

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARININ AKUSTİK
DEĞİŞİMİ FARK ETME BECERİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Ody. Eylem SARAÇ

Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Programı

DOKTORA TEZİ

ANKARA

2020

ÖZET

Saraç, E., Koklear İmplant Kullanıcılarının Akustik Değişimi Fark Etme Becerilerinin Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Programı Doktora Tezi, 2020. Bu çalışmada koklear implant kullanıcısı yetişkin bireylerin, akustik değişimi fark etme becerilerinin davranışsal ve elektrofizyolojik ölçümleri arasındaki ilişkinin incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmaya 28 koklear implantlı birey katılmıştır. Bireylere davranışsal olarak, akustik değişimi fark etme eşiği testi ve Türkçe Matrix Testi uygulanmıştır. Akustik değişimi fark etme eşiği, *Staircase-Simple Up Down* yöntemi ile ölçülmüş ve bireylerin /ui/ konuşma yapısında meydana getirilen değişimi fark etme eşiği (Hz) belirlenmiştir. Türkçe Matrix Testi ile bireylerin sessiz durumda Konuşmayı Alma Eşiği (dB) ve Konuşma Anlaşılabilirlik skoru (%) ölçülmüştür. Elektrofizyolojik olarak, bireylerin /ui/ konuşma yapısında meydana getirilen değişime karşı oluşan Akustik Değişim Kompleksi cevapları kaydedilmiştir. Kaydedilen potansiyellerin başlangıç ve değişim kompleksine ait N1-P2 genliği (μV) ve N1 latansı (ms) bulguları incelenmiştir. Çalışma sonucunda, bireylerin davranışsal cevapları ile elektrofizyolojik cevapları arasında anlamlı bir ilişki gözlenmemiştir. Ancak; bireyler davranışsal performanslarının dağılımı açısından incelendiğinde, iki kümeye ayrıldıkları görülmüştür. Kümeler arasında, değişimi fark etme eşikleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p<0,05$). Ek olarak, kümeler elektrofizyolojik ölçümler bakımından karşılaştırıldığında, değişim potansiyelindeki N1-P2 genliği ve N1 latansı bulguları bakımından anlamlı fark gözlenmiştir ($p<0,05$). Değişimi fark etme eşikleri daha iyi olan kümenin, ortalama N1-P2 genlik bulgusunun daha yüksek, ortalama N1 latansının daha uzun olduğu görülmüştür. Sonuç olarak; koklear implantlı bireylerin davranışsal performansları açısından gruplandırılması halinde, bireylerin davranışsal ve elektrofizyolojik bulguları arasında uyumlu bir ilişkinin gözlenebileceği düşünülmüştür.

Anahtar kelimeler: Koklear İmplant, akustik değişim kompleksi, psikofiziksel cevap

ABSTRACT

Sarac, E., The Evaluation of Cochlear Implant Users' Acoustic Change Detection Ability. Hacettepe University, Graduate School of Health Sciences Phd Thesis in Audiology and Speech Disorders Programme, Ankara, 2020. This study aimed to investigate the relationship between behavioral and electrophysiological measures in response to acoustical change in adult cochlear implant users. Twenty-eight users participated in this study. Acoustic change detection threshold test and Turkish Matrix Test were performed in individuals as behaviorally. Acoustic change detection threshold test was performed via Staircase Simple Up Down method and the detection threshold of change (Hz) which is done in /ui/ speech material was found in each individual. The Speech Reception Threshold (dB) and Speech Intelligibility performance (%) of individuals were measured via Turkish Matrix Test (in quiet condition). Acoustic change complex potentials were recorded as a response to change in /ui/ speech material in electrophysiological measurements. The N1-P2 amplitude (μV) and N1 latency (msec) were evaluated in the onset and change responses. A significant relationship between behavioral and electrophysiological measures in individuals was not found. However, when the distribution of individuals in terms of behavioral responses was investigated, two groups could be determined. A significant difference between groups was found in terms of acoustical change detection thresholds ($p < 0,05$). Moreover, there was a significant difference was found in N1-P2 amplitude and N1 latency measures of change responses when electrophysiological responses of groups were compared ($p < 0,05$). In the group which has better detection thresholds, mean value of N1-P2 amplitude was found higher and mean value of N1 latency was found longer. As a result, this study suggests that when the cochlear implant users are grouped in terms of behavioral responses, a good agreement would be seen between behavioral and electrophysiological measures.

Key Words: Cochlear implant, acoustic change complex, psychophysical response

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. İşitme Sistemi Fizyolojisi	4
2.1.1. Periferik İşitme Sistemi Fizyolojisi	4
2.1.2. Merkezi İşitme Sistemi Fizyolojisi	8
2.2. Sensörinöral İşitme Kaybı ve Koklear İmplant	10
2.2.1. Koklear İmplantın Tarihçesi	12
2.2.2. Koklear İmplantın Bileşenleri	14
2.2.3. Konuşma İşleme Stratejileri	16
2.2.4. İşitme Sinirinin Elektriksel Uyarımı	20
2.2.5. Koklear İmplant ile Performans	21
2.3. Konuşma Algısı	21
2.3.1. Konuşma Algısı ile İlgili Olgular	23
2.3.2. Konuşma Algısı ile İlgili Teoriler	24
2.4. İşitme Sisteminin Elektrofizyolojik Olarak Değerlendirilmesi	26
2.4.1. İşitsel Uyarılmış Potansiyeller (İUP) (Auditory Evoked Potentials-AEP)	26
2.4.1.1. Sesin Fizyolojik Olarak Fark Edilmesi	28
2.4.1.2. Sesin Fizyolojik Olarak Ayırt Edilmesi	31
2.5. İşitme Kayıplılarda Sesin Fizyolojik Olarak Fark Edilmesi ve Ayırt Edilmesi	39

2.5.1. Sensörinöral Tip İşitme Kayıplılar	39
2.5.2. İletim Tipi İşitme Kayıplılar	41
2.5.3. İşitme Cihazı Kullanıcıları	41
2.5.4. Koklear İmplant Kullanıcıları	42
2.6. İşitme Sisteminin Psikofiziksel Olarak Değerlendirilmesi	49
2.6.1. Klasik Ölçüm Metodları	51
2.6.2. Adaptif Yöntemler	54
2.6.3. Modern Adaptif Yöntemler	56
3. BİREYLER VE YÖNTEM	63
3.1. Bireyler	63
3.2. Yöntem	64
3.2.1. Akustik Değişimi Fark Etme Testi	64
3.2.2. Türkçe Matrix Konuşmayı Anlama Testi	70
3.2.3. Akustik Değişim Kompleksi Kaydı	72
3.3. İstatistiksel Analiz	74
4. BULGULAR	75
4.1. Demografik Bilgiler	75
4.2. Koklear İmplantlı Bireylerde Elde Edilen Davranışsal ve Elektrofizyolojik Bulgular	77
4.3. Koklear İmplantlı Bireylerin Akustik Değişimi Fark Etme Eşikleri ile Türkçe Matrix Konuşmayı Anlama Testi Bulguları ve Elektrofizyolojik Bulgular Arasındaki İlişkinin İncelenmesi	81
4.4. Koklear İmplantlı Bireylerde Elde Edilen Davranışsal Bulgulara Göre Kümeleme Analizi	82
5. TARTIŞMA	85
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	99
7. KAYNAKLAR	101
8. EKLER	
EK-1: Etik Kurul Onay Sayfası	
EK-2: Tez Çalışması Orjinallik Raporu	
EK-3: Dijital Makbuz	
9. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

A1	Primer Auditory Cortex
A2	Secondary Auditory Cortex
ACE	Advanced Combination Encoder
ADK	Akustik Değişim Kompleksi
AFC	Alternative Forced Choice
CAEP	Cortical Auditory Evoked Potentials
CF	Characteristic Frequency
CIS	Continuous Interleaved Sampling
CN	Cochlear Nucleus
dB	Desibel
dB SPL	Desibel Sound Pressure Level
DL	Difference Limen
DSP	Digital Signalling Processing
DTH	Dış Tüy Hücresi
EADK	Elektriksel Akustik Değişim Kompleksi
ECAP	Evoked Compound Action Potential
EEG	Elektroensefelografi
EMN	Eşleşmeyen Negativite
ERP	Event Related Potentials
F0	Temel Frekans
FSP	Fine Structure Processing
GMA	Grand Mean Avarage
HiRes	Hiresolution
Hz	Hertz
ICA	Independent Component Analysis
IF	Inferior Colliculus
IFC	Interval Forced Choice
ISI	Inter Stimulus Interval
İTH	İç Tüy Hücresi
İUP	İşitsel Uyarılmış Potansiyel
KAE	Konuşmayı Alma Eşiği

Kİ	Koklear İmplant
KİUP	Kortikal İşitsel Uyarılmış Potansiyel
LL	Lateral Lemniscus
M1	Sol kulak memesi
M2	Sağ kulak memesi
MGB	Medial Geniculate Body
MLP	Maximum Likelihood Procedures
ms	Milisaniye
μv	Mikrovolt
n	Sayı
nAFC	Number of Alternative Forced Choice
NIH	National Institutes of Health
n of m	Number of Maxima
OBP	Olaya Bağlı Potansiyel
Ort.	Ortalama
PEST	Parameter Estimation of Sequential Testing
RMS	Root Mean Square
RT	Rise Time
SGC	Spiral Ganglion Cell
SGO	Sinyal Gürültü Oranı
sn	Saniye
SNR	Signal to Noise Ratio
SOC	Superior Olivary Complex
SPEAK	Spectral Peak
SRT	Speech Reception Threshold
ss	Standart Sapma
TFS	Temporal Fine Structure
UD	Up Down
UDR	Up Down Rule
UDTR	Up Down Transformed Rule
VOT	Voice Onset Time

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Koklea ve korti organı.	5
2.2. Konuşma sinyalinin zarf (envelope) ve temel yapı bileşenleri.	7
2.3. Merkezi işitme sistemi.	8
2.4. İşitsel korteks ve tonotopik organizasyonu.	10
2.5. Normal işitme ve total işitme kaybı.	12
2.6. Koklear implant sisteminin bileşenleri.	14
2.7. Scala tympani'ye yerleştirilmiş olan elektrot dizini.	15
2.8. CIS stratejisi ile konuşmayı işleme.	18
2.9. Click ve /ba/ konuşma sesi ile uyarılmış P1-N1-P2 kompleksi.	28
2.10. Başlangıç (onset), değişim (change) ve bitiş (offset) cevapları.	32
2.11. F2' de değişiklik yapılmış olan /ui/ uyararı ile oluşan ADK cevabı.	33
2.12. Rastlantısal Oddball paradigması ve Düzenli Oddball paradigması ile uyararı sunumu	36
2.13. EMN cevabının gösterimi.	36
2.14. P3 ve EMN cevapları.	38
2.15. Koklear implantlı bir bireyde /ui/ konuşma yapısı ile uyarılan ADK	45
2.16. Koklear implantta uyarı elektrotunun değiştirilmesi ile meydana gelen EADK cevapları ile kontrol cevabı.	46
2.17. Normal işiten bireyde ve koklear implantlı bireyde meydana gelen KIUP	48
2.18. ADK ölçümünde artefaktlı kayıt örneği.	48
2.19. Psikometrik fonksiyon örneği.	51
2.20. Method of Limits yöntemi ile eşik tarama deneyi.	52
2.21. Forced Choice metodunda psikometrik fonksiyon.	54
2.22. Bekesy tekniği.	55
2.23. Simple Up Down metodu.	57
2.24. Two Down One Up metodu.	59
3.1. /ui/ uyararının zamana bağlı gösterimi.	65
3.2. Staircase test ekranı.	67
3.3. Staircase cevap ekranı.	68

