJLARI	DEZAVANTAJLARI
--------	-------------	----------------

ECAP	Büyük amplitüd ($1500\mu V$'un üstünde) Kas artefaktından etkilenmez. Nöral işlevselliğe ilişkin spesifik bilgi verir. Koklear implantın salımlığına ilişkin bilgi sağlar. Gelişimsel durumdan bağımsızdır. Sedasyon gerektirmez. Hastanın sessiz olması gerekli değildir.	İşitme siniri fibrillerine ilişkin sınırlı bilgi verir. Koklear implantlı konuşmayı algılamayla doğrudan ilişkili değildir. Özel üretici elektrod ve yazılım gerekir. Elektriksel ölçüm artefaktı var.
EABR	Özel bir koklear implant elektrodu ya da yazılım üreticisi gerektirmez. İşitsel beyinsapının işleyişiyle ilgili bilgi verir.	Görece daha düşük amplitüdlüdür ($1.5\mu V$ ya da daha az). Konuşmayı algılama ile zayıf ilişkilidir. İşitme sinirinin varlığıyla ECAP'tan daha az ilişkilidir.

Tablo 2.1: ECAP ile EABR'nin avantajları ve dezavantajları (12)

Brown 1998 ile 2003 yılları arasında yapılmış olan ECAP ile EABR çalışmalarını değerlendirdiği makalesinde hem klinik hem de araştırma amaçlı uygulamalarda EABR'nin ECAP'ten daha fazla veri sağlayacağını belirtmiştir (17).

3. ARAÇ VE YÖNTEM

Çalışma Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Ana Bilim Dalı İşitme Konuşma Denge Ünitesi'nde gerçekleştirilmiştir. Dokuz Eylül Üniversitesi Etik Kurul Başkanlığı'nın 10.05.2012 tarihli kararı ile etik kurul açısından uygun bulundu.

3.1. Araştırmanın Tipi:

Araştırma deneysel ve prospektif niteliktedir.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı:

Araştırma Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Ana Bilim Dalı İşitme Konuşma Denge Ünitesi'nde Mayıs-Haziran 2012 tarihleri arasında gerçekleştirildi.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Aralık 2010 kayıtlarına göre dünya çapında yaklaşık 219,000 koklear implant kullanıcısı bulunmaktadır(29). Koklearimplant kullanıcılarının oluşturduğu evrenden Türkiye'de İzmir Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi KBB AD'de operasyon geçirmiş kullanıcılar örneklemi oluşturmaktadır.

Araştırmanın başında operasyon öncesindeki radyolojik tetkiklerde iç kulak anomalisi bulunmadığı kanıtlanan en az bir yıldır koklear implant cihazını düzenli kullanan konjenital işitme kayıplı 2 ile 6 yaş aralığındaki Nucleus marka koklear implant kullanıcılarının araştırmaya dahil edilmesi planlandı.

Uygulama öncesinde araştırma kriterlerini taşıyan toplam 18 koklear implant kullanıcısı çocuğun ailesine telefon ile teste ve çalışmaya ilişkin bilgi verilerek katılmak isteyip istemeyecekleri soruldu. 2 çocuk kullanıcının ailesi araştırmaya katılamayacaklarını bildirdi. Seçim aşamasının sonunda 7'si Nucleus CI 24 Contour, 9'u Nucleus CI 512 olmak üzere 16 çocuk koklear implant kullancısı ile çalışılması kararlaştırıldı. Kullanıcıların ailelerine rasgele bir sırayla test tarihi verilmiş ve çocuklarını o gün olabildiğince uykusuz getirmeleri gerektiği söylenmiştir. Teste başlamadan önce aileye çalışmaya ilişkin tekrar bilgi verilmiş ve onayları alındı.

Olgu no	Cinsiyet	Yaş (ay)	İşitme cihazı kullanma süresi	Koklear implant yaşı	Koklear implantlı kulak
1	K	52	8.0	27.0	Sağ
2	E	52	10.0	27.0	Sağ
3	K	50	13.0	27.0	Sol
4	E	49	6.0	23.0	Sağ
5	E	33	2.0	14.0	Sağ
6	E	45	9.0	25.0	Sağ
7	E	50	4.0	24.0	Sağ
8	K	27	11.0	14.0	Sağ
9	K	43	3.0	27.0	Sağ
10	E	58	7.0	46.0	Sağ
11	E	27	10.0	15.0	Sağ
12	E	48	4.0	29.0	Sağ
13	E	45	9.0	25.0	Sağ
14	E	54	8.0	36.0	Sağ
15	E	40	11.0	17.0	Sağ
16	E	42	6.0	23.0	Sağ

Tablo 3.1: Katılımcıların demografik bilgileri

İmpedans ve ECAP kayıtlamaları uyanık olarak EABR kayıtlamaları doğal uykuda yapıldı.

3.4. Araştırmanın Değişkenleri:

Araştırmada cins, sosyo-ekonomik ve kültürel düzey ile koklear implant cihazının modelindeki farklılıklar göz ardı edildi.

Araştırmada bazal, medial ve apikal elektrodlardaki ECAP ve EABR eşik düzeyleri, milisaniye cinsinden EABR 200 CL (Current Level) ve 180 CL düzeyindeki eIII. ve eV. dalga latansları ile eIII-eV dalgalar arası latanslar, bu iki şiddet düzeyindeki eIII ve eV dalgalarının amplitüd değerleri ile eV. dalganın morfolojik sonuçları değerlendirildi.

3.5. İmpedans Ölçümü ve ECAP Kayıtlamaları

Nucleus marka koklear implantlar için Costom Sound EP 1.3 yazılım programı kullanıldı. Kayıtlamaya başlamadan önce katılımcıların intrakoklear elektrodların impedans değerlerine bakılmış normal sınırlarda olup olmadığı kontrol edildi. Yüksek impedans ya da kısa devre veren elektrod kayıtlama elektrodu olarak seçilmedi. Bir olgunun 20. elektrodu haricinde impedans değerleri geriye kalan tüm olgularda normal sınırlarda elde edildi. Normalin üzerinde impedans değerine sahip olan bu olgunun kayıtlamaları 20. elektrod yerine 19. elektroddan yapıldı.

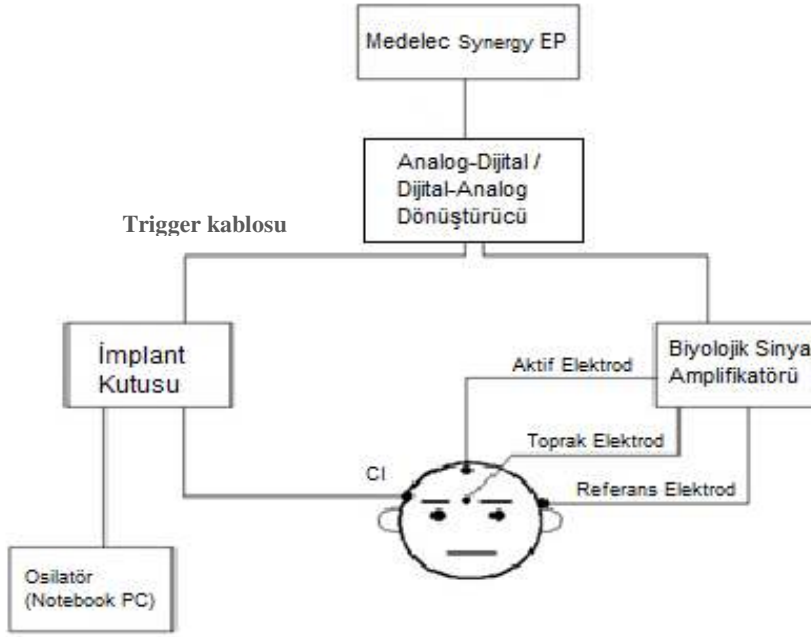
ECAP kayıtlamaları için Costoum Sound EP 1.3 programının içerdiği Auto-NRT (otomatik NRT) ölçümü kullanıldı. Apikalde 20, medialde 11, bazalda ise 3 numaralı elektrodlardan uyarım yapıldı. Uyarın elektrodu 20 iken kayıt elektrodu 22, 11 iken 13, 3 iken 5'tir. ECAP ölçümü sırasında default parametreler olan PW(PulseWith)=25(aralık), Rate=50 (uyarım sıklığı) kullanıldı. Standart olarak monopolar uyarım (MP1) tercih edildi.

3.6. EABR Kayıtlamaları

EABR kayıtlamalarında Medelec Synergy Evoked Potentials cihazı ve koklear implant markasının yazılımının bulunduğu dizüstü bilgisayar ile bu markaya ait ekipmanlar kullanıldı.

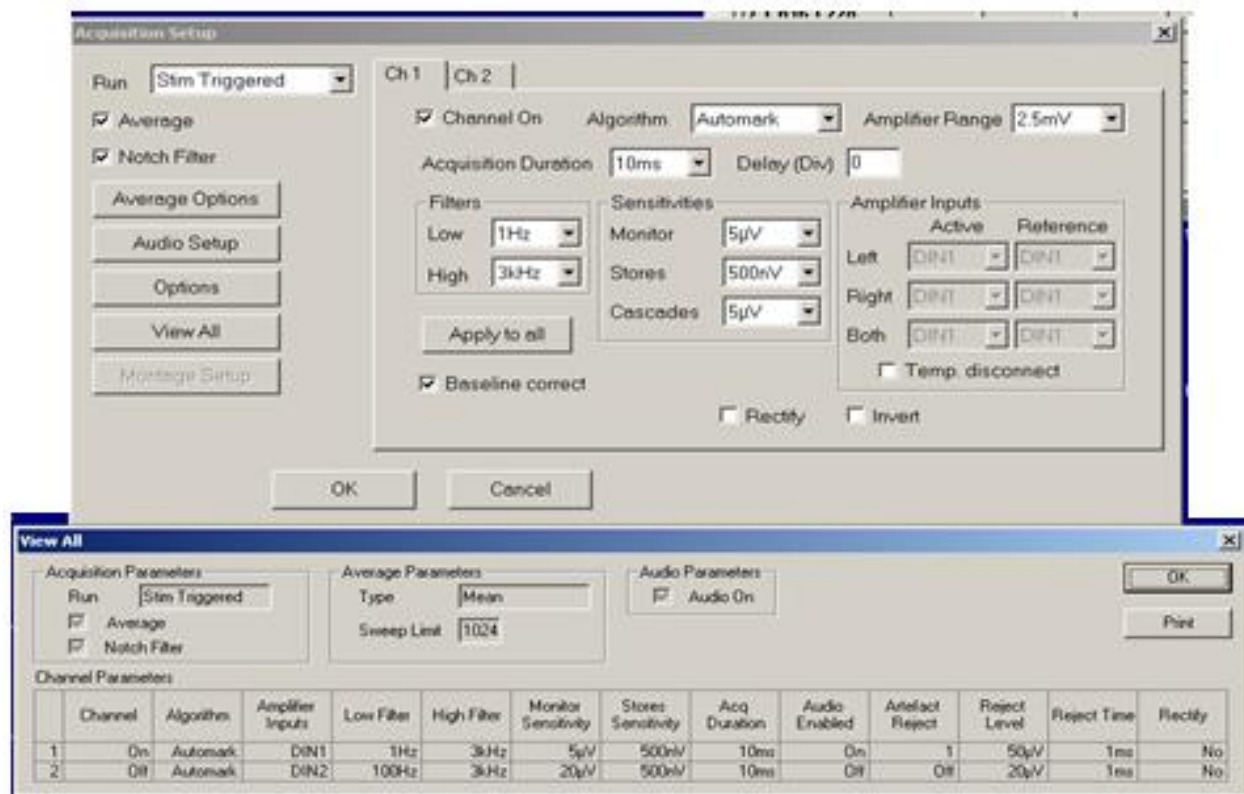
İmplant kutusu ile Medelec Synergy uyarılmış potansiyeller kayıtlama cihazı arasındaki bağlantı eksternal trigger kablosuyla sağlandı.

Uyarım kullanıcının kendi işlemcisinden değil firmaya ait bobin yoluyla verildi. Kayıtlamada üç adet altın disk elektrod kullanıldı ve bir elektrodun her kayıtlamada aynı alana yerleştirilmiş olmasına dikkat edildi. EABR pozitif (elektrod üst alın) ile negatif (implantlı kulağın kontralateralindeki mastoid) konumundaki elektrodların farkı kaydedildi. Toprak elektrod alın bölgesine iki kaş arasına yerleştirildi. Elektrodlar empedansları 2000 ohm'un altında olacak şekilde cilt temizlenerek yerleştirildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: EABR test düzeneği.

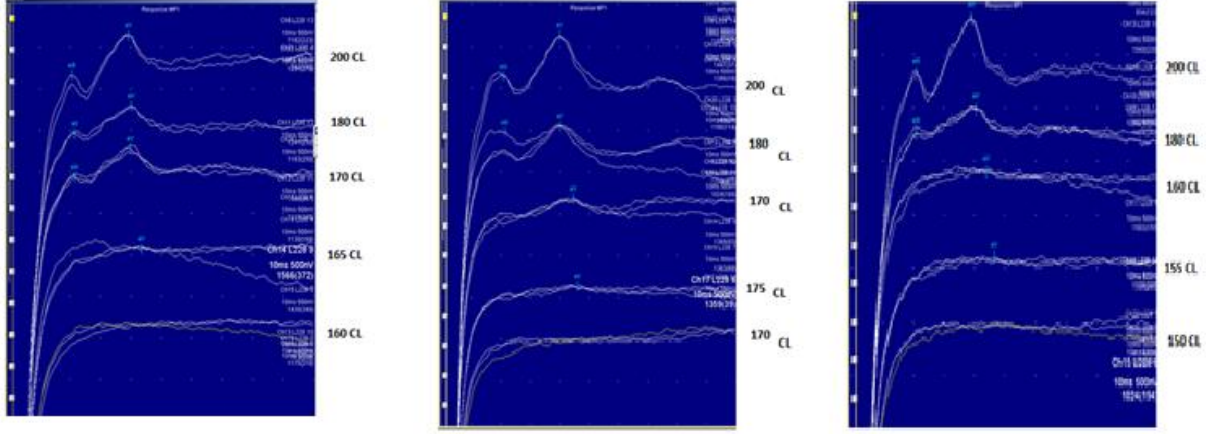
EABR'ler Custom Sound Evoked Potentials (Cochlear Corp., NSW, Australia) yazılımı ile 25 ls/pulse'luk durasyon ve 20 Hz rate parametreleri kullanılarak monopolar bifazik pulslar ile tetiklendi. Kayıtlamalardaki averajlamalarda 0.1-3000 Hz analog band-pass filtre ayarı kullanılmış ve artefakt rejection 50 olarak ayarlandı. Pencere aralığı 10 msn olarak seçildi. Amplifikatör sensitivitesi 500 μ V olarak ayarlandı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: EABR kayıtlama parametreleri

Uyarım tek kanallı yapıldı. Her uyarım her bir ortalama sürecinde elektriksel uyarım eş zamanlı olarak gönderildi. Kayıtlamaya apikal elektrodan başlandı, sonra medial elektroda son olarak da bazal elektroda geçildi. Kayıtlamaya apikalden başlanılmasının nedeni EABR kayıtlamalarının elektrod dizisinin sonu olan bazal kısma kıyasla apikalden daha iyi alınacağını düşünülmesinden kaynaklanmaktadır (20).

Eşiğin belirlenmesinin ardından şiddet-latans fonksiyonunu ve morfolojik özellikleri tanımlayabilmek amacıyla koklear implant kullanıcılarında apikal, medial ve bazal elektrodlar için standart olarak 200 ve 180 CU düzeylerinde kayıtlama yapıldı. 200 ve 180 CU düzeylerinde standart uyarım yapılmadan önce bireylerin en son yapılan programlarıyla belirlenmiş olan dinamik aralıkları dikkate alındı. 180 CL'deki kayıtlamada yanıt elde edilmişse uyarım şiddeti 10'ar birimlik adımlarla azaltılarak eşik belirlendi. Eşiğin 5 birim altındaki ve üstündeki uyarım düzeylerinde kayıtlama yapıldı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Solda bazal elektroddan, ortada medial elektroddan, sağda apikal elektroddan alınan EABR kayıtlama örneği.

200 ve 180 şiddetlerinde yapılan morfoloji incelemeleri için Ray ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadan yararlanılmıştır (22). Ray ve arkadaşları 228 CL'deki EABR morfolojisini üç kategoriye ayırmışlardır; ancak bu çalışmada ovalimsi tepe veren dalga formu ile düze yakın dalga formu arasında net ayırım yapmanın güçlüğü nedeniyle 2 kategoride toplanması uygun görüldü. Kategoriler tip 1 ve tip 2 olarak adlandırıldı.

Tip 1: Belirgin bir pik gözlenir (Şekil 3.3'te 180 CL ve 200 CL düzeylerinde elde edilen dalgalar).

Tip 2: Düze yakın, ovalimsi bir pik gözlenir (Şekil 3.3'te 165 CL düzeyinde elde edilen dalgalar).

Her bir uyarım düzeyinde en az iki trase kaydedilmiş olup her bir trasedeki ortalama sayısı 1000'in üzerindedir. EABR dalga amplitüdları ve latansları ile EABR'de eşikleri ve amplitüdları görsel olarak saptandı. Elde edilen veriler veri kayıt formuna işlendi.

3.7. Bulguların İstatistiksel Değerlendirmesi

Çalışmada elde edilen verilerin analizi için SPSS 16.0 yazılımı kullanıldı. Elde edilen veriler tanımlayıcı istatistik, ECAP ile EABR eşikleri Spearman korelasyonu ile analiz edilmiştir. ECAP ve EABR eşiklerinin, eV ile eIII. dalga latansları ile amplitüdlarının apikal, medial ve bazal elektrodta farklılık gösterip göstermediği Wilcoxon işaretli sıra testi ile analiz edildi. EABR ve ECAP sonuçlarının tutarlılık analizi yapıldı.

3.8. Araştırmanın Sınırlılıkları

Katılımcı sayısının az olması ve tek bir koklear implant markası ile çalışılmış olması araştırmanın en önemli sınırlılıklarından biri olarak nitelendirilebilir. Kayıtlamaların doğal uykuda yapılması nedeniyle zamanın kısıtlı olması ve yalnızca üç elektroda bakılabilmiş olması da araştırmanın bir sınırlılığı olarak kabul edilebilir. Kokleanın apikal, medial ve bazal bölgelerinden ikişer elektrod seçilmesinin yanıtları daha güvenilir duruma getireceği düşünölmektedir.

3.9. Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı tarafından 2012/17-24 karar no ile 10.05.2012 tarihinde çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna karar verilmiştir.

4. BULGULAR

Araştırmadaki toplam katılımcı sayısı 4 kadın 12 erkek olmak üzere 16'dır. Katılımcıların yaş aralığı 27 ay ile 58 ay arasında olup yaş ortalaması 44,68 ay olarak belirlenmiştir. Katılımcıların işitme cihazı kullanma süreleri 2 ay ile 13 ay aralığında olup ortalama 7,56 ay olarak bulunmuştur. İmplantasyon yaşı ise 14 ay ile 46 ay arasında değişmekle birlikte ortalamaları 24,93 aydır (Tablo 4.1).

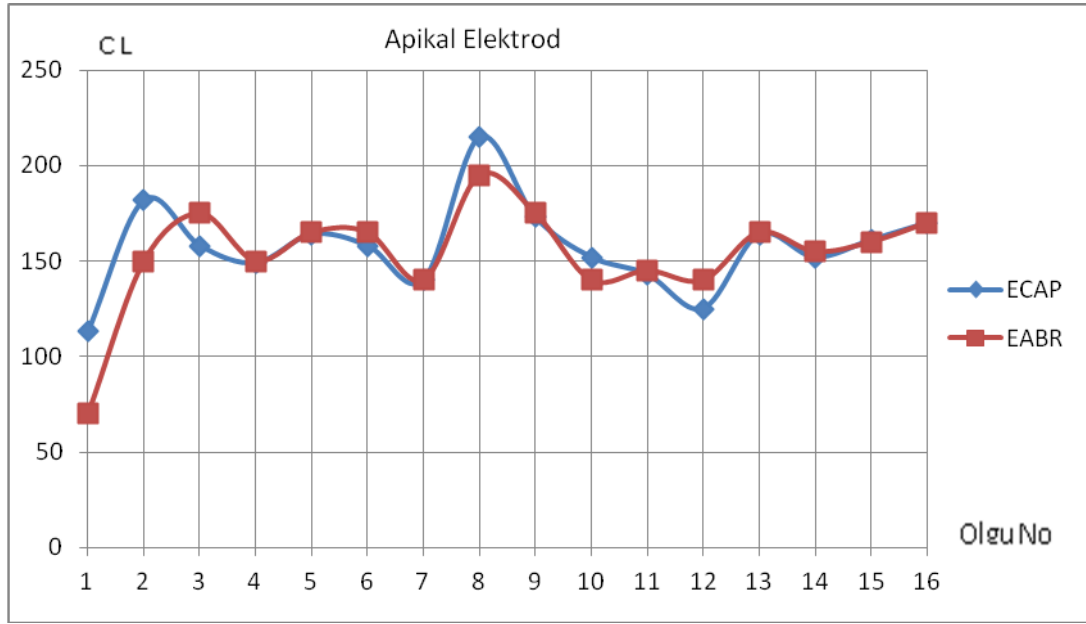
Tanımlayıcı İstatistiksel Veriler				
	Olgu sayısı	Minimum	Maximum	Mean
Yaş (ay)	16	27	58	44,68
Cihazlı süre (ay)	16	2	13	7,56
İmplantasyon yaşı (ay)	16	14	46	24,93