3.4. Staircase örnek sonuç ekranı.	68
3.5. International 10-20 System ile elektrot yerleşimi.	73
4.1. Koklear implantlı bireylerde Simple Up Down ölçümü bulguları.	78
4.2. Genel ortalama elde edilen ‘başlangıç (onset) ve ADK ’ cevabı (örnek birey).	79
4.3. Genel ortalama elde edilen ‘başlangıç (onset) ve ADK’ cevabı (n=11).	79
4.4. Grubun RMS ölçümü ile elde edilen genel ortalama cevapları: a) başlangıç cevabı b) değişim (ADK) cevabı.	80
4.5. EEG kaydında gözlenen artefakt örneği.	80

TABLolar

Tablo	Sayfa
3.1. Staircase test parametreleri.	66
3.2. Staircase-Simple Up Down yöntemi ile eşik hesaplama.	69
3.3. Türkçe Matrix testi cümle örnekleri.	71
3.4. ADK parametreleri.	73
4.1. Bireylerin demografik özellikleri.	76
4.2. Ölçümlerin betimleyici istatistikleri.	77
4.3. Simple Up Down akustik değişimi fark etme eşikleri ile KAE, anlaşılabilirlik, başlangıç cevabı, ADK cevabı ve RMS ölçümlerinin ilişkisi.	81
4.4. Kümeleme için kullanılan değişkenlerin önem dağılımları.	82
4.5. Kümelelerin dağılımı.	82
4.6. Kümelelere göre ölçümlerin betimleyici istatistikleri.	83
4.7. Kümelerin ölçümler bakımından karşılaştırılması.	83

1. GİRİŞ

Koklear implant, bilateral ileri ve çok ileri derecedeki sensörinöral işitme kayıplılara uygulanan elektronik prostetik bir cihazdır. Koklear implant uygulaması ile kaybedilen işitme hassasiyetinin tekrar kazandırılması hedeflenir. Kokleada oluşturulan elektriksel aktivite ile sağlam spiral ganglion hücreleri ve ardından işitme siniri uyarılarak, işitsel bilgi beyinin üst merkezlerine iletilir (1). Üst merkezlere iletilen bilginin çözümlenmesi ile konuşmanın fark edilmesi, ayırt edilmesi ve anlaşılması gerçekleşir.

Konuşmanın ayırt edilmesi ve anlaşılması işitsel kapasiteden etkilenir. İşitsel kapasite, sese karşı hassasiyet ve sesin çözünürlüğü becerilerinin gelişmesi ile ortaya çıkmaktadır. Sese karşı hassasiyet, işitme eşiklerinin belirlenmesi ile değerlendirilmektedir. Sesin çözünürlüğünün oluşabilmesi için ise sesin frekans, zaman ve şiddet bilgisinin üst merkezlerde kodlanabilmesi gerekmektedir. Sesin üst merkezlerde kodlanmasını değerlendirmek için kortikal olarak uyarılmış potansiyel ölçümlerinden yararlanılmaktadır (2).

Konuşma, sürekli ve değişken bir sinyaldir. Konuşmanın anlaşılabilmesi için akustik özelliklerindeki değişimin, periferik ve merkezi işitsel sistem tarafından fark edilmesi ve ayırt edilmesi gerekmektedir. Kliniklerde konuşmanın anlaşılmasına ilişkin olarak, çeşitli davranışsal ve elektrofizyolojik testler uygulanmaktadır. Davranışsal testler olarak konuşma odyometrisi temelli testler uygulanmaktadır. Uygulanan elektrofizyolojik testler ise işitsel olarak uyarılmış kortikal potansiyelleri kaydetmeye yöneliktir. Bu cevaplar arasında konuşma uyaranlarının fark edilmesini ölçen P1-N1-P2 kompleksi cevapları ve ayırt edilmesini ölçen Akustik Değişim Kompleksi (ADK) (*Acoustic Change Complex-ACC*), Eşleşmeyen Negativite (EMN) (*Mismatch Negativity-MMN*) ve P3 cevapları vardır (2).

Çalışmamızda, koklear implant kullanıcılarının konuşmanın akustik özelliklerindeki değişimi fark etme becerilerini davranışsal ve elektrofizyolojik yöntemler ile değerlendirmek ve bu yöntemler arasındaki ilişkiyi ortaya koymak amaçlanmıştır. Davranışsal olarak konuşmayı anlama ve akustik değişimi fark etme

becerileri ölçülmüştür. Konuşmayı anlama becerisini ölçmek için Türkçe *Matrix* Testi uygulanmıştır. Akustik değişimi fark etme becerisini ölçmek için *Psychoacoustics Toolbox*’ da yer alan *Staircase* metodu ile ‘akustik değişimi fark etme eşiği’ belirlenmiştir. Elektrofizyolojik olarak ise bireylerin akustik değişimi fark etme cevaplarını değerlendirmeyi sağlayan ADK potansiyelleri kaydedilmiştir.

Türkçe *Matrix* testi, konuşmayı anlama becerisini cümle düzeyindeki materyaller ile değerlendiren bir testtir. Sentaktik olarak açık fakat semantik olarak tahmin etmesi güç cümle listeleri içerir. Testin adaptif ve adaptif olmayan uygulama seçenekleri vardır. Uygulama tercihinine göre Konuşmayı Alma Eşiği (KAE) (*Speech Reception Threshold-SRT*) ve konuşmanın anlaşılabilirliği (*speech intelligibility*) değerlendirilebilir. Test, sessiz ve gürültü durumlarında uygulama seçenekleri sunar (3, 4).

Psychoacoustics toolbox, işitsel eşik hesaplaması amacı ile kullanılan, farklı adaptif uygulama seçenekleri sunan ve *MATLAB* programı altında çalışan araç kutusudur. Günümüzde kullanılan psikometrik testlerin temelini oluşturan en önemli testlerden biri olan *Staircase* metodu bu uygulama içerisinde mevcuttur. *Psychoacoustics toolbox*, içeriğindeki çeşitli psikoakustik deney ile uygulama ihtiyacına yönelik olarak adaptasyon yapmaya izin vermektedir (5).

Akustik değişim kompleksi, devam eden uzun süreli uyarının akustik karakterinde bir değişiklik meydana geldiğinde oluşan işitsel uyarılmış potansiyeldir (6, 7). ADK, normal işitmesi olan ya da işitme kayıplı bireylerde kaydedilebilmektedir. ADK, şiddet ve frekans bilgisini ayırt etmede davranışsal ölçümler ile uyumlu sonuçlar göstermektedir (8). ADK ölçümünün, yetişkin bireylerde test – tekrar test güvenilirliği yüksek bulunmuştur (9). ADK cevapları, işitme cihazlı veya koklear implantlı bireylerde kaydedilebilmektedir (10).

Ses uyarılarının fark edilmesi ve ayırt edilmesini ölçen psikoakustik ve elektrofizyolojik testlerde çeşitli uyarılar kullanılabilir. Bu uyarılar saf ses, klik, gürültü ya da konuşma heceleri/yapıları olabilir. Çalışmamızda, ikinci formant frekansında (F2) değişim meydana gelen /ui/ konuşma yapısı uyarı olarak

kullanılmıştır (11). Uyarıyı oluşturan temel frekans (F0) ve harmonikleri F1, F3 sabit tutulmuştur. F2' deki değişim uyarının zamansal olarak ortasında meydana gelmektedir. Bu değişim normal işitenler tarafından fark edildiğinde konuşma yapısı /ui/ olarak algılanmaktadır, fark edilmediğinde ise yalnızca /u/ sesi olarak algılanmaktadır. Çalışmamızda koklear implantlı bireylerin bu değişimi fark etme becerileri değerlendirilmiştir.

Çalışma hipotezlerimiz aşağıda verilmiştir.

1- H_0 = Koklear implantlı bireylerin akustik uyarandaki değişimi fark etme becerileri davranışsal ve elektrofizyolojik olarak farklılık göstermemektedir.

2- H_1 = Koklear implantlı bireylerin akustik uyarandaki değişimi fark etme becerileri davranışsal ve elektrofizyolojik olarak farklılık göstermektedir.

Bu çalışmanın, özellikle pediatrik grup ya da davranışsal olarak test edilmesi güç olan implant kullanıcılarında konuşmayı ayırt etme becerilerini elektrofizyolojik olarak değerlendirmeye yönelik yapılacak araştırmalara bir katkı sunabileceği düşünölmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İşitme Sistemi Fizyolojisi

İşitme sistemi periferik ve merkezi olmak üzere iki kısımda incelenebilir. Periferik işitme sistemi dış kulak, orta kulak ve iç kulaktan oluşmaktadır. Merkezi işitme sistemi ise kokleadan çıkan işitme siniri liflerinden başlayarak *Cochlear Nucleus (CN)*, *Superior Olivary Complex (SOC)*, *Lateral Lemniscus (LL)*, *Inferior Colliculus (IF)*, *Medial Geniculate Body (MGB)* ve işitsel korteks yapılarını içermektedir.