Tablo 4.1: Katılımcıların yaş, işitme cihazı kullanım süresi ve implantasyon yaşı verileri

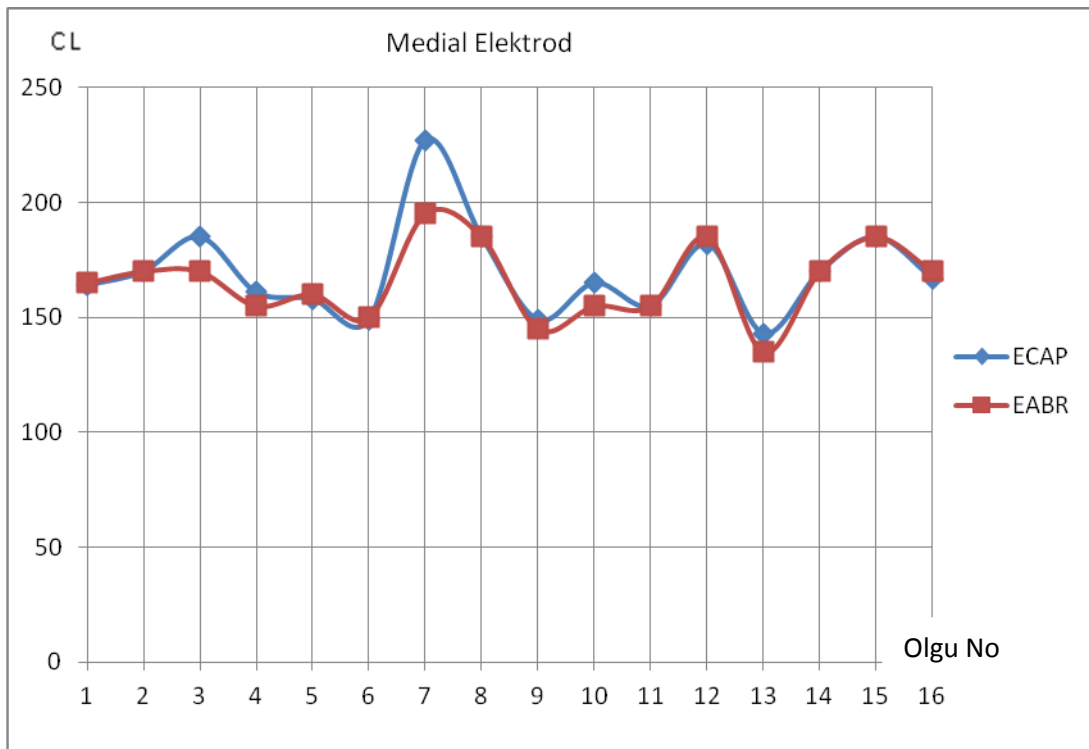
Apikalde bulunan 20. elektrodta yüksek intrakoklear elektrod impedansı olan bir katılımcı hariç diğer tüm katılımcıların intrakoklear elektrodlarının empedans değerleri normal sınırlarda elde edildi. Elektrod impedansı yüksek olan katılımcının apikal kayıtlaması 20. elektrod yerine impedans değeri normal sınırlarda olan 19. elektroddan yapıldı.

Tüm katılımcıların apikal, medial ve bazal elektrodlarından ECAP ile EABR eşiği elde edilmiş olup EABR ve ECAP yanıt varlığı arasındaki tutarlılık %100'dür. eI. dalga elektriksel uyaran artefaktının maskelemesi nedeniyle kayıtlanamazken eII. ve eIV. dalgalar bazı kayıtlarda gözlemlendi. Yüksek uyarım düzeyi olan 200 CL'de tüm olgularda eIII ve eV. dalgalar elde edildi.

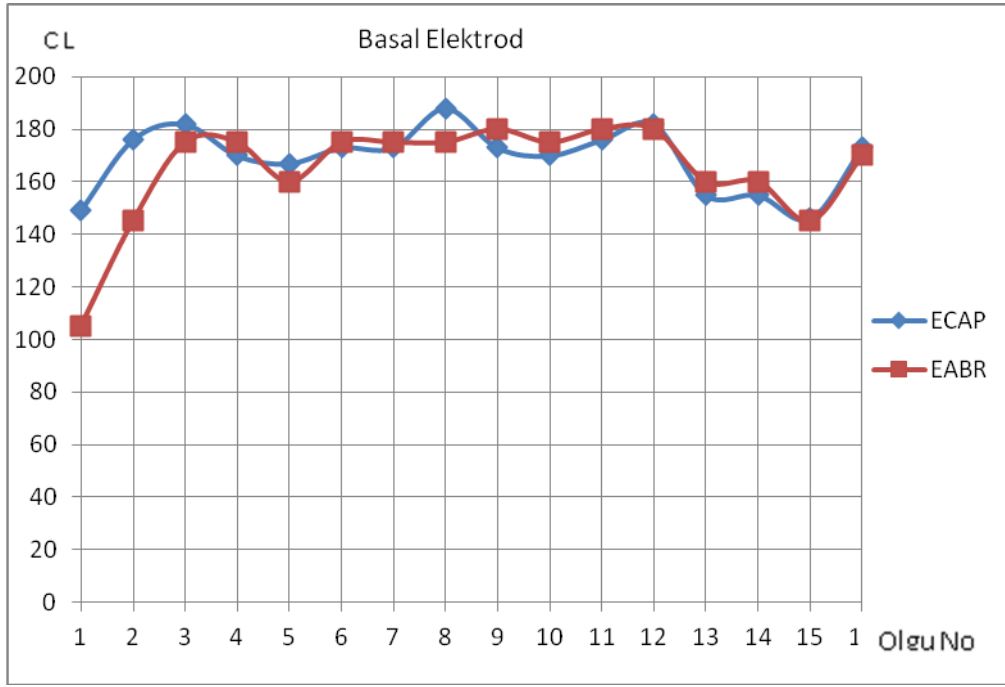
Apikal elektroddan elde edilen ECAP ve EABR eşikleri birbirine yakın bulundu. 4 olguda ECAP eşiği EABR eşiklerinden, 3 olguda EABR eşiği ECAP eşiklerinden 5 CL'den fazla yüksek uyarım düzeyine sahiptir. Diğer olguların ECAP ile EABR eşikleri arasındaki fark en çok 3 CL kadardır (Şekil 4.1). Medial elektroddan tüm olgularda EABR eşiklerinin düzeyi ECAP eşiklerinin altında olmakla birlikte 5 olguda ECAP eşiği EABR eşiklerinden 5 CL'den, diğer olgularda ise en çok 3 CL fazla uyarım düzeyine sahiptir (Şekil 4.2). Bazal elektroddan elde edilen ECAP ve EABR eşikleri birbirine yakın bulundu. 4 olguda ECAP eşiği EABR eşiklerinden, 5 olguda EABR eşiği ECAP eşiklerinden 5 CL ve 5 CL'den fazla uyarım düzeyine sahiptir. Diğer olguların ECAP ile EABR eşikleri arasındaki fark en çok 3 CL kadardır (Şekil 4.3).