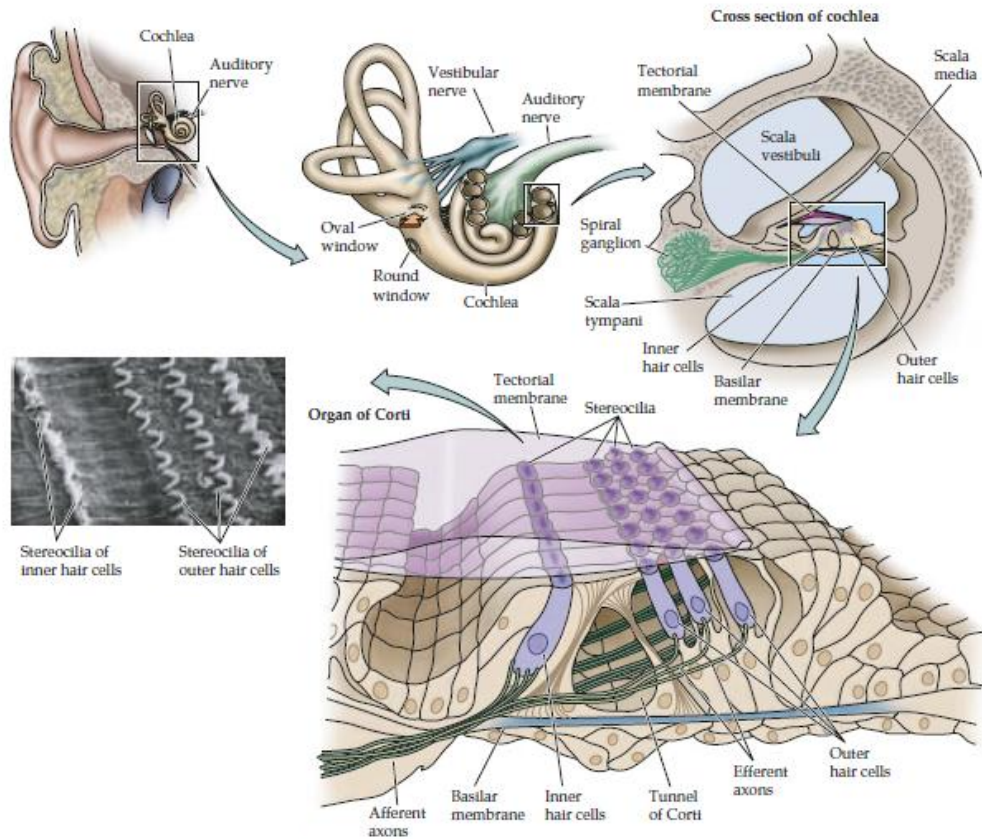
2.1.1. Periferik İşitme Sistemi Fizyolojisi

Normal işitmede, kulağa gelen ses dalgaları timpanik membran aracılığı ile orta kulaktaki kemikcik zincire iletir. *Malleus*, *Incus*, *Stapes* kemiklerinden oluşan zincirin titreşimi ile *Stapes* tabanı piston benzeri hareket yaparak iç kulak ile bağlantı kurduğu oval pencereyi uyarır. Oval pencereye ulaşan enerji, koklea sıvılarını iç ve dış yönlü salınımlı olmak üzere harekete geçirir.

Kokleada bazal membran boyunca sıvıların hareketi ile ilerleyen dalga hareketi meydana gelir. Kokleanın bazal bölgesinden apeksine kadar meydana geldiği kabul edilen ilerleyen dalga teorisine göre, koklear sıvıları boyunca meydana gelen basınç salınımlarının frekansına ya da frekanslarına göre mekanik cevaplar meydana gelir. Tek bir frekans için membran boyunca meydana gelen hareket özel bir noktaya kadar devam eder ve sonra keskin bir biçimde söner. Alçak frekanslı salınımlar kokleanın daha geniş ve daha esnek yapısı olan apeks kısmında, yüksek frekanslı salınımlar daha dar ve daha sert olan bazal kısımda en büyük enerjiyi oluşturur. Kokleada meydana gelen bu mekanik enerji, korti organında bazal membran ile tektorial membran arasında kalan tüy hücrelerinin uyarılmasını sağlar.

Tüy hücreleri; 3 sıra Dış Tüy Hücreleri (DTH), bir sıra İç Tüy Hücreleri (İTH) olmak üzere koklea boyunca uzanır (Şekil 2.1.). İTH'leri, *modiolosa* yakın olan tüy hücreleridir. Tüy hücrelerinin üst yüzeyleri *stereocilia* denilen hücreler ile kaplıdır.

Tüy hücreleri uyarıldığında bazal membranda meydana gelen mekanik enerjiyi *stereociliar* aracılığı ile nöral bilgiye çevirir. Bazal membranda meydana gelen hareket ile DTH' nin *stereociliarı* bükülür. İTH' lerinin *stereociliarının* yüksek olasılıkla tektorial membrana yerleşmediği düşünülür. DTH' lerinin *stereociliarın* bükülmesi ile uç bağlantılarındaki iyon kanalları açılıp kapanır ve İTH' lerine doğru kimyasal salınımlar meydana gelir. İTH' lerinde meydana gelen nöral sinyaller ile ses uyarımına ait özellikler işitme sinirine iletilir. Bu sinyaller, işitme sinirinde nöral ateşlemelerin oluşmasına sebep olur. Bu ateşlemeler ile meydana gelen nöral bilgi, merkezi işitsel yolları izleyerek işitsel bilginin işlemlenmesini sağlamış olur.



Şekil 2.1. Koklea ve korti organı (12).

Genel teorilere göre; DTH' lerindeki *stereociliarın* kokleadaki hareketlere karşı hassasiyeti, bazal ve tektorial membran arasında mekanik olarak eşleşmeyi sağlar. Bu eşleşme ile koklea en küçük vibrasyonlara ve en yüksek frekanslara karşı hassas hale gelir. Bu durum aynı zamanda, İTH' lerinin düzgün fonksiyon

gösterebilmesi için gerekli olan ve kokleanın lineer olmayan cevapları olarak adlandırılan yanıtları doğurur. DTH' lerinin en önemli görevinin koklear amplifikasyonu sağlamak; İTH' lerinin en önemli görevinin ise işitme sinirine sinyal iletimi olduğu düşünülür (13).

İşitme sinirindeki fibrillerin çoğu, ses uyarısının yokluğunda spontan aktiviteye sahiptir ancak aktivitelerin hızı nöronlar arasında değişkenlik gösterir. Her nöron kendi eşikine ve saturasyon düzeyine sahiptir. Yüksek spontan hızları olan nöronlar, düşük eşik ve dar dinamik alan ile ilişkilidir. Bir nöronun en düşük eşik ile uyarıldığı frekans, karakteristik frekans (*Characteristic Frequency-CF*) olarak adlandırılır. *CF* fibrili diğer frekanslar ile uyarıldığında eşik yükselir. Her sinir fibrilinin, bazal membranda da olduğu gibi, frekans-eşik eğrisi (*tuning curve*) vardır (13).

Nöral ateşlemelerin temporal paterni de ses uyararı hakkında bilgi taşımaktadır. Nöral ateşlemeler uyarın dalga formu fazına özel olarak meydana gelmeye eğilimlidir. *Phase locking* etkisi olarak bilinen bu durum 4-5 kHz üzerindeki frekanslarda çok zayıf gerçekleşmektedir (13, 14).

Periferik işitme sisteminde frekans, şiddet ve zaman bilgisinin kodlanması

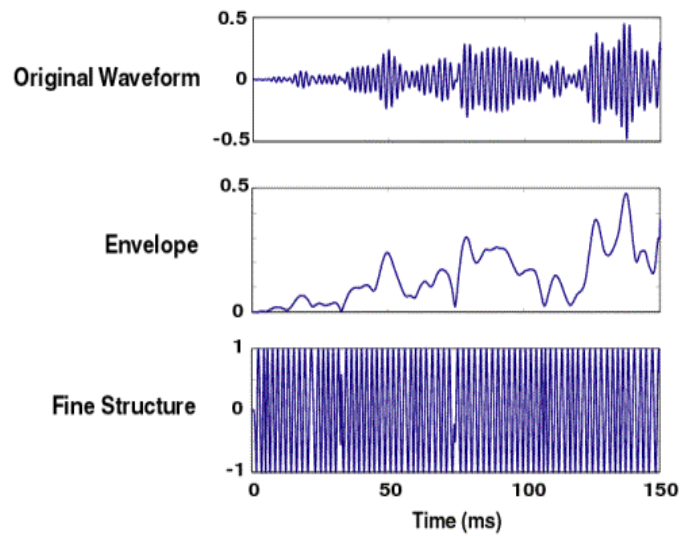
Nöral sistemin frekans kodlama becerisi, yer teorisi (*place theory*) ve temporal teori (*temporal theory*) ile açıklanmaktadır. Yer teorisine göre, frekans bilgisi kokleadan kortekse kadar gelişmiş bir organizasyon ile kodlanır. Koklea boyunca her bir hücre belli bir frekans için özelleşmiştir. Kokleada bazal kısım yüksek frekanslara karşı hassas iken, apikal kısım alçak frekanslara karşı hassastır. Bu frekans-yer özelleşmesi tonotopik organizasyon olarak adlandırılır. İşitme sistemindeki tonotopik organizasyon, kokleadan kortekse kadar devam eder (13, 15).

İşitme siniri, ortalama 5 kHz altındaki uyarıların fazı ile orantılı bir hızda ateşleme gösterir. Temporal teoriye göre; nöral sistem, deşarj hızının periyodisitesini analiz ederek frekans hakkında bilgi sağlar (13).

Şiddet bilgisinin, işitsel sistemdeki ateşleme hızındaki artış ile kodlandığı düşünülmektedir. Dinamik aralığı 120-140 dB SPL aralığında olduğu düşünülen insan kulağının, bu geniş aralıktaki seslere karşı hassasiyet gösterebilmesi için işitme siniri fibrillerinin çoğunun, karakteristik frekansına bakılmaksızın, aynı anda ateşleme göstermesi gerektiğine inanılmaktadır. Tek bir işitme hücresinin ateşleme hızının en fazla 35 dB SPL şiddet aralığındaki değişimi yansıtacağı düşünülmektedir (13).

Konuşma gibi kompleks frekans bileşenleri içeren seslerin şiddet bilgisinin kodlanmasında nöral ateşlemelerin detaylı zaman analizinin çok önemli olduğu düşünülmektedir. Sinir hücrelerinin, uyarının hızına senkronize ateşlenmesi, başka bir ifadeyle faza kilitli olarak ateşlenmesi özelliği ile yansıtılan zaman bilgisi, konuşmanın şiddet kodlamasına da yardımcı olmaktadır (13).

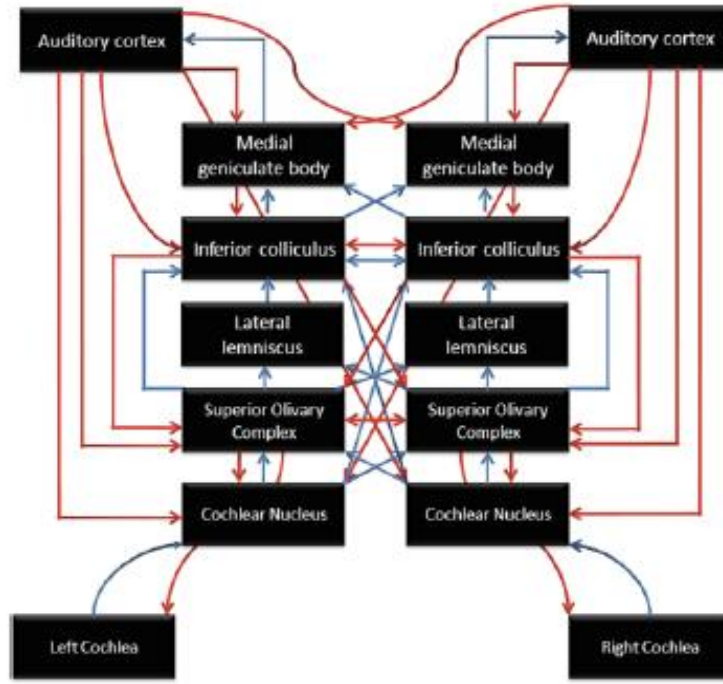
Kokleada konuşma seslerinin analiz edilmesi sonucunda *bandpass filtered* sinyaller meydana gelmektedir (16). Her bir sinyalin iki önemli bilgi taşıdığı kabul edilmektedir. Bunlardan birincisi; zarftaki (*envelope*) fluktuasyonlardır. Bunlar zamana bağlı amplitüd değişimlerini yansıtır. İkincisi; *Temporal Fine Structure (TFS)*'daki fluktuasyonlardır (Şekil 2.2). *TFS* bilgisi, bantın merkezi frekansına yakın hızlı osilasyonlardır. *TFS* hakkındaki bilgi, işitme sinirinin faza kilitli paternlerinde taşınır (17).



Şekil 2.2. Konuşma sinyalinin zarf (*envelope*) ve temel yapı bileşenleri (18).

2.1.2. Merkezi İşitme Sistemi Fizyolojisi

İşitme sinirinin afferent lifleri ilk olarak rostral medulladaki ipsilateral *CN* kompleksine gelir. Buradan çıkan aksonlar ipsilateral ve kontralateral *SOC*' e giderler. *CN* aksonlarının çoğunun kontralaterale doğru çaprazlaştığı söylenebilir. Beyin sapında bu seviyede gerçekleşen *binaural* inervasyon, ses lokalizasyonu açısından çok önemli bulunmaktadır. *SOC*' den çıkan aksonlar ise *LL* yolu ile orta beyinde yer alan *IC*' a ulaşır. *SOC* aksonlarının çoğu çaprazlaşarak kontralateral *IC*' a ilerler. *IC*' un postsinaptik aksonları ise talamustaki *MGB*' ye ve buradan işitsel kortekse ulaşır (Şekil.2.3).



Şekil 2.3. Merkezi işitme sistemi (19).

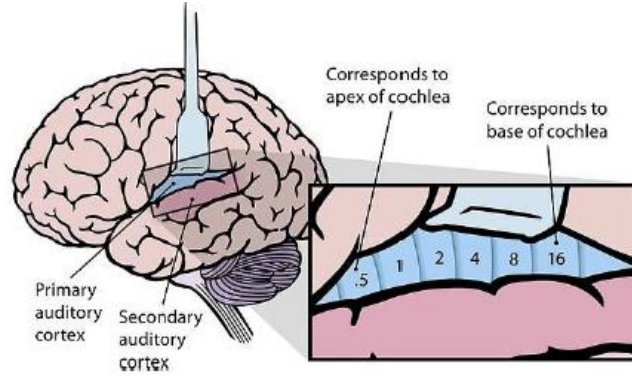
İşitme siniri fibrillerinin sonlandığı *CN* ile talamus arasında kompleks nöral yapılar dizini vardır. Bu nöral yapılar, beyin sapı ve orta beyin arasındaki işitsel döngüyü kurarlar. Ses uyarımına ait nöral sunumların buradaki transformasyonu oldukça karmaşık ve önemlidir. Örneğin, *CN*' un 6 farklı hücre tipinden oluşan üniteleri vardır. Bu üniteler sinaptik organizasyonları, işleme biçimleri, işitsel sistem ile bağlantıları açısından farklılık göstermektedir. Literatüre bakıldığında, *primary like* ve *chopper* ünitelerinin üzerinde en çok çalışma yapılan üniteler olduğu

görülmüştür. *Primary like* unitelerin saf seslere karşı, işitme siniri fibrillerinde olduğu gibi, oldukça gelişmiş faza kilitli aktivasyonlar oluşturduğu görülmüştür (20, 21). Benzer şekilde, formant frekansların kodlanmasında hassas oldukları bildirilmiştir (22-24). *Chopper* ünitelerinin ise faza kilitli cevaplarda zayıf iken, hız ve yer kodlamasında hassas olduğu ve işitme sinirine kıyasla ses şiddeti ile arka plan gürültüden daha az etkilendiği bulunmuştur (22).

CN' da gerçekleştiği düşünülen bu üst düzey çözümlemenin, *SOC' de* kulaklar arası şiddet ve zaman farklılıklarının kodlanması ve dolayısı ile ses lokalizasyonu bilgisinin ortaya çıkması açısından önemli bir hazırlık olduğu söylenebilir. *SOC' de* belirlemeye başlayan *binaural* bilginin devam eden işitsel yolda işlenerek kortekse ulaştığı düşünülmektedir (25).

İşitsel yol boyunca entegre ve organize edilen işitsel sinyal *MGB* ile primer işitsel kortekse (A1) ulaşır. A1 alanı *superior temporal* lobda (*Broadman* 41 no.lu alan), *Heschle's gyrus* içerisindedir. A1, kortiko-kortikal yollar ile daha yüksek seviyeler olarak kabul edilen ikincil işitsel kortekse (A2/ *Broadman* 42 no.lu alan) ve diğer assosiasyon alanlarına bağlantılar gönderir (26, 27). A1 alanı, A2 alanının işleyeceği işitsel objeleri belirler. Örneğin, sesi meydana getiren frekansları tanımlanır. Üst seviyelerde ise kelimelerin algılanması sağlanır. A1 alanı, aynı zamanda, talamusa nöral geri bildirimler gönderir.

Kokleadaki tonotopik organizasyon işitsel kortekse kadar devam etmektedir. Koklea bazalinde toplanan yüksek frekans bilgisi, işitme sinirinin çevresel tabakasında taşınmaktadır. Kokleanın apeksinde toplanan alçak frekans bilgisi ise işitme sinirinin merkez tabakasında taşınmaktadır (14). Bu tonotopik frekans düzenlemesi *SOC* seviyesinde organize edilir ve *IC' a* doğru taşınır. *IC' un* ventral kısmında yüksek frekans bilgisine karşı aktivasyon meydana gelirken, daha dorsal kısımlarında alçak frekans bilgisine karşı aktivasyon meydana gelir. *IC' tan MGB' ye* taşınan tonotopik bilgi korunarak işitsel kortekse ulaşır. İşitsel kortekste ise *isofrequency bands* adı verilen kısımlar frekansa özelleşmiş *core belt* ve *parabelt* alanlarından oluşmuştur (12). Şekil 2.4.' de işitsel korteksteki tonotopik organizasyon gösterilmiştir.



Şekil 2.4. İşitsel korteks ve tonotopik organizasyonu (12).

Korteks, fonksiyonel olarak *supragranular* (I, II, III), *internal granular* (IV) ve *infragranular* (V, VI) katmanlardan oluşur. *Supragranular* katmanlar *intrahemisferic* (kortiko-kortikal) ve *interhemisferic (association)* nöral bağlantılar kurmaktan sorumludurlar. *Supragranular* katmanlar, işitsel uyarının kompleks işleme için gerekli yapıyı oluştururlar (28, 29). *Internalgranular* katman, periferik işitme sisteminden gelen talamik bilgiyi toplar. Buradaki aktivasyon sonrasında bilgi *supragranular* katmanlara (en çok II ve III'e) ve oradan da *infragranular* katmanlara iletilir. Bu katmanlar serebral korteksi subkortikal yapılar ile bağlar ve subkortikal işitsel yapılara geri bildirim gönderir. Derin tabakalar (V, VI) talamustan çıkan uyarılar ile yüksek seviyelerden gelen efferent uyarıların entegre ettiği için, buradaki çıktı ile kortikal plastisite modüle edilebilir ve düzenlenebilir (30, 31).

2.2. Sensörinöral İşitme Kaybı ve Koklear İmplant

Koklear implant, işitme cihazından yarar görmeyen ileri ya da çok ileri derecede sensörinöral tip işitme kayıplı bireylere uygulanan elektronik prostetik bir cihazdır.

Sensörinöral işitme kaybının temel nedeni kokleanın duyu hücrelerindeki (DTH ve İTH) hasar ya da tam kayıptır. Dış tüy hücrelerindeki kayıp ya da hasar, işitme eşiklerinin yükselmesi ve frekans çözünürlüğünün bozulmasına neden olur. İç

tüy hücrelerindeki hasar ya da kayıp ise total işitme kaybına varana kadar ileri derecedeki kayıplara neden olur (1).

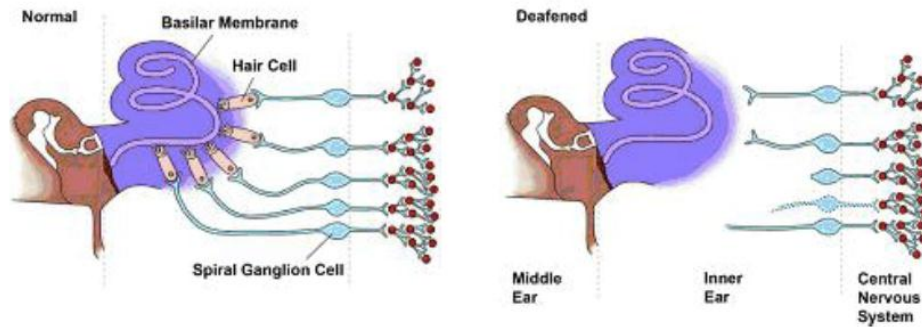
Afferent ve efferent bağlantıları ile koklear amplifikasyonu regüle eden DTH'lerinde kayıp ya da hasar olması, tüy hücrelerinin lineer olmayan kompresyon fonksiyonunda değişikliğe neden olarak gürlük algısını bozduğu düşünülür. Bu nedenle sensörinöral işitme kayıplı bireyler, konuşma şiddeti artsa bile, çoğu zaman konuşmayı anlayamamaktan şikayetçidirler.

Sensörinöral işitme kaybı, konuşmanın farklı elementleri üzerinde etkili olabilir. Sensörinöral işitme kayıplı bireylerin iletişim ile ilgili ihtiyaçları üzerinde tartışılırken sinyalin iki önemli akustik özelliği üzerinde durulmalıdır. Bunlar; zarf ve *TFS* özellikleridir. Zarf bilgisi, sinyalin bütünündeki amplitüd değişimini taşır ve gürlük algısına yardımcı olur (32). *TFS* bilgisi ise zarftaki spektral değişimi temsil ederek perde özelliğini taşır (16).