Şekil 4.1: Apikal elektroddan elde edilen ECAP ve EABR eşikleri

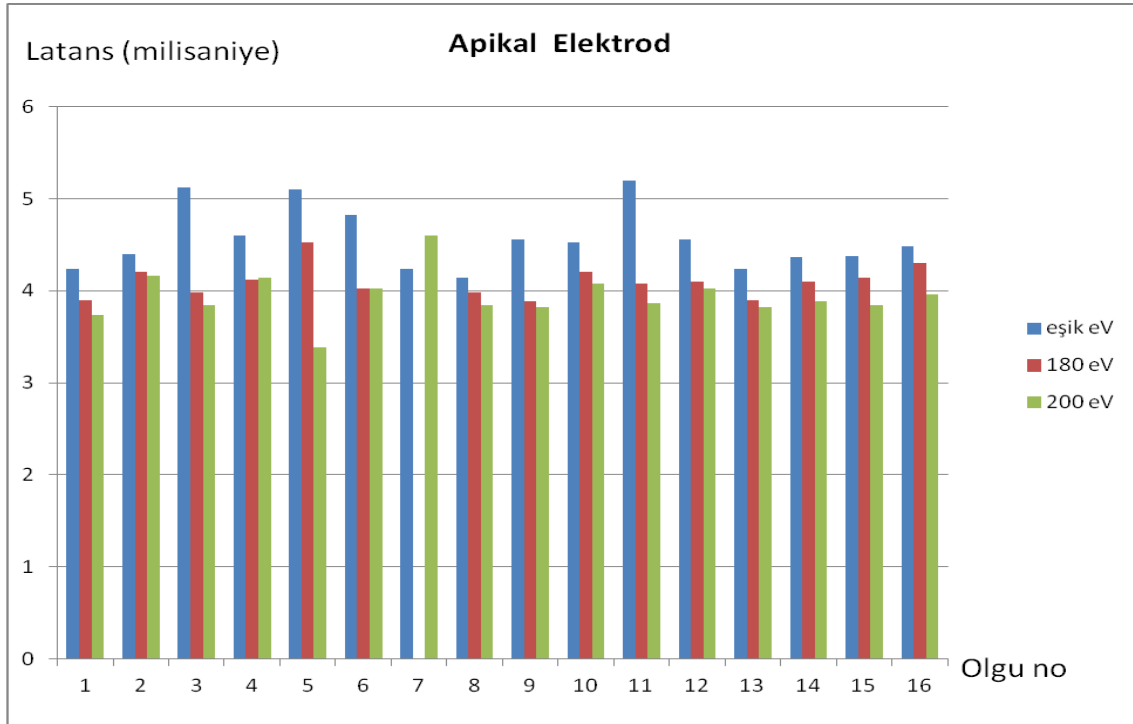


Şekil 4.2: Medial elektroddan elde edilen ECAP ve EABR eşikleri

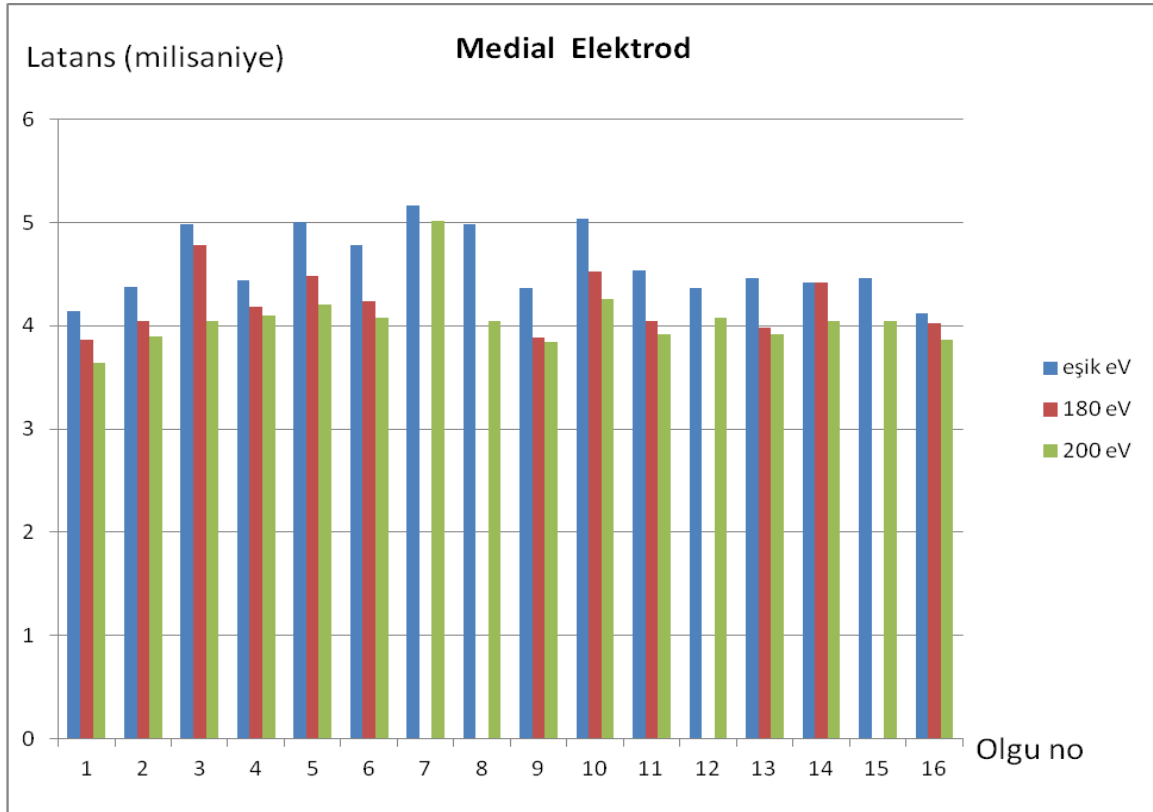


Şekil 4.3: Her bir bireyin bazal elektrod bölgesi uyarılması sonucu elde edilen ECAP ve EABR eşikleri

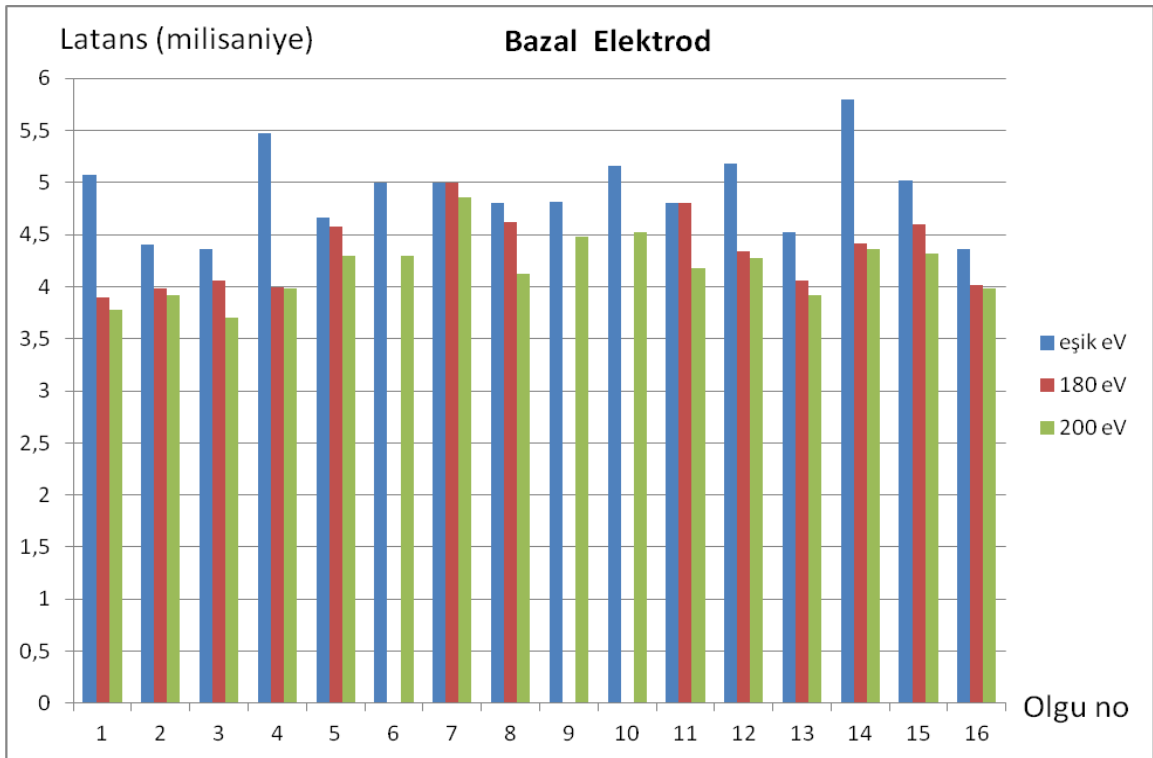
Tüm katılımcılarda maksimum uyarım düzeyi olan 200 CL şiddetinde eIII. dalga da elde edildi. Tüm elektrodalarda uyarın şiddeti azaldıkça eV. dalga latanslarında uzama olduğu görüldü (Şekil 4.4, 4.5, 4.6).



Şekil 4.4: Apikal elektrodta elde edilen 200 CL, 180 CL ve eşik düzeyinde elde edilen eV. dalga latanslarının olgulara göre gösterimi.



Şekil 4.5: Medial elektrodta elde edilen 200 CL, 180 CL ve eşik düzeyinde elde edilen eV. dalga latanslarının olgulara göre gösterimi.



Şekil 4.6: Bazal elektrodta elde edilen 200 CL, 180 CL ve eşik düzeyinde elde edilen eV. dalga latanslarının olgulara göre gösterimi.

Katılımcı sayısının 30'dan düşük olması nedeniyle verilerin normal dağılım gösterip göstermediği kontrol edildi. Bu nedenle uygulanan Kolmogorov-Smirnov testine göre elde edilen veriler normal dağılıma sahiptir ($0,816 p > 0,05$).

Elde edilen ECAP ve EABR eşik düzeyleri ile eşik düzeylerinde elde edilen eV. dalga latanslarının değerleri Tablo 4.2'de verildi.

		Olgu sayısı	ECAP eşığı (CL)	EABR eşığı (CL)	eV. dalga latansı (msn)
Bazal elektrod	Minimum	16	146	145	4,36
	Maksimum		188	185	5,80
	Ortalama		171,5	169,69	4,88
	Standart hata		2,84	3,04	0,10
	Standart sapma		0,13	12,17	0,40
Medial elektrod	Minimum	16	145	135	4,12
	Maksimum		227	195	5,16
	Ortalama		169,69	165,62	4,58
	Standart hata		5,08	4,10	0,08
	Standart sapma		20,32	16,41	0,32
Apikal elektrod	Minimum	16	125	140	4,02
	Maksimum		215	195	5,20
	Ortalama		160,81	160,00	4,53
	Standart hata		5,00	3,87	0,08
	Standart sapma		20,03	15,49	0,35

Tablo 4.2: Üç farklı elektrod uyarım bölgesine göre ECAP ve EABR eşik düzeyleri ile eşik düzeyinde elde edilen eV. dalga latansları.

EABR kayıtlamaları sonucu 200 CL şiddetinde 16 olgunun tümünde her elektrodta da eIII ve eV. dalgalar gözlemlendi (Tablo 4.3). Toplam 16 olgudan yapılan kayıtlamalarda 180 CL şiddetinde eIII. dalga apikalde 15, medialde 11, bazalda 11 sayıda gözlenirken eV. dalga ise apikalde 15, medialde 12, bazalda 13 olguda elde edilmiştir (Tablo 4.4). Tüm olgularda ve tüm elektrod bölgelerinde 200 CL şiddeti eşik üzerinde bulunmuştur. 180 CL şiddeti ise apikalde 1, medialde 4, bazalda 3 olgunun eşik düzeyinin altında kalmıştır.

		Olgu sayısı	eIII. dalga latansı (msn)	eIII. dalga amplitüdü(μV)	eV. dalga latansı(msn)	eV. dalga amplitüdü(μV)	eIII-eV dalgalar arası latans(msn)
Bazal elektrod	Minimum	16	1,96	0,06	3,78	0,13	1,18
	Maksimum		2,50	0,73	4,86	0,70	3,96
	Ortalama		2,16	0,21	4,27	0,29	2,15
	Standart hata		0,03	0,04	0,07	0,04	0,13
	Standart sapma		0,13	0,17	0,30	0,16	0,55
Medial elektrod	Minimum	16	1,76	0,08	3,64	0,17	1,78
	Maksimum		2,84	0,68	5,02	0,76	2,18
	Ortalama		2,07	0,35	4,06	0,43	2,00
	Standart hata		0,06	0,03	0,07	0,04	0,02
	Standart sapma		0,24	0,13	0,29	0,17	0,11
Apikal elektrod	Minimum	16	1,74	0,08	3,38	0,21	1,64
	Maksimum		2,72	0,70	4,60	0,77	2,30
	Ortalama		2,04	0,38	3,93	0,40	1,90
	Standart hata		0,05	0,04	0,06	0,03	0,03
	Standart sapma		0,21	0,19	0,25	0,15	0,15

Tablo 4.3: Üç farklı elektrod uyarım bölgesine göre 200 CL şiddetinde elde edilen elektrik ABR latans ve amplitüd verileri