Literatürde, sensörinöral işitme kaybının *TFS* bilgisinin işlemlenmesinde azalmaya sebep olabileceği bazı olası etkileri bildirilmiştir. Bunlar; faza kilitli çözümlemenin azalması (33-35), bazal membranın farklı noktalarında göreceli olarak görülen faz cevaplarındaki değişiklik (36), kompleks ve hızlı değişim gösteren *TFS* bilgisini taşıyan dar bantlı işitsel filtrelerin merkezi mekanizmalar tarafından kodlanmasındaki zorluk (16), *TFS* bilgisi ile bazal membrandaki yer bilgisi arasındaki uyumsuzluk (37, 38), merkezi sistemdeki inhibisyon mekanizmalarındaki bozulmalar olabilir (16).

Bazı psikoakustik çalışmalarda, işitme kayıplı bireylerde *TFS* bilgisini kullanma becerisinin azalması ile ortaya çıkan sonuçlar araştırılmıştır. Bu çalışmalara göre; düşük hızlarda frekans modülasyonlarını fark etme (39, 40) , kulaklar arası faz farklılıklarına dayanan laterilizasyon (41) ve kompleks seslerin temel frekanslarını ayırt etme becerileri etkilenmektedir (42). Konuşmayı anlama ile ilgili yapılan çalışmalarda ise işitme kayıplı bireylerin fluktuasyon gösteren arka plan gürültünün olduğu durumlarda *TFS* bilgisini yeterli düzeyde kullanamadığı ve konuşmayı anlama performanslarının zayıf olduğu belirlenmiştir (16, 43).

Koklear implant adayı olan sensörinöral işitme kayıplılarda, İTH' lerinin büyük bir kısmı ya da tamamı kayıptır (1) ve iletim sağladıkları işitme siniri de kısmen hasarlı olabilir (44). Bu durum periferik işitme sistemi ile merkezi işitme sistemi arasındaki bağlantının kesilmesine neden olur (Şekil 2.5). Koklear implantın fonksiyonun, kayıp olan tüy hücrelerini *bypass* ederek, direk olarak işitme sinirindeki sağlam hücreleri (*Spiral Ganglion Cell-SGC*) uyarmak olduğu düşünülmektedir.



Şekil 2.5. Normal işitme ve total işitme kaybı (1).

Koklear implant ileri-çok ileri derecedeki işitme kayıplı bireylerde işitilebilirliği oluşturmak için kullanılan bir cihazdır. Koklear implant, akustik sinyalleri elektriksel sinyallere çevirerek doğrudan işitme sinirini uyarır ve işitme sinirinin uyarılması ile işitsel bilginin üst merkezlere iletilmesi sağlanır.

2.2.1. Koklear İmplantın Tarihçesi

İşitsel sistemi elektriksel uyarı ile uyarma girişimi ilk defa 1970 yılında Alessandro Volta ile başlamıştır. Volta kulağına metal çubuklar sokmuş ve bu çubukları 50 volt akımla uyarmıştır. Volta bu girişim ile baş çevresinde bir patlama hissi ve çorba kaynamasına benzer bir ses duyduğunu ifade etmiştir (45) .

Daha sonra, 1957 yılında, Djourno ve Eyrries (46) işitme sinirini elektriksel olarak uyarılmışlardır. Bu deneme sonucunda, işitsel yolda uyarım yaratmanın mümkün olabileceğini bildirmişlerdir. Bu gelişmelerden sonra, tek kanallı koklear implant uygulaması ilk defa 1961 yılında Dr. House (12) tarafından iki yetişkin hastada

gerçekleştirilmiştir. Çok ileri derecedeki işitme kayıplı bu hastalar, yuvarlak pencereden doğrudan *scala tympani*' ye yerleştirilen elektrot aracılığı ile uyarılmışlardır. Her iki hasta da işitsel uyarım hissettiklerini ifade etmişlerdir. Araştırmacılar, uyarım seviyesinin artırılması ile gürlük algısının değiştiğini, uyarım hızının artırılması ile perde algısının değiştiğini fark etmişlerdir. Simmons, 1964'te, elektrotu vestibüle yerleştirerek doğrudan *modioulus*' u uyarmayı başarmıştır ve bu hastaların zaman ve frekans ile ilgili özellikleri fark ettikleri belirtilmiştir (45).

İlk ticari koklear implant 1972 yılında Amerika' da üretilmiştir. Bu sistem *3M/House* adı altında tek elektrot implantı ve ses işlemcisinden oluşan bir sistemdir. 1975 yılında, 13 hasta bu implant ile ameliyat edilmiştir. Bu hastaların implantları ile konuşmayı anlamıyor olmalarına rağmen çevresel sesleri tanıyabildikleri, dudak okuyabildikleri ve implantsız duruma göre daha yüksek performans gösterdikleri bildirilmiştir (45) .

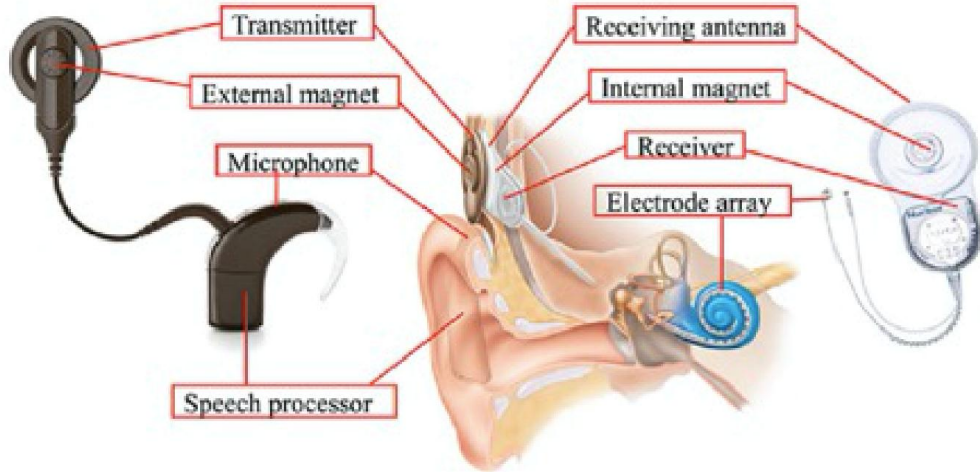
Çok kanallı implanttan ilk defa 1984 yılında bahsedilmiştir ve *The United States National Institutes of Health (NIH)* 1988 yılında yayınladığı raporda çok kanallı koklear implant sistemlerinin tek kanallı sistemlerden çok daha fazla yarar sağladığını bildirmiştir. *NIH* 1998 yılında ise zamanın en güncel ses işlemcileri ile hastaların cümle testlerinde görsel ipucu olmadan % 80 doğruluk skoru elde ettiklerini bildirmiştir (45) .

Alçak frekans işitmesi korunmuş ancak yüksek frekanslarda ani düşüş gösteren sensörinöral tip işitme kaybı konfigürasyonunda kullanılmak amacı ile *hybrid* koklear implantlar geliştirilmiştir. Bu konudaki gelişmeler ilk defa 1996 yılında *University of Iowa*' da başlamıştır. *Hybrid* koklear implant sistemlerinde, kısa ve yumuşak yapılı bir elektrot dizini kokleanın bazaline yerleştirilmektedir. Bu sistemler ile elektriksel ve akustik uyarım birleştirilerek, yüksek frekans işitme hassasiyetinin oluşturulması ve rezidüel işitmenin korunarak amplifiye edilmesi amaçlanmaktadır (47, 48).

2.2.2. Koklear İmplantın Bileşenleri

Koklear implantlar, transkütanöz mıknatıs ile birbirine bağlanan iç ve dış parçalardan meydana gelir. İç parça cerrahi olarak kokleaya yerleştirilirken, dış parçalar kulak arkasında taşınır. Bazı koklear implant sistemlerinin dış parçaları ise saçlı deri üzerinde taşınmaktadır.

Koklear implant sistemlerinde, konuşma işlemcisi (*speech processor*) olarak adlandırılan dış parçanın temel görevi akustik sinyali işleyerek dijital sinyallere çevirmektir. Aynı zamanda, iç parça için güç kaynağı görevi yapar. Konuşma işlemcisi; alıcı, *Digital Signalling Processing (DSP)* ünitesi, amplifikatör ve batarya kompartmanından oluşur. *DSP* ünitesi, gelen sinyalin dönüştürülmesi ve filtrelenmesini sağlayan haritalama ve konuşma işleme stratejilerinden sorumludur. İşlenen sinyal, aktarıcı bobine iletilir. Aktarıcı bobin, elektriksel sinyali radyo frekans sinyallerine dönüştürerek iç parçaya iletimini sağlar (49). Şekil 2.6.'da koklear implant sisteminin bileşenleri gösterilmiştir.

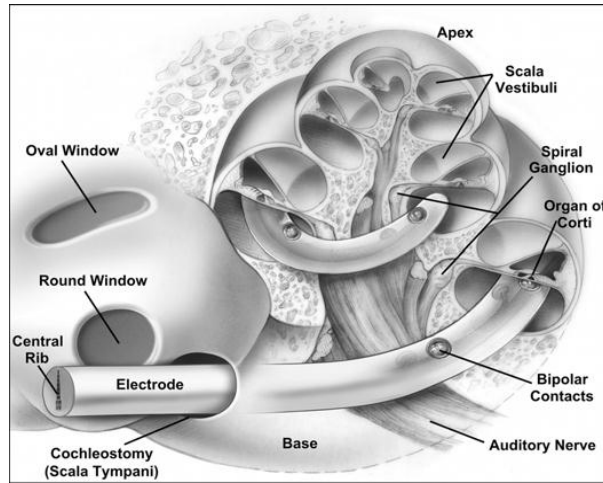


Şekil 2.6. Koklear implant sisteminin bileşenleri (www.semanticscholar.org). (*Transmitter*: iletici bobin, *External magnet*: dış mıknatıs, *Microphone*: mikrofon, *Speech processor*: konuşma işlemcisi, *Receiving antenna*: alıcı anten, *Internal magnet*: iç mıknatıs, *Receiver*: alıcı, *Electrode array*: elektrot dizini)

Koklear implant sisteminin iç parçası, radyo frekans enerjisini tekrar elektriksel sinyallere çevirerek, kokleaya yerleştirilmiş olan elektrot dizinine

iletmekten sorumludur. İç ve dış parçalar arasında herhangi bir yerde sinyal iletimindeki bir eksiklik, elektriksel-biyolojik arayüzde zayıf çözümlenmiş bir sinyale sebep olur (1).

Elektrot dizini, kokleada *scala tympani*'ye yerleştirilir (Şekil 2.7). Koklea içindeki (*intracochlear*) elektrot kontaklarının sayısı 12 ile 22 arasında olabilir. Ayrıca, 1 ya da 2 elektrot koklea dışında (*extracochlear*) yer alır. Bunlar referans ya da toprak elektrot olarak görev alırlar. Elektrot yerleşimi, toplam uzunluğu 35 mm olan kokleada, genellikle 18 ile 26 mm derinliğe yapılır. Elektrotların sayısı ve özellikleri üretici firmaya göre değişiklik gösterebilir.



Şekil 2.7. *Scala tympani*'ye yerleştirilmiş olan elektrot dizini (1).

Intracochlear elektrotlar, *monopolar* ya da *bipolar* konfigürasyonda uyarılırlar. *Monopolar* konfigürasyonda, elektrotlar genellikle *temporalis* kası altına ya da implantın alıcı-stimulatörünün uzağına yerleştirilmiş olan referans elektrot tarafından uyarılır. *Bipolar* konfigürasyonda ise bir elektrot kendisine komşu olan elektrot tarafından uyarılır. Her bir elektrot çifti, elektrot dizini boyunca farklı yerleri uyarmak için kullanılırlar. Günümüzde, tüm koklear implant sistemleri *monopolar* konfigürasyonu kullanmaktadır. *Monopolar* sistemler işitsel algıyı oluşturmak için daha az elektrik akımı ve pil gücüne ihtiyaç duyarlar.

Koklear implant sistemleri, normal işitmedeki tonotopik organizasyonu taklit etmeye çalışır. Kokleanın bazaline yerleştirilmiş olan elektrotlar yüksek frekans

bilgisini kodlarken, apeks yerleşmiş olan elektrotlar alçak frekans bilgisini kodlamaktan sorumludurlar. Elektrotların frekans seçiciliği çeşitli faktörlere bağlıdır. Bu faktörler; elektrotların geometrik uyumu, sağlam nöral doku ile yakınlığı, kokleanın ossifikasyon ve fibrozis durumudur.

Kokler implant sistemlerinde tasarım hedeflerinden birisi, uyarılan nöronların elektriksel olarak örtüşmesini azaltmak için bağımsız kanal sayısını artırmak olmuştur. Günümüzdeki implant tasarımlarında elektrot sayısı 22' ye kadar çıksa da bu tasarımlarda en fazla 4 ila 8 tane bağımsız kanal yaratılabileceği gösterilmiştir (50-53). *Scala tympani* elektrotlarında, elektriksel örtüşmenin kaçınılmaz olduğu söylenebilir. Çünkü, elektrotların içinde bulunduğu perilemf sıvısı oldukça iletken olmakla birlikte çoğu vakada elektrotlar hedef nöral dokudan göreceli olarak uzak pozisyondadır. Bazı vakalarda, elektrot dizininin *scala tympani*' nin iç duvarına yakın pozisyonlanması ile hedef nöral dokuya yaklaşıldığı ve frekans seçiciliğinde iyileşme olduğu görülmüştür (54).

2.2.3. Konuşma İşleme Stratejileri

Konuşma işlemcisi, gelen konuşma sinyalini özel algoritmalar ve teknikler kullanarak frekans, zaman ve şiddet özellikleri açısından analiz eder ve işlemler.

Koklear implant sistemlerinde, temporal ve spektral bilgide daha yüksek çözünürlük sağlayabilmek için *filterbank* teknolojisi kullanılmaktadır. *Filterbank* sistemler, sinyali elektrot dizini üstündeki farklı kanallara yönlendiren *bandpass* filtrelerdir. Günümüzde kullanılan ses işleme stratejilerinin tamamı *filterbank* teknolojisine dayanır. Bu stratejiler kullanılan *bandpass* filtrelerinin sayısı, örneklem hızı, her bir kanala uygulanan uyarımın şiddet seviyesi açısından farklılıklar gösterirler.

İlk koklear implant sistemlerinde sesin iletimi, elektrotların analog dalga formları kullanılarak devamlı ya da eşzamanlı uyarılması ile sağlanmıştır. Günümüzde ise tüm koklear implant sistemlerinde pulsatif dalga formları tercih edilmektedir. Her bir atım (*pulse*), ilgili kanallara sıra ile iletilir. Böylece elektrot interferansı

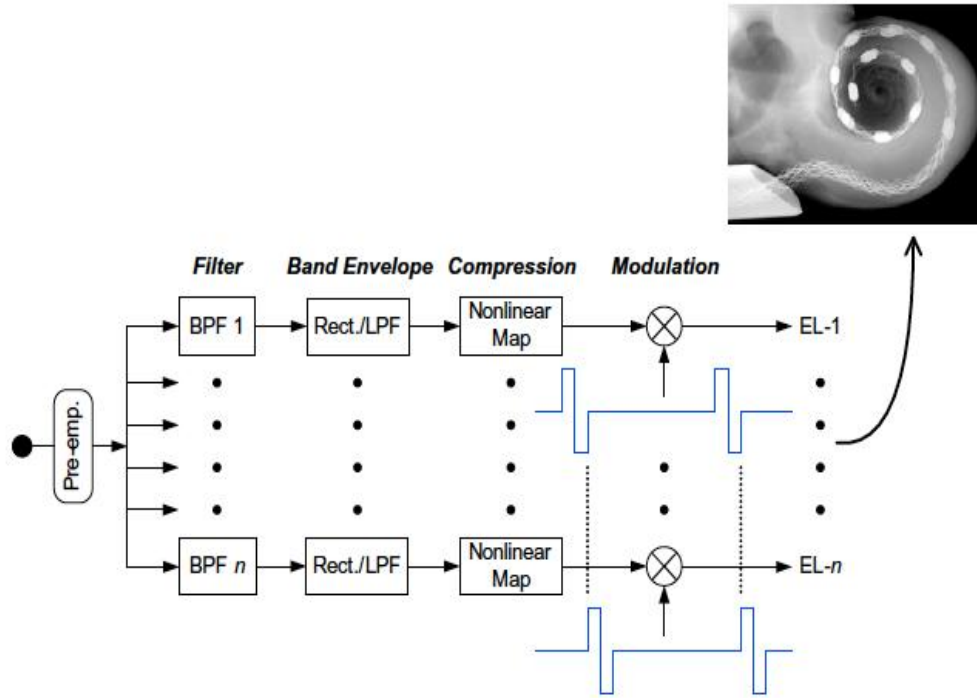
engellenmiş ve spektral bilgi korunmuş olur. Pulsatif stratejiler dalga formunu bir bütün olarak iletmez; sinyalin zamana bağlı değişimlerinin hızlı örneklemlerini alarak elektrotlara iletir.

Kompleks akustik özellikleri olan konuşmanın elektriksel sinyallere dönüştürülebilmesi için, zamansal ve spektral bileşenlerin kodlanması gerekir. Spektral dönüşüm elektrot dizini boyunca yayılan elektriksel uyarıya ve kanallar arasında biriken uyarımların toplamına bağlıdır. Sinyalin zaman özelliğini taşıyan temporal bilgi, herhangi bir zaman diliminde özel bir kanaldaki uyaran amplitüdüne bağlıdır. Temporal ve spektral kodlamayı toplam şarj (*total charge*), akım (*current*), akım süresi (*pulse width*), hız (*rate*) ve teknoloji düzeyi gibi çok sayıda değişken etkiler. Bu değişkenler sisteme ait yazılımlar üzerinden kontrol edilebilir.

Continuous Interleaved Sampling (CIS) stratejisi

CIS stratejisi ile ses bilgisi, *bandpass filterbank* sistemleri aracılığı ile frekans bantlarına ayrılır. Bantlardaki zarf farklılıkları belirlenerek, modüasyonlu bifazik elektriksel atımlar dizisi ile kokleada eşleştikleri elektrota gönderilir. Zarf sinyalleri, modülasyon öncesi lineer olmayan sıkıştırma fonksiyonu ile elektiksel dinamik aralığı belirler. *Bandpass* kanallarından çıkan uyaran, frekans özelliklerine göre ilgili elektrotlara yönlendirilir (Şekil 2.8.) Elektriksel atımların kanallar ve elektrotlar arasındaki yayılımı, zamansal olarak sıra ile gerçekleşmektedir. Böylece, elektrotlar eş zamanlı olarak uyarılmış olmaz ve elektrot etkileşimi azaltılmış olur. Her bir zarf dedektörünün alçak geçirgen filtresi genel olarak 200 Hz'e ayarlanmıştır. Böylece, konuşma sesinin temel frekansı (F_0) modüasyonlu dalga formlarında temsil edilebilir (1).

CIS stratejisi, günümüzde farklı koklear implant sistemleri tarafından farklı biçimlerde kullanılabilir. Az sayıda kanal ile kullanıldığı bilinmesine rağmen, en fazla 22 kanallı uygulamaya kadar imkan sağlamaktadır (1)



Şekil 2.8. CIS stratejisi ile konuşmayı işleme (1).

Spectral Peak (SPEAK), Number of Maxima (n-of-m) ve Advanced Combination Encoder (ACE) stratejileri

SPEAK, n-of-m ve ACE stratejilerde, uyarılar ilgili elektrotlara gönderilmeden önce, her kanalın zarf bilgisi özel bir kanal seçim planı (*spectral peak picking*) ile analiz edilir. *Bandpass* filtreler arasında en yüksek amplitüdü sinyaller belirlenir ve sadece bu sinyal eşleşen elektrotlara atımlar iletilir (1).

ACE ve *n-of-m* stratejilerinde ‘*n*’ parametresi (*number of spectral peaks/number of maxima*) sabit iken, *SPAEEK* stratejisinde ‘*n*’ parametresi mikrofonu giren sinyalin şiddeti ve spektral kompozisyonuna göre değişkenlik gösterebilir. *ACE* ve *n-of-m* stratejilerinde uyarım hızı elektrot başına ortalama 1000 *pulse/sec* ya da daha fazla iken, *SPEAK* stratejisinde ortalama 250 *pulse/sec*’ dir. *ACE* ve *n-of-m* stratejileri, kanal seçimi planı dışında, tasarım olarak *CIS* stratejisine benzer (55). *SPEAK* stratejisi daha yavaş uyarım hızı kullanır ve ‘*n*’ parametresi adaptiftir.

Bu stratejilerde kullanılan kanal seçiminde amaç, akustik çevrenin en önemli özelliklerini aktarmaktır. Düşük şiddetli kanalların dışlanması, genel maske etkilerini

ve koklea boyunca elektrotlar arasında meydana gelebilecek interferans etkilerinin azaltılmasına yardımcı olur.

Bu stratejiler *spectral maxima* stratejileri olarak da bilinirler. *SPEAK* stratejisi, gelen sinyali ortalama 6 en fazla 9 *maximada* toplar ve 20 aktif elektrota dağıtır. *ACE* stratejisi gelen sinyali genelde 8-12, en fazla 20 *maximada* toplar ve 22 elektrota dağıtır.