		Olgu sayısı	eIII. dalga latansı (msn)	Olgu sayısı	eIII. dalga amplitüdü (µV)	Olgu sayısı	eV. dalga latansı (msn)	Olgu sayısı	eV. dalga amplitüdü (µV)	Olgu sayısı	eIII-eV dalgalar arası latans (msn)
Bazal elektrod	Minimum	11	2,02	11	0,07	13	3,90	15	0,07	11	1,82
	Maksimum		2,30		0,32		5,02		0,44		2,50
	Ortalama		2,16		0,13		4,35		0,22		2,08
	Standart hata		0,02		0,02		0,10		0,03		0,07
	Standart sapma		0,09		0,08		0,37		0,11		0,24
Medial elektrod	Minimum	11	1,94	11	0,08	12	3,80	12	0,07	11	1,82
	Maksimum		2,46		0,39		4,98		0,35		2,32
	Ortalama		2,09		0,18		4,22		0,23		2,05
	Standart hata		0,04		0,02		0,09		0,02		0,05
	Standart sapma		0,14		0,09		0,32		0,08		0,17
Apikal elektrod	Minimum	15	1,82	15	0,06	15	3,88	15	0,214	15	1,04
	Maksimum		3,36		0,70		4,52		0,58		2,70
	Ortalama		2,17		0,24		4,10		0,29		1,93
	Standart hata		0,08		0,04		0,04		0,03		0,08
	Standart sapma		0,34		0,16		0,18		0,12		0,33

Tablo 4.4: Üç farklı elektrod uyarım bölgesine göre 180 CL şiddetinde elde edilen veriler

Çalışmada anlamlılık derecesi $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir. Eşik, elektriksel uyarım düzeyi (CL), latans, morfoloji ve amplitüd değişkenleri elektrod bölgesi ve uyarın şiddeti açısından farklılık göstermektedir. Bu farklılıkların anlamlı olup olmadığı parametrik olmayan yöntemlerde kullanılan Wilcoxon işaretli sıralar testiyle değerlendirilmiştir.

ECAP eşikleri yalnızca medial ile apikal elektrodlar arasında anlamlı farklılık göstermiştir. EABR eşiklerinde ise elektrodlar arasında anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 4.5). Her bir elektroddan elde edilen ECAP ve EABR eşikleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 4.6). EABR eşiklerinde

elde edilen eV. dalga latanslarında ise sadece apikal ile bazal elektrodlar arasında anlamlı fark elde edilmiştir (Tablo 4.7).

	EABR eşikleri	ECAP eşikleri
Bazal-apikal	P= 0,08	P= 0,06
Medial-bazal	P= 0,36	P= 0,73
Apikal-medial	P= 0,08	P= 0,02

Tablo 4.5: ECAP ve EABR eşiklerinin elektrod bölgesi açısından anlamlılık değerleri

	BazalECAP- BazalEABR	MedialECAP- Medial EABR	ApikalECAP- ApikalEABR
P	0,90	0,10	0,41

Tablo 4.6: ECAP ve EABR eşikleri arasındaki anlamlılık değerleri

	EABR eV. dalga latansları
Bazal-apikal	P= 0,03
Medial-bazal	P= 0,05
Apikal-medial	P= 0,93

Tablo 4.7: EABR eşik eV. dalga latanslarının elektrod bölgesi açısından anlamlılık değerleri

200 CL şiddetinde V. dalga latansında medial ile bazal elektrod, bazal ile apikal elektrod, apikal ile de medial elektrod arasındaki fark anlamlıdır. Apikal elektroddan elde edilen latanslar medial ve bazal elektrodla göre, medialden elde edilen latanslar ise bazal elektroda göre anlamlı olarak daha erkendir. 180 CL şiddetinde V. dalga latansında ise elektrod bölgesi açısından anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 4.8).

	200 CL	180 CL
Bazal-apikal	P= 0,00	P= 0,13
Medial-bazal	P= 0,00	P= 0,86
Apikal-medial	P= 0,04	P= 0,37

Tablo 4.8: 200 CL ve 180 CL şiddet düzeylerindeki eV. dalga latanslarının elektrod bölgesi açısından anlamlılık değerleri

Tüm elektrod bölgelerindeki EABR eşik düzeyinde, 200 CL ve 180 CL'deki elde edilen eV. dalga latansları ile eV. dalga latansları arasındaki fark anlamlıdır. 180 CL ile 200 CL şiddet düzeyleri arasında ise elektrod bölgesi bakımından eV. dalga latanslarında anlamlı fark bulunmuştur(tablo 4.9).

	Eşik düzeyi- 200 CL	Eşik düzeyi-180 CL	180 CL-200 CL
Bazal	P= 0,00	P= 0,01	P= 0,01
Medial	P= 0,00	P= 0,00	P=0,00
Apikal	P= 0,00	P= 0,00	P=0,00

Tablo 4.9: eV. dalga latanslarının şiddet düzeyi ve elektrod bölgeleri açısından anlamlılık değerleri

200 CL şiddetinde III. dalga latansında medial ile bazal elektrod, bazal ile apikal elektrod arasındaki fark anlamlı bulunurken apikal ile medial elektrod arasındaki fark anlamlı değildir. Apikal elektroddan elde edilen latanslar bazaldan elde edilen latanslara göre, medial elektroddan elde edilen latanslar ise bazala göre anlamlı olarak daha erkendir. 180 CL şiddetinde eIII. dalga latansları arasında ise elektrod bölgesi açısından anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 4.10).

	200 CL	180 CL
Bazal-apikal	P= 0,02	P= 0,31
Medial-bazal	P= 0,01	P= 0,24
Apikal-medial	P= 0,21	P= 0,92

Tablo 4.10: EABR 200 CL ve 180 CL'deki eIII. dalga latanslarının elektrod bölgesi açısından anlamlılık değerleri

200 CL şiddetinde V. dalga amplitüdü apikal ile bazal, medial ile bazal elektrodlar arasında anlamlı farklılık elde edilirken apikal ile medial elektrodlar arasında anlamlı farklılık elde edilmemiştir. Apikalden medial elektroda geçişte elde edilen V. dalga amplitüdünde belirgin bir artış gözlenmezken bazal elektroda geçişte amplitüd değeri anlamlı olarak düşmüştür. 180 CL şiddetinde ise elektrod bölgesi açısından V. dalga amplitüdünde anlamlı bir farklılık elde edilmemiştir(tablo 4.10).

180 CL ile 200 CL'deki eIII. ve eV. dalga latansları, amplitüd değerleri karşılaştırılmıştır. eIII ve eV dalgalarının latans ve amplitüd değerleri her bir elektrod bölgesinde anlamlı farklılık gösterirken eIII-eV dalgalar arası latanslarda anlamlı farklılık bulunmamıştır (Tablo 4.11).

	eIII latans	eV latans	eIII-eV latans	eIII amp	eVamp
Bazal	P= 0,00	P= 0,01	P= 0,87	P= 0,00	P= 0,00
Medial	P= 0,00	P= 0,00	P= 0,08	P= 0,00	P= 0,00
Apikal	P= 0,00	P= 0,00	P= 0,31	P= 0,00	P= 0,00

Tablo 4.11: Dalga latansları ve amplitüdlerinin 200 CL ve 180 CL arasındaki farkın anlamlılık değerleri

180 CL ve 200 CL'deki EABR kayıtlamalarında elde edilen eV. dalgaların morfolojileri iki gruba ayrılarak değerlendirilmiştir. Tip 1 belirgin bir tepe veren, tip 2 ise düze yakın ovalimsi tepe veren morfolojiyi tanımlamıştır. Elde edilen morfolojik veriler tanımlayıcı istatistik kullanılarak değerlendirilmiş ve şu şekilde sonuçlara ulaşıldı:

- Bazalda 200 CL şiddetinde olguların % 68,8'inde belirgin bir tepe veren eV. dalga gözlenirken %31,2'sinde ovalimsi ve düze yakın bir tepe veren eV. dalga elde edildi.
- Bazalda 180 CL şiddetinde ise olguların % 43,8'inde belirgin bir tepe veren eV. dalga gözlenirken; % 37,5'inde ovalimsi ve düze yakın bir eV. dalga gözlemlendi. 3 olguda ise eV. dalga elde edilmedi.
- Medialde 200 CL şiddetinde olguların % 87,5'inde belirgin bir tepe veren eV. dalga gözlenirken; % 12,5'inde ovalimsi ve düze yakın bir tepe veren eV. dalga elde edildi.
- Medialde 180 CL şiddetinde ise olguların % 56,2'sinde belirgin bir tepe veren eV. dalga gözlenirken % 18,8'inde ovalimsi ve düze yakın bir eV. dalga gözlenmiştir. 4 olguda ise eV. dalga elde edilmedi.
- Apikalde 200 CL şiddetinde olguların % 100'ünde belirgin bir tepe veren eV. dalga gözlenirken; % 0 'ında ovalimsi ve düze yakın bir eV. dalga elde edildi.
- Apikalde 180 CL şiddetinde ise olguların % 75' inde belirgin bir tepe veren eV. dalga gözlenirken; % 18,8'inde ovalimsi ve düze yakın bir eV. dalga gözlemlendi. 1 olguda ise eV. dalga elde edilemedi (Tablo 4.12).

Elektrod bölgesi	Olgu sayısı (%)		Kayıp olgu sayısı
	Belirgin tepe veren (Tip 1)	Düze yakın, ovalimsi (Tip 2)	
Bazal 200 CL	11 (68.8)	5 (31.2)	0
Bazal 180 CL	7 (43.8)	6 (37.5)	3
Medial 200 CL	14 (87.5)	2 (12.5)	0
Medial 180 CL	9 (56.2)	3 (18.8)	4
Apikal 200 CL	16 (100)	0	0
Apikal 180 CL	12 (75)	3 (18.8)	1

Tablo 4.12: Morfoloji verileri.

Morfoloji kriterlerinin elektrod bölgesine ve uyarım düzeyine göre aralarındaki farkın anlamlı olup olmadığı McNemar ki-kare testi ile değerlendirilmek istendi; ancak dört gözlü tablolarda b ve c gözlerindeki olgu sayısının 10'dan az olması nedeniyle değerlendirilemedi (21).

Elde edilen verilerin korelasyon analizinde toplam olgu sayısının 30'un altında olması nedeniyle parametrik olmayan yöntemlerde uygulanan iki yönlü Spearman korelasyon analiziyle değerlendirildi.

Apikal elektrodta elde edilen EABR ve ECAP eşikleri arasında çok güçlü, pozitif yönde bir korelasyon vardır ve bu korelasyon anlamlıdır ($r=0,9$). Medial elektrodta elde edilen EABR ve ECAP eşikleri arasında güçlü, pozitif bir korelasyon vardır ve bu korelasyon anlamlıdır ($r=0,8$). Bazal elektrodta elde edilen EABR ve ECAP eşikleri arasında orta derecede, pozitif bir korelasyon vardır ve bu korelasyon anlamlıdır (tablo 4.13).

		bazal ECAP bazal EABR	medialECAP medialEABR	apikalECAP apikalEABR
Spearman's rho	Korelasyon katsayısı (r)	0,63**	0,94**	0,75**
	Anlamlılık değeri (iki uçlu)	0,00	0,00	0,00
	Toplam olgu sayısı	16	16	16

Tablo 4.13: ECAP ile EABR eşikleri arasındaki korelasyon analizi.

Olgu sayısının 20'nin altında olması nedeniyle regresyon analizi yapılamadı.

5. TARTIŞMA

EABR kayıtlamalarında en sık karşılaşılan sorun elektriksel uyarının ortaya çıkardığı artefaktır. Yanıtın kirlenmesine neden olan bu elektriksel uyarın artefaktını önlemeye yönelik çeşitli parametreler ve teknikler kullanılmaktadır. Artefaktı en aza indirmek amacıyla bu çalışmada kontralateral yerleşim tekniği kullanıldı. Koklear implantlı kulaktan kayıtlama yapan çalışmalar bulunsada kontralateral yerleşim pek çok çalışmada kullanılmıştır (13, 30, 35, 37).

Band pass filtre seçimi, çalışmalarda farklılık gösteren bir diğer parametredir. 2 Hz-5000 Hz (38), 1.6-1600 Hz (14), 30 Hz-1500 Hz (9) gibi filtreler kullanılırken bu çalışmada artefaktı daha da azaltacağı düşünülerek ve literatürdeki çalışmalara dayanarak 1 Hz ile 3000 Hz band pass filtre seçildi (22). Literatürde filtre seçiminin EABR sonuçlarına olan etkisinin araştırıldığı bir çalışma bulunamasa da Tavartkiladze ve arkadaşlarının EABR üzerinde parametrelerin etkisini araştırdıkları çalışmada “*low pass filter*” olarak 1 Hz seçilmiş ve bunun artefaktı azalttığı belirtilmiştir (2).

Elektriksel uyarının türüne yönelik çalışmalar bifazik elektriksel akım kullanılmasının yanıtın belirlenebilirliğini daha yüksek düzeye getirdiğini göstermiştir (23).

Elektriksel uyarılmış işitsel yanıtları etkileyen bir diğer faktör kokleadaki uyarım alanı, diğer bir deyişle intrakoklear elektrodun konumudur. Literatürde (26, 30) de olduğu gibi elektriksel uyarım için kokleanın apikal, medial ve bazal bölgelerini temsilen farklı elektrodlar seçildi.

Araştırmanın EABR eşikleri ile ECAP eşikleri arasında pozitif yönde güçlü bir korelasyon olduğu yönündeki hipotezi, elde edilen verilerle desteklenmiştir. Bununla birlikte ECAP ve EABR eşikleri arasındaki farkın anlamlı olmadığı bulundu.

Hay-McCutcheon ve arkadaşları Nucleus CI 24R ve Nucleus CI 24M ile implante edilmiş postlingual 10 yetişkinden oluşan grubun EABR ile EAP (Electrically Whole-nerve Action Potential) ölçümlerini karşılaştırmış ve EAP ile EABR eşikleri arasındaki farkın Nucleus CI 24M için anlamlı olduğu sonucuna varırken Nucleus CI 24R için anlamlı olmadığını raporlandırmışlardır (24). ECAP ile EABR eşikleri arasındaki farkın anlamlı bulunduğu çalışmalarda uyarın parametrelerinin ve/veya örneklem grubuna ait demografik özelliklerin farklı olabileceği ve sonucun bundan etkilenmiş olabileceği düşünülmektedir.

Brown ve arkadaşlarının Nucleus kullanıcılarıyla yaptıkları çalışmada ECAP ile EABR eşikleri arasında anlamlı farklılığın bulunmadığını ortaya konmuştur (25). ECAP ile EABR eşikleri arasında anlamlı bir farkın olmaması eşiklerin birbirine yakın uyarım düzeylerinde olduğu şeklinde yorumlanmakla birlikte aralarında güçlü korelasyonların da bulunduğu düşünülerek teknik bakımdan birbirleriyle tutarlı oldukları sonucuna varılabilir.

Çalışmada ECAP eşiklerinin bazal, medial ve apikal elektrod kayıtlarında, anlamlı farklılık gösterip göstermediği değerlendirilmiş, anlamlı farklılığın yalnızca apikal ile medial elektrodlar arasında olduğu bulunmuştur. Apikal ile bazal, bazal ile medial elektrodlardaki ECAP eşiklerinde anlamlı farklılık görülmemiştir. Farklılığın apikal elektrodan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Hughesand ve Stille'in koklear implantlılarda elektriksel alan etkileşiminin psikofizyolojik ve fizyolojik ölçümlerini değerlendirdiği çalışmada bazal elektrotlardan daha yüksek ECAP eşikleri elde etmekle birlikte apikal ve bazal elektrotlardan elde edilen eşikler arasında anlamlı fark bulmuşlardır (27).

Çalışmada EABR eşikleri, her bir elektrod bölgesinde değerlendirilmiş ve aralarında anlamlı fark olmadığı sonucuna varıldı. Firszt ve arkadaşları sadece apikal elektrodlardaki eşiklerde bir artış eğilimi olduğunu bulmuştur (28). Aynı grubun bir başka çalışmasında ise lateralden mediale elektrod yerleşimi EABR açısından incelenmiş ve elektrod bölgesinin EABR eşiklerinde farklılık gösterdiğini belirtmişlerdir. Medial yerleşimli elektrodlardan elde edilen eşiklerin daha düşük, amplitüdlerin daha yüksek olduğunu bulmuşlardır (29).

Cords ve arkadaşları, modiolustaki afferent işitsel sinir fibrillerine yakın elektrod yerleşiminde, uyarıma yanıt olarak daha düşük eşikler elde etmişlerdir (30). Literatürdeki elektrod bölgesinin EABR üzerindeki etkisine ilişkin sonuçların bu çalışmadan elde edilen bulgularla kısmen uyumlu olduğu söylenebilir. Diğer çalışmaların aksine özellikle apikal bölgede anlamlı farklılığın elde edilmeme nedeni kokleanın her bir bölgesine ilişkin tek elektroddan uyarım yapılmış olmasıyla bağlantılı olabilir. Apikal bölgeden birden fazla elektrod seçimiyle yapılacak uyarım sonucu literatüre paralel bulgular elde edilmesi mümkün olabilir.

EABR eşiklerinin uyarım düzeyinde elektrod bölgesi açısından özellikle apikalde anlamlı bir fark elde edilmese de eşğin eV. dalga latanslarında bazal ile apikal elektrodlar arasında anlamlı fark elde edildi. Apikal elektroddan elde edilen eV. dalga latansları bazal elektroda göre anlamlı olarak daha erkendir ve bu sonuç kokleanın iki uç bölgesinden elde edilen yanıtın farklı olduğu şeklinde düşündürebilir. 200 CL şiddetinde V. dalga latansında medial ile bazal elektrod, bazal ile apikal elektrod, apikal ile medial elektrod arasındaki fark anlamlıdır. Apikal elektroddan elde edilen latanslar medial ve bazal elektrodla göre, medialden elde edilen latanslar ise bazal elektroda göre anlamlı olarak daha erkendir. 180 CL şiddetinde V. dalga latansında ise elektrod bölgesi açısından fark anlamlı bulunmamıştır. Firszt ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada da uyarım alanının latanslara etkisinin anlamlı olmadığı ortaya konmuştur (28). Van den Honert and Stypulkowski ve Abbas and Brown'a göre de koklear implant kullanıcılarında kokleanın çeşitli bölümleri uyarıldığında eV. dalga latansları arasında anlamlı fark yoktur (16, 25). Buna karşın diğer çalışmalar sekizinci sinirin elektriksel olarak uyarılan fibrillerinin aynı latans ile yanıt vermediğini de göstermektedir. Nagel

kobay kokleasının her kıvrımını bipolar elektrodlarla uyarmış ve daha çok apikal uyarımla daha uzun yanıt latanslar kayıtlamıştır. Miller ve arkadaşları da kobayda bazaldan apikale derece derece değişen bir artış olduğunu raporlandırmışlardır. Hermann ve Thornton EABR latanslarındaki değişim uzun elektrod dizileri tarafından uyarılmış insan kulaklarında da elde edilmiştir: İlk kıvrımın içindeki elektrodlar arasında daha apikalde olanda daha uzun eV. dalga latansları kaydedilmiştir. Aksini savunan Shallop ve arkadaşları, Abbas and Brown, Miller ve arkadaşları insanda apikal elektrodların bazal elektrodlara göre daha kısa eV. dalga latanslarına sahip olduğunu belirtmişlerdir. Anatomik etkilerin EABR üzerinden araştırıldığı bir başka çalışmada ise eIII. ve eV. dalgalar için latansların uyarım alanından anlamlı olarak etkilendiği, tüm elektrodlar için ortalama latans değerinin apeksten bazala doğru eV. dalganın 0.43 ms'n'lik artış gösterdiği bulunmuştur (31). Apikal elektrodlardan elde edilen eV. dalga latansları bazal elektrodlardan kaydedilen eV. dalga latanslarına göre yaklaşık 0.3 ms'n daha kısa latanslara sahiptir. Bu durum apikal sinir fibrillerinin daha büyük çapa sahip olmasıyla açıklanabilir(2). Bu tartışmalı bulgular çalışmalardaki farklılıklardan, katılımcılardan ve kayıtlanan potansiyellerden kaynaklanmıştır. Koklear implant cihazlarının çeşitli türleri kullanılmış ve bu modiolustan çeşitli uzaklıkta olabilmesi temelinde EABR latansları üzerinde bir etkiye sahip olması anlamına gelmektedir. Elektrod dizisinin uzunluğu koklear implant türüne göre değişiklik gösterirken kokleanın farklı bölgeleri bir çalışmadan diğerine etkinlik göstermiş olabilir. Elektrod dizisi üzerinde yalnızca birkaç bağlantı düşünüldüğü ve bu elektrodların çalışmadan çalışmaya farklılaştığı vurgulanmalıdır (31).