HiResolution (HiRes) ve HiRes with Fidelity 120 stratejileri

HiRes stratejisi yüksek uyarım hızı ve yüksek *cut-off* frekansına sahip zarf dedektörleri ile iyileştirilmiş *TFS* bilgisi sunmayı amaçlayan ilk işleme stratejilerinden birisidir (1). Her kanalda çoklu uyarım sahaları oluşturarak daha gelişmiş *TFS* bilgisi sunmayı amaçlayan alternatif strateji ise *HiRes Fidelity 120* dir. Bu strateji *HiRes*' in bir varyasyonudur.

Hires Fidelity 120 stratejisinde elektrotlar arasındaki fiziksel kanallarda sanal kanallar (*virtual channels*) oluşturulur (56). Toplam 16 elektrot arasında bulunan 15 kanalın her biri, 8 ayrı sanal kanala bölünerek 120 sanal kanal meydana getirilir. Elektrotların ikiye bölünmüş gruplar halinde ve sıra ile uyarılması sonucunda sanal kanallara gelen hassas uyarımlar sayesinde, detaylı spektral bilgi erişiminin mümkün olduğu düşünülmektedir.

HiRes stratejilerinin, *CIS* stratejisini temel aldığı söylenebilir (1). *CIS*'te elektrotlar tek tek sıra ile uyarılırken, *HiRes*'te belli bir amplitüd oranı uygulanarak ikili şekilde ancak yine sıra ile uyarılır.

Fine Structure Processing (FSP) stratejisi

Alçak frekanslı *bandpass* filtrelerin en küçük ilk dördünün frekansı ile eşleşen kanallardaki atımlar kısa gruplar halinde elektrotlara iletilir. Geriye kalan yüksek frekans kanalları *CIS* işleme stratejisi yöntemi ile devamlı atımlar ile iletilir. *FSP*

ve benzeri stratejiler ile alçak frekans bilgisine ait temporal bilginin daha iyi iletildiği düşünülmektedir (1, 57, 58).

2.2.4. İşitme Sinirinin Elektriksel Uyarımı

Normal işitmede, işitme sinirinin uyarımı ilk olarak bazal membrandaki tonotopik kodlamayı takiben meydana gelir. Tonotopisite, işitsel yol boyunca var olan işitsel nöronların frekans spektrumuna özel mekansal organizasyonunu ifade etmektedir (59). Frekans seçiciliği, tüy hücrelerinin ‘yer’ kodlaması ile başlar ve işitme sinirinin uyarılması ile tonotopisite kurulur. Koklear implant sistemlerinde de elektrot uyarımları ‘yer’ prensibi üzerine kurulur. Günümüzde çok kanallı koklear implant sistemleri, cihaz tipine bağlı olarak, *scala tympani*’ de bazalden apekse doğru yerleştirilen ve *modiolus*’ daki *spiral ganglion* hücrelerine yakın mesafede pozisyonlanan 6 ile 22 arasında *intracochlear* elektrota sahiptir.

Spektral kodlamanın işleme stratejisindeki kanal sayısına bağlı olduğu düşünülmekle beraber, frekans seçiciliğini etkileyen çok çeşitli faktörlerin varlığı da tartışılmaktadır. Örneğin; elektriksel uyarım hızı ve uyarılan elektrotların pozisyonundaki değişimin, frekans bilgisindeki değişimin kodlanmasında etkili olduğu düşünülmektedir. Koklear implant stratejilerinin, normal işitenlerin *TFS* ve spektral bilgiyi işleme stratejilerine göre daha zayıf ve yavaş olduğu bulunmuştur (60). Elektrot interferansının, frekans seçiciliğini etkilediği düşünülmektedir. Kompleks akustik sinyal varlığı durumunda çok sayıda elektrotun eş zamanlı olarak uyarılması, elektrot dirençlerinin düşmesine ve frekans seçiciliklerinin azalmasına sebep olmaktadır. Kompleks uyarım ile aynı zamanda kokleada meydana gelen geniş elektriksel yayılımdan dolayı, çok fazla sayıda nöron uyarılmakta ve yer-perde bilgisi karışmaktadır (61).

Koklear implant sistemlerinde temporal bilgi, işitme sinirinin normal işitmedeki gibi faza kilitli çalışma prensibi ile işlenmektedir. Konuşma işlemcilerinin; gelen sinyalin zamana bağlı değişimini temsil eden zarf bilgisini hazırladığı, zarflarda taşınan temporal bilginin ise elektrotlar aracılığı ile işitme sinirine faza kilitli atımlar olarak iletildiği belirtilmektedir (62-64).

2.2.5. Koklear İmplant ile Performans

Koklear implant ile performans, bireyler arasında geniş bir aralıkta değişkenlik göstermektedir (65-68). Konjenital işitme kayıplı implant kullanıcısı çocukların çoğunun, yüksek skorlu konuşmayı anlama performansı ve normal dil gelişimi gösterdiği belirtilmiştir. Postlingual işitme kayıplı implant kullanıcıları, genellikle konuşmayı anlama becerilerini yeniden kazanmakta ve konuşma dilini kullanmaktadırlar. Ancak, bazı implant kullanıcıları ise konuşma becerisi geliştirememekte ve konuşma dilini kullanmamaktadırlar (69-71). Benzer şekilde, çoğu implant kullanıcısı, frekans algısına dayanan çeşitli durumlarda zorluk çekmektedirler (72-74). Performans olarak zorlanılan durumlar genellikle kadın-erkek sesi ayrımı, vokal duyguyu tanıma, tonal dillerin algılanması, gürültüde konuşmanın anlaşılması ve müzik algısı olmaktadır.

Konuşma algısını etkileyen değişkenler çeşitli araştırmalarda tanımlanmıştır. Bireye bağlı değişkenler işitme kaybının yaşı, işitsel deprivasyonun süresi, implantasyon yaşı, işitme kaybının etyolojisi ve işitsel rehabilitasyonun yoğunluğudur (67, 75). Koklear implant cihazına bağlı değişkenler elektrot dizininin *insertion* derinliği ve açısı, elektrot sayısı, konuşma işleme stratejileridir. Buna ek olarak, işitsel deprivasyonun derecesi ve merkezi işitsel sisteminin maturasyonu da konuşma algısını etkileyen önemli nöral faktörler olarak kabul edilmektedir (65, 76, 77). Tüm bu faktörler implant performansındaki değişken sonuçları belli ölçülerde açıklayabilmektedir.

2.3. Konuşma Algısı

Konuşma, insanların birbirleri ile iletişim kurma biçimlerinin temelidir. Araştırmacılar, yarım yüzyıldan fazla süredir bu konu üzerinde çalışmaktadırlar. Konuşma algısı ile ilgili sistemin nasıl çalıştığı hakkında çok fazla bilgiye erişilmiş olsa da hala çok çeşitli araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Konuşma sesleri; akciğerler, trake, larenks, boğaz, farenks, burun, nazal kavite ve ağız tarafından üretilir. Larenks altında yer alan yapıya ses telleri denir. Ses telleri

arasındaki boşluk ise *glottis* olarak adlandırılır. Akciğerlerden gelen havanın ses tellerini titreştirmesi ile oluşan ses enerjisine glottal kaynak denir. Glottal kaynak, periyodik kompleks bir ton olan temel frekans (*Fundamental Frequency-F0*) ve onun geniş spektrumlu harmoniklerinden meydana gelir. F0; erkeklerde 100 Hz, kadınlarda 200 Hz civarındadır. Ses tellerinin kompleks bir filtre gibi görev yaparak meydana getirdiği formant frekanslarının toplam sayısı 40 kadar olabilir. Formant frekanslar birinci formant (F1), ikinci formant (F2) gibi isimlendirilerek devam eder (25).

Konuşma sesleri ünlü ve ünsüz sesler olmak üzere iki grupta incelenir. Ünlü seslerin spektral karakterleri, ses tellerinin boyu ve şekli ile belirlenir. Ünlü sesler periyodik kompleks seslerdir. Ünsüz sesler, vokal yolun kısmi ya da tam kapanması ile meydana gelen aperiodyk seslerdir. Bu sesler artikülasyonun şekli, artikülasyonun yeri, ses tellerinin titreşim durumu ve vokal yolun kapanma derecesine göre sınıflandırılırlar. Ünsüz seslerin patlamalı, sürtünmeli, durak sürtünmeli seslerden meydana geldiği kabul edilir (25).

Hangi ünlü sesi duyduğumuz formant frekanslar tarafından belirlenir. Ses tellerinin şeklinin değişmesi ile sesin formant yapısında değişim meydana gelir. Formant frekanslardaki değişim genel olarak vokal yolun daralma derecesi ile ilişkilidir. Seslerin oluşumunda dilin yüksekliği ve dudakların yuvarlaklığı, vokal yoldaki daralmayı etkileyerek ünlü ses üretimini belirler. Örneğin F1 formant frekansı, genel olarak, dilin yükselmesi ile vokal yolda oluşan hacime bağlıdır. Dil ucunun yükselmesi ile F1 düşer, dilin arkaya doğru yükselmesi ile F1 yükselir. F2 formant frekansı ise dilin öne, ağız ucuna doğru yükselmesi ile yükselir. Dudakların yuvarlaklaşması ile ise ağız açıklığı daralır ve ilk iki formant düşer. Araştırmacılar, ünlü seslerin tanınmasında ilk üç formantın önemli derecede sorumlu olduğunu bildirmişlerdir (78, 79).

Ünsüz seslerin tanınmasında, ses tellerinin titreşip titreşmediği önemli bir ipucu sağlamaktadır. Örneğin patlamalı seslerin, patlama anı (*stop burst*) ile ses tellerinin titreşmeye başladığı an arasındaki zaman (*Voice Onset Time- VOT*) sesin ünlü olup olmadığı ile ilgili bilgi sağlamaktadır. Diğer taraftan; patlamalı bir sesin artikülasyon yerinin, kendinden sonra gelen ünlü fonemin F2 geçişi ile ilişkili olduğu

kabul edilir. Değişken olabilen ‘artikülasyon yeri’, çeşitli akustik ve algısal çalışmalara konu olmuştur.

Bazı araştırmacılar konuşma seslerinin algılanması için özel mekanizmalar olduğunu ve konuşma algısının, konuşma olmayan yapıların algılanmasından belirgin düzeyde farklılık gösterdiğini bildirmişlerdir. Özellikle, konuşma sesleri işitildiğinde algının konuşma modu (*speech mode*) adı verilen durumun işlediği üzerinde durulmaktadır (14).

2.3.1. Konuşma Algısı ile İlgili Olgular

Konuşma özel bir işitsel uyarandır. Konuşmanın, konuşma olmayan uyarılardan ayrılabilmesi için çeşitli özelliklere sahip olması gerektiği düşünülmektedir. Literatürde, bu ayrımın yapıldığı çeşitli olgular tanımlanmıştır. Bunlar; kategorik algılama, serebral asimetri, *duplex perception*, *cue trading*, işitsel-görsel entegrasyon, *sine wave speech* olgularıdır. Bu olguların çoğu tek başına konuşmaya özel değildir, ancak birlikte ele alındığında konuşma algısı modu için kanıt sağlamaktadır.

Kategorik algılama; konuşmanın, fonetik farklılık arttıkça daha iyi ayırt edilmesi olgusuna denir. Akustik sinyaldeki bazı değişiklikler sesin algılanmasında farklılık yaratmaz iken, bir başka ufak değişiklik belirgin bir farklılık yaratarak fonem algısında değişikliğe neden olabilir (80). Literatüre bakıldığında, formant geçişi ve *VOT* parametrelerinin kategorik algılamayı etkilediği düşünülen ve üzerinde sıkça çalışılan en önemli iki akustik özellik olduğu görülmüştür.

Konuşmanın algılanmasında beyinin sol tarafının daha aktif olduğu bilinmektedir. Bu olgu serebral asimetri olarak tanımlanmaktadır (81, 82). Bu olgunun anlaşılması ile birlikte konuşmanın algılanmasında sağ kulak avantajı önem kazanmıştır. Sağ kulağın, beyin sol hemisferi ile güçlü bağlantılarının olması sebebi ile dilin işlenmesinde ‘sağ kulak avantajı’ indeks olarak kabul edilmiştir.

Duplex perception olgusu, formant geçişi gibi tek bir akustik paterni olan uyaranın hem konuşma sesi, hem de konuşma olmayan bir ses olarak algılanabilmesidir (83). Bařka bir ifade ile; formant geçişlerinin aynı anda hem konuşma algısı hem konuşma olmayan algı yarattığı dūřunılmaktadır. Bu iki işlem için iki farklı işlemeleme gerçekleştiğine inanılmaktadır.

Dođal konuşma yapılarındaki fonetik zıtlıklar çeşitli akustik işaretler içermektedir. Akustik işaretlerdeki değişim ve bunların meydana geliş dūzeni, fonetik algıda değişime neden olur. *Cue trading* ya da *phonetic trading* olarak bilinen bu olgunun oluşabilmesi için dinleyicinin konuşma paterni bilgisine sahip olması gerektiği bildirilmiştir (84).

Konuřma algısı oluşurken işitilen sinyalin algılanışı, konuşmacının yūzünde ve dudaklarında gōrūlen hareketlerden etkilenmektedir (85). Bu olguya işitsel gōrsel entegrasyon denilmektedir. Bazı araştırmacılar bu entegrasyonun konuşmanın anlaşılmasında bir kanıt olduğunu dūřunmektedirler (84). Ancak, konuşma olmayan uyarılar için de işitsel gōrsel entegrasyon oluşabilmektedir (14).

Konuřma yapısındaki ilk ū formant frekansın sinūzoidal patern ile değiştirilmesi durumunda, dinleyicilerin duydukları sesleri konuşma olmayan uyarılar olarak ya da doğal işitilmeyen konuşma uyarıları olarak tanımlaması olgusu ortaya çıkmıştır. Bu olguya '*sine wave speech*' denilmektedir (86).

2.3.2. Konuşma Algısı ile İlgili Teoriler

Konuřma algısı ile ilgili tanımlanan kategorik algılama ve sađ kulak avantajı olguları, konuşmanın motor teorisinin gelişmesine yol açmıştır. Motor teori, Liberman ve ark. (80) tarafından tanımlanmıştır. Bu teoriye gōre, konuşma algısı ile konuşma ūretimi birbiri ile doğrudan bağlantılıdır. Konuşmacının jestleri, dinleyicinin beyinde farklı motor komutlar oluşturur. Bu komutlar, bazı linguistik konfiguratōrler tarafından artikulatōr organlara iletilir ve karşılıklı konuşma başlar. Bu teoride akustik ipuçlarından ziyade motor komutlara odaklanılmaktadır.

Akustik değişkenlik modeline göre, konuşma sinyalindeki akustik özelliklerin değişimi özelleşmiş nöral mekanizmalar tarafından algılanır. Algılanan bu değişim sinyallerinin fonemik haritalara çevrilmesi ile konuşma algısı meydana gelir (87).

McClelland ve Elman (88) tarafından tanımlanan diğer teori *Trace Model*' dir. Bu teoriye göre algının üç katmanı vardır. Bunlar; fonemler, fonetik segmentler ve kelimelerin tanımlandığı nöral ağlardır. Bu ağlar, gelen sinyalin özelliğine göre aktivite gösterirler. Ağlar arasında eksitasyonu uyaran bağlantılar olduğu gibi inhibitör bağlantılar da bulunmaktadır.

Literatüre bakıldığında, tek başına konuşma sinyali analizinin, konuşma algısının tamamıyla anlaşılması için yeterli olmayacağı yönünde büyüyen bir farkındalık olduğu görülmektedir. Konuşma algısı alanında çalışan araştırmacılar, diğer alanlar ile iş birliği içerisinde çalışmaktadırlar. Bu alanlardan biri, konuşma sinyalinin işleme sistemi tarafından nasıl işlemlendiğidir (*bottom up processing*). Diğer önemli bir alan ise, konuşma sinyalinin üst merkezlerde işleme (*top down processing*) biçimidir. Üst merkezlerdeki dilsel ve kognitif bilginin, akustik-fonetik bilginin yorumlanmasına nasıl ve ne kadar katkı sağladığı günümüzde hala çalışılan konularından birisidir.

Üst merkez bilgisinin konuşma algısına etkisini düşündüren çeşitli olgular tanımlanmıştır. Bunlar; fonemik restorasyon, *McGurk* etkisi, *Ganong* etkisi, seçici adaptasyon olgusu ve eş artikülasyon kompensasyonu (*compensation for coarticulation*) olgularıdır.

Warren (89), kelime yapısındaki ufak bir parçayı yok edip yerine gürültü gibi farklı bir yapı yerleştirildiğinde, kelimenin doğru algılandığını görmüş ve bu olguyu fonemik restorasyon olarak tanımlamıştır. Araştırmacı, bozuk konuşma yapısını doğru algılamak için üst merkezdeki leksikal bilgiden faydalandığını düşünmüştür. Ganong (90), leksikal bilginin konuşma algısında etkisini göstermek için başka bir deney yapmış ve *Ganong* etkisini tanımlamıştır. Bu etkiye göre, anlamsız ve çelişkili hale getirilmiş uyaran leksikal yardım ile anlamlı kelime olarak anlaşılacaktır. Bu iki olguya göre, akustik-fonetik kodlamanın, leksikal bilgi olmadan tamamı ile

anlaşılmayacağı belirtilmiştir. Bununla birlikte, akustik-fonetik işlemlenin görsel bilgidenden etkilendiği de literatürde bildirilmiştir.

McGurk ve MacDonald (85), yalnızca akustik uyarı olarak dinletilen bir hecenin dinleyici tarafından doğru tanımlandığını; fakat aynı akustik uyarı, söyleniş benzer başka bir hecenin söyleniş görseli ile birlikte verildiğinde, dinleyicinin diğer heceyi tanımladığını görmüştür. Bu olgu ile akustik ve görsel bilginin uzlaştığı belirtilmiştir.

Tüm bu olgulara ek olarak, konuşma yapısının değişkenlik göstermesi de konuşmanın algılanmasında önemli bir faktördür. Konuşmadaki akustik ipuçları hiçbir zaman sabit değildir. Bu değişkenliğin kaynağı ses tellerinin boyu, konuşma hızı, fonetik içerik, vurgu, entonasyon olabilir. Konuşmanın anlaşılmasında bir problem olarak görülen değişkenlik durumu, dinleyici tarafından kompanse edilmektedir. Bunlar dışında, konuşmayı anlamayı zorlaştıran gürültü ve yansıma faktörleri de konuşma algısını etkilemektedir.

2.4. İşitme Sisteminin Elektrofizyolojik Olarak Değerlendirilmesi

Konuşmanın ayırt edilmesi ve anlaşılması işitsel kapasiteden etkilenmektedir. İşitsel kapasite, sese karşı hassasiyet ve sesin çözünürlüğü becerilerinin gelişmesi ile ortaya çıkmaktadır. Sese karşı hassasiyet, işitme eşiklerinin belirlenmesi ile değerlendirilmektedir. Sesin çözünürlüğünün oluşabilmesi için sesin frekans, zaman ve şiddet bilgisinin üst merkezlerde kodlanabilmesi gerekmektedir. Sesin üst merkezlerde kodlanmasını değerlendirmek için 'Kortikal İşitsel Uyarılmış Potansiyel' (KİUP) (*Cortical Auditory Evoked Potentials-CAEP*) ölçümlerinden yararlanılmaktadır.

2.4.1. İşitsel Uyarılmış Potansiyeller (İUP) (*Auditory Evoked Potentials-AEP*)

İşitsel uyarılmış potansiyeller, işitsel uyarı ile uyarılmış beyin cevaplarıdır. Beyin cevapları, duyuşsal uyarı ile oluşmuş aktiveden daha fazlasını anlatmaktadır,

bu nedenle bu cevapların bütününe ‘olaya bağlı potansiyeller’ (OBP) (*Event Related Potentials-ERP*) denilmektedir. OBP, zamana bağlı özel bir olaya karşı oluşan beyin cevaplarıdır. Burada ‘olay’ olarak tanımlanan, sadece bir işitsel tonal uyaran ya da bir uyarının dizimindeki değişiklik veya kaybolan bir uyaran olabilir. İşitsel uyarılmış potansiyeller, olaya bağlı uyarılmış potansiyellerin alt kümesi olarak düşünülebilir (91).

OBP, işitsel olaya bağlı olarak oluşan cevaplar olarak kaydedilebilir. Bu cevaplar duyuşal/işitsel uyarılmış potansiyeller (*sensory/auditory potentials*) ve işlemelemeğe bağılı potansiyeller (*processing-contingent potentials*) olarak iki grupta incelenebilir (91).

İUP, kokleadan kortekse kadar olan yoldaki aktivasyonu gösterir. Uyarının başlangıcı ile meydana gelir ve uyaran bitiminden sonra en uzun 300 ms’ de sonlanır. Bu potansiyeller aynı zamanda eksojen potansiyeller olarak da adlandırılır. Eksojen potansiyeller uyarının varlığına ve uyarının karakterindeki değışime karşı hassasiyet gösterir. Dikkat, hafıza gibi işitsel olmayan faktörlerden etkilenmeyen zorunlu (*obligatory*) cevaplardır. Bu nedenle bebek ve çocuklarda da rahatlıkla kaydedilebilir (91).

İşlemelemeğe bağılı potansiyeller, duyuşal uyarının ileri işlemelemeği ile oluşan potansiyellerdir. Bu potansiyeller aynı zamanda endojen potansiyeller olarak adlandırılırlar. Endojen potansiyeller; dikkat, algı ve bilişsel faktörlerle birlikte, uyarının karakterinde meydana gelen beklenmeyen bir değışiklikten