Araştırmada eIII. dalga latansları 200 CL ve 180 CL şiddetlerinde incelenmiştir. 200 CL şiddetinde III. dalga latansında medial ile bazal elektrod, bazal ile apikal elektrod arasındaki fark anlamlı bulunurken apikal ile medial elektrod arasındaki fark anlamlı değildir. Apikal elektroddan elde edilen eIII. dalga latansları bazaldan elde edilen latanslara göre, medial elektroddan elde edilen eIII. dalga latansları ise bazala göre anlamlı olarak daha erken ortaya çıkmıştır. Literatüre bakıldığında koklear implant kullanıcılarında eIII. dalganın eV. dalgaya göre daha az çalışıldığı görülmüştür. Guirauda ve arkadaşları(2007) eIII. dalga latansının uyarım alanından anlamlı olarak etkilendiği, tüm elektrodlar için ortalama latans değerinin apeksten bazala doğru 0.49 ms'n'lik artış gösterdiğini bulmuşlardır (32). 180 CL şiddetinde eIII. dalga latansında ise elektrod bölgesi açısından anlamlı fark bulunmamıştır. Bu sonuç uyarım düzeyinin eIII. dalga latansını etkilemiş olabileceğini akla getirebilir; çünkü daha yüksek şiddetlerdeki uyarım, latansın azalmasını etkilediği kadar daha merkezi alanların da etkinleşmesine neden olabilmektedir.

200 ve 180 CL şiddetlerindeki eIII-eV dalgalar arası latanslarda apikal, medial ve bazal elektrodlar arasında anlamlı farklılık elde edilmemiştir. Elde edilen bu sonuç literatürle de uyumludur. İşitme kaybı özelliklerinin ve işitsel yolların anatomik etkilerinin EABR üzerinden incelendiği bir çalışmada eIII-eV dalgalar arası latans için uyarım alanı etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (31).

Gerek araştırmadan elde edilen veriler gerekse de literatürden elde edilen bilgiler ışığında eIII. dalga latansının eV. dalga latansıyla paralel bir uzama ya da kısalma gösterdiği ve bunun da tüm elektrod bölgesi için geçerli olduğu söylenebilir.

Hall' a göre V. dalga amplitüd değeri maksimum şiddet düzeyinde 1.00 ile 1.46 μ V aralığındadır (9); ancak bu çalışmada amplitüd değeri Hall'un belirttiğinden daha düşük elde edilmiştir. Hall'un bahsettiği maksimum şiddet düzeyinin miktarı bilinmemekle birlikte çalışmada daha düşük amplitüd elde edilmesi kullanılan uyarım düzeylerinin farklı olmasından kaynaklanmış olabilir. 200 CL şiddetinde V. dalga amplitüdü apikal ile bazal elektrodlar, medial ile bazal elektrodlar arasında anlamlı farklılık elde edilmiş, apikal ile medial elektrodlar arasında anlamlı farklılık elde edilmemiştir. Apikalden medial elektroda geçişte elde edilen V. dalga amplitüdünde belirgin bir artış gözlenmezken bazal elektroda geçişte amplitüd değeri anlamlı olarak düşmüştür. Hall da apikal elektrod bölgesinden uyarıldığında EABR daha geniş amplitüdlere sahip olduğunu belirtmiştir (9). Dalgaların amplitüdleri çalışmada 180 CL şiddetinde de incelenmiş ve elektrod bölgesi açısından V. dalga amplitüdünde anlamlı bir farklılık elde edilmemiştir. Dolayısıyla uyaran şiddeti de elektrod yerleşimi kadar EABR amplitüdünü değiştirmektedir (2).

Hall, ECAP amplitüdün şiddete göre değişiminin (Amplitude Growth Function) spiral gangliyon sayısı ile ilişkili olduğunu bildirmiştir (9). Amplitüd büyüme eğimi bir grup ölçümden elde edilen ECAP yanıtlarının lineer gösterimidir. Uyaran şiddet seviyesi ile amplitüd büyüme eğimi lineer değildir. Brown ve ark. ECAP eşiği, amplitüd, amplitüd-şiddet fonksiyonunun aktive edilmiş nöral popülasyon oranına bağlı olduğunu savunmuştur (10).

Tüm elektrod bölgelerindeki EABR eşik düzeyinde elde edilen eV. dalga latansları ile hem 200 CL'deki hem de 180 CL'deki eV. dalga latansları arasında fark 0,05'den küçük olduğundan anlamlıdır. Diğer yandan 180 CL ile 200 CL şiddet düzeyleri arasında da elektrod bölgesi bakımından anlamlı fark bulunmuştur.

180 CL ile 200 CL'deki eIII. ve eV. dalga latansları, amplitüd değeri karşılaştırılmıştır. eIII ve eV dalgalarının latans ve amplitüd değeri her bir elektrod bölgesinde anlamlı farklılık gösterirken eIII-eV dalgalar arası latanslarda anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Firszt ve arkadaşları literatürdeki çalışmalarda EABR ölçümlerinin sonuçlarında tutarlılık görülmediğini belirtmişlerdir (28). Gardi, Hodges ve arkadaşları, Shallop ve arkadaşları eşiklerin, amplitüdlere ve dalga formu morfolojilerinin kişiler içinde ve arasında farklı elektrodlar açısından değişiklik gösterdiğini belirtmişlerdir. Simmons ve Smith, Walsh ve Leake-Jones'un yapmış oldukları hayvan çalışmaları amplitüd büyüme fonksiyonları ile canlı gangliyon hücreleri arasında bir ilişki olduğunu göstermiş; ancak van den Honert ve Stypulkowski'nin çalışmaları bu bulguları doğrulayıcı

sonuçlar vermemiştir (16). Wackym ve arkadaşları eşik ile amplitüddeki en önemli değişikliklerin Nucleus Contour'un apikal elektrodunda gözlemlendiğini belirtmişlerdir (29).

Çiprut ve Akdaş'ın 2006 yılında yaptıkları çalışmada 7 yetişkin 7 çocuk Nucleus 24 CI kullanıcısından elde ettikleri EABR yanıtlarında uyaran düzeyi artarken V. dalga amplitüdü de artmış ve dalga morfolojisi daha apikal kanallarda daha iyi olarak değerlendirilmiştir (33).

Yapılan bu çalışmada apikalde 200 CL'de tüm olguların eV. dalgalarında belirgin bir pik gözlenmiş olması ve bazala gidildikçe aynı şiddette belirgin pik gözlenen olgu sayısında bir düşüşün olması canlı spiral gangliyon hücrelerinin popülasyonunun EABR dalgalarındaki amplitüd ve morfoloji değişkenlerini etkilediği yönünde sonuçlanan çalışmalarla uyumlu olduğunu göstermektedir. Uyaran düzeyi 180 CL'ye düştüğünde ise belirgin pik gözlenen olgu sayısı tüm elektrodalarda düşmüştür. 200 CL'de söz konusu olan apikalden bazala doğru eV. dalganın daha düze yakın ve ovalimsi bir hal alması durumu 180 CL'de de gözlemlendi.

Hay-Mc Cutcheon ve arkadaşları(30) Nucleus CI 24R ile implant edilmiş postlingual 10 yetiştikinden oluşan grubun EABR ile EAP (Electrically Whole-nerve Action Potential, ECAP ile aynı anlama gelmekte) ölçümlemlerini karşılaştırmış ve EAP ile EABR eşikleri arasında yakın bir korelasyon bulmuşlardır (24).

Hay-Mc Cutcheon ve arkadaşları kavisli modiyolusa sarılı CI elektrod dizisi (Nucleus CI 24R) ile implant edilmiş postlingual 10 yetiştikinden oluşan grubun EABR ile EAP (Electrically whole-nerve Action Potential, ECAP ile aynı anlama gelmekte) ölçümlemlerini karşılaştırmıştır. Araştırmada 5., 10. ve 20. elektrodlar test edilmiştir. Araştırmacılar EAP ve EABR ile ölçülen eşikler arasında yakın bir korelasyon bulmuşlardır. EABR ile EAP eşikleri genel olarak birbirine yakın olmakla birlikte olguların %31.6'sında EAP eşiği EABR eşiğini 5 program biriminden fazla aşmış, olguların %7.9'unda ise EABR eşiği 5 program biriminden fazla olmak üzere EAP eşiğini aşmıştır. Test edilen üç elektrodun da T düzeyinin 156 program birimi civarında olduğu gözlenmiştir. Ayrıca değerler apikal yerleşimli 20. elektrodta, 5. ve 10. elektrodlarda elde edilen eşik ortalamasına kıyasla bir miktar artış göstermiştir. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonucu test edilen üç elektrod için EABR eşikleri ile EAP eşikleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur (24).

Çalışmada medial ve bazal elektrodlardaki eşiğin anlamlı olarak azaldığı gözlemlendi. Firszt ve arkadaşları yaptıkları çalışmada apikal ve bazal elektrodlardan alınan yanıtların amplitüdlerinde anlamlı artış olduğu sonucuna ulaşmışlardır (3). Amplitüddeki artış sadece bazal elektrod için çocuklarda Wackym ve arkadaşları tarafından araştırılmıştır (4). Küçük çocuklardaki Nucleus Contour dizisinin perimodiolar yerleşiminin etkileri de karşı elektrodlar için eşik değeri azalımının ve eşik üstü amplitüdde artışın olduğunu belirten Wackym ve arkadaşları tarafından araştırılmıştır. Buna karşın bu değişikliklerin apikal elektrodlar için yalnızca anlamlı olup olmadığı araştırılmıştır. Diziler

arasındaki etkileşim farklılıklarını açıklığa kavuşturabilecek elektrod düzeninin ve perimodiolar yerleşimin belirli mekanizmalarını tanımlamamışlardır (4).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Küçük çocuklarda davranım testlerinin yeterli güvenilirlikte olmayışı koklear implantlı değerlendirmelerde objektif testlere olan gereksinimi artırmaktadır.

Bu çalışmada iç kulak anomalisi olmayan Nucleus CI24 ve Nucleus CI 512 koklear implant kullanan çocuklarda iki objektif test yöntemi olan ECAP ve EABR sonuçları karşılaştırılmıştır. Çalışmanın diğer bir amacı olan EABR'nin klinik alandaki standardizasyonunu sağlamaktır. Elde edilen sonuçlar şu şekildedir:

1. ECAP ile EABR eşikleri arasında apikal, medial ve bazal elektrodlar arasında pozitif yönde, güçlü ve anlamlı korelasyon elde edildi.
2. ECAP ve EABR eşikleri arasında anlamlı fark elde edilmemiş, bu bulgular, her iki objektif tekniğin birbirleriyle tutarlı olduğu sonucuna ulaştırdı.
3. Akustik ABR'deki şiddet-latans fonksiyonu EABR'de de gözlemlendi.
4. Yüksek uyarım şiddetinde tüm olgularda özellikle de apikal bölgede belirgin tepe veren, yüksek amplitüdlü eV. dalgalar elde edildi.
5. Apikal elektroddan elde edilen yanıtların latansları bazal elektroddan elde edilenlere göre anlamlı olarak daha erken bulundu.

Araştırma sonucunda ECAP ile EABR testleri arasındaki tutarlılık, bu testlerin birbiri yerine kullanılabilmesi sonucunu düşündürmektedir.

EABR için bazal, medial ve apikal bölgelerden birer elektrod seçilerek kayıtlama yapılması yeterli değildir. Uyarım bölgesine özgü yanıtların daha spesifik alınabilmesi için kokleanın her bir bölgesinden birden fazla elektrod seçilerek kayıtlama yapılması uygun olur.

Nucleus CI24 ve CI512 için 200 CL en net yanıtın alındığı şiddet düzeyidir. EABR kayıtlamalarına bu şiddet düzeyinden başlanabilir. Aynı zamanda 200 CL latansa ve morfolojiye ilişkin özelliklerin ortaya konmasında yeterli bir düzey olmuştur. Diğer koklear implant markaları için de en uygun uyarım düzeyinin belirlenmesi uygun olur.

ECAP eşiklerinde apikal elektrodun diğer elektrodlara göre farklılık oluşturması elektriksel uyarımda birden fazla elektrodun seçimini önermeyi gerektirebilir.

Koklear implantın değerlendirilmesinde EABR ya da ECAP kayıtlama tekniklerinden birinin ekarte edilip diğerinin kullanımı söz konusu olmamalıdır. İkisinin de avantajları olduğu kadar dezavantajları da bulunmaktadır. ECAP klinik açıdan pratik olması nedeniyle tercih edilebilirken EABR daha niteliksel bilgi sağladığından klinik araştırmalarda kullanım açısından uygun olabilir.

6. KAYNAKÇA

1. Bülbül A B, 2008. Koklear implantlı hastalarda objektif ve subjektif test yöntemlerinin karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
2. Tavardkiladze G A, Potalova L A, Kruglov AV, Belov OA, Effect of stimulation parameters on electrically evoked auditory brainstem responses. Acta Otolaryngol 2000; 120: 214–217.
3. Karagöz İ, Sezgin KE, Yılmaz M, 2004. Koklear implant algoritmalarının formant frekansları üzerine etkisi. Biyomedikal Mühendislięi Ulusal Toplantısı, BİYOMUT, İstanbul/Türkiye.
4. Bayır , 2010. Castellani solüsyonunun kobaylarda ototoksik etkisinin otoakustik emisyon ve beyinsapı işitsel uyarılmış potansiyelleri ile değerlendirilmesi. Tıpta Uzmanlık Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.
5. Hodge AV, Balkany TJ, (2002). Cochlear Implants for Sensorineural Hearing Loss. Hodges&Balkany: Cochlear Implants. s.22-28.
6. Atılğan A, 2008. Koklear implantlı hastalarda elektrik stapes refleks testi ve NRT testinin T seviyesi açısından standardizasyonu. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
7. Bařar F, 2003. Koklear implant kullanıcılarında neural response telemetry yntemiyle tone decay’in değerlendirilmesi. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
8. Lai W. An NRT Cookbook, Swithzerland, 2004.
9. Hall III JW. ABR parameters, protocolsandprocedures. New handbook of auditory evoked responses, Hall III JW, Perason Education Inc. USA, 2007, 171-211.

10. Brown CJ, Abbas PJ, Gantz B, 1998. Preliminary experience with Neural Response Telemetry in the Nucleus CI24M cochlear implant. The American Journal of Otology 1998; 19: 320-327.
11. Çiçek B Ç, 2009. İç kulak anomalisi olan koklear implant kullanıcılarından objektif test yöntemlerinin karşılaştırılması. Yüksek lisans tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
12. Şerbetçioğlu B. Periferik ve santral işitsel işlevlerin değerlendirilmesi. Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi, Çelik O (ed), 2nd edn, Asya Tıp Kitapevi, 2007; 1933.
13. Moller A R, Janetta P J. Neural generators of the auditory brainstem response, in J. T. Jacobson, ed., The Auditory Brainstem Response, College Hill Press, 1984.
14. Thai-Van H, Truy E, Staphane G, Veuillet E, Collet L, 2002. Electrophysiological findings in two bilateral cochlear implant cases: Does the duration of deafness affect electrically evoked auditory brainstem responses? Ann Otol Rhinol Laryngol 111:2002.
15. Kilenly PR, Zwolan T A, Boerst A, Telian S A, 1997. Electrically Evoked Auditory Potentials: Current Clinical Applications in Children With Cochlear Implants. The American Journal of Otology, Inc. November 1997 – Volume 18 – Issue 6.
16. Stypulkowski PH, Van den Honert C, Kvistad SD, 1986. Electrophysiologic evaluation of the cochlear implant patient. Otolaryngol Clin North Am. 1986 May; 19(2):249-57.
17. Brown CJ, 2003. Clinically uses of electrically evoked auditory nevre and brainstem responses. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg, 11: 383-387.

18. Van der Heijden D, 2006. What are Cochlear Implants? Axistive, retrived 2007-03-01.
19. Gallégo S, Frachet B, Micheyl C, Truy E, Collet L, 1998. Cochlear implant performance and electrically-evoked auditory brainstem response characteristics. Volume 108, Issue 6, November 1998, Pages 521-525.
20. Cooper H, Craddock LC. Cochlear Implants: A Practical Guide. Wiley; 2 edition; 1991.
21. Aksakoğlu G. Sağlıkta araştırma ve çözümleme. İkinci yazım, İzmir, 2006, 245.
22. Ray J, Gibson WPR, Şanlı H, 2004. Role of auditory stimulation in maturation of the auditory pathway. Acta Otolaryngol, 124: 695-699.
23. Bahmer A, Polak M, Baumann U, 2009. Recording of electrically evoked auditory brainstem responses after electrical stimulation with biphasic, triphasic and precision triphasic pulses. Hearing Research 259 (2010) 75-85.
24. Hay-McCutcheon MJ, Brown CJ, Clay KS, Seyle K, 2002. Comparison of electrically evoked whole-nerve action potential and Electrically Evoked Auditory Brainstem Response Thresholds in Nucleus CI24R Cochlear Implant Recipients.
25. Brown C J, Hughes ML, Luk B, Abbas PJ, 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&Hearing: April 2000 - Volume 21 - Issue 2 - pp 151-163.
26. He S, Brown CJ, Abbas PJ. Effects of stimulation level and electrode pairing on the binaural interaction component of the electrically evoked auditory brainstem response.

27. Hughes ML, Stille LJ, 2009. Psychophysical and physiological measures of electrical-field interaction in cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 125: 247-260.

28. Firszt JB, Chambers RD, Kraus N, Reeder RM, 2002. Neurophysiology of cochlear implant users: Effects of stimulus current level and electrode site on the electrical ABR, MLR, and N1-P2 response. *EarHear*, 23 (6), 502–515.

29. Wackym PA, Runge-Samuelson C, Firszt JB, Gaggl W, (2009). Electrically evoked auditory brainstem responses in adults and children: effects of lateral to medial placement of the nucleus 24 contour electrode array. *Otol Neurotol.* 2009 Jun; 30(4): 464-70.

30. Cords SM, Reuter G, Issing PR, et al, 2000. A silastic positioner for a modiolus hugging position of intracochlear electrodes: electrophysiologic effects. *Ann J Otol* 2000, 21:212–217.

31. Thai-Van H, Truy E, Staphane G, Veuillet E, Collet L, 2002. Electrophysiological findings in two bilateral cochlear implant cases: Does the duration of deafness affect electrically evoked auditory brainstem responses? *Ann Otol Rhinol Laryngol* 11:2002.

32. Guirauda J, Gallego S, Arnold L, Boyled P, Truy E, Collet L, 2007. Effects of auditory pathway anatomy and deafness characteristics?: On electrically evoked auditory brainstem responses. *Hearing Research*, 223, 48–60.

33. Çiprut A, Akdaş F, 2006. Electrically evoked auditory brainstem responses in cochlear implant patients. *The Mediterranean Journal of Otology*, 2007; 3: 6-11.

34. Spoendlin H, Schrott A, 1989. Analysis of the human auditory nerve E.N.T. Department, University of Innsbruck, Austria. Received 16 May 1989. Accepted 22 July 1989. Available online 22 March 2003.

35. Abbas PJ, Carolyn BJ (1988). Electrically evoked brainstem potentials in cochlear implant patients with multi-electrode stimulation. *Hearing Research*, Volume 36, Issues 2–3, November 1988: 153–162.

36. Kileny PR, Zwolan TA, Boerst A, Telian S A, 1997. Electrically Evoked Auditory Potentials: Current Clinical Applications in Children With Cochlear Implants. The American Journal of Otology, Inc. November 1997 – Volume 18 – Issue 6.

EK 1

ELEKTROD YERLEŞİMİ



EK 2**VERİ KAYIT FORMU**

.../.../2012

Adı, Soyadı : Doğum Tarihi :
Operasyon Tarihi : Kulak :
İşlemci marka ve modeli : İç parça modeli :
İmplant kullanım süresi : Kapalı elektrod bilgisi:

		Bazal Elektrod (no:)			Medial Elektrod (no:)			Apikal Elektrod (no:)		
İmpedans değeri (kOhm)										
ECAP Eşiği (CL)										
EABR Eşiği (CL)										
EABR eşik latansı (msn)										
	CL	eIII	eV	eIII-eV	eIII	eV	eIII-eV	eIII	eV	eIII-eV
Latans (msn)										
Amplitüd (µV)										
Morfoloji										

EK 3

ETİK KURUL SONUCU

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2012/17-24	Tarih: 10.05.2012
	Prof.Dr.Bülent ŞERBETÇİOĞLU'nun sorumlusu olduğu "İç Kulak Anomalisi Olmayan Koklear İmplantlı Çocuklarda Elektriksel Uyarılmış Bilesik Aksiyon Potansiyelleri Sonuçlarının Karşılaştırılması" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İy Klinik Uygulamaları Kılavuzu
ETİK KURUL ÜYELERİ	

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Besti ÜSTÜN (Başkan Yardımcısı)	Ph.D.Yüksek Hemşire	DEU Hemşirelik Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Osman AÇIKGÖZ	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Mehtap MALKOÇ	Ph.D.Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Adnan MENDERES	Plastik Cerrahi	DEU Tıp Fakültesi Plastik Cerrahi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Hüseyin BASKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Servet AKAR	İç Hastalıkları (Romatoloji)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.İşıl TEKMEK	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Meltem Kutlu GÜRSEL	Hukuk	D.E.Ü Hukuk Fakültesi İdare Hukuku Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E ☐	H ☒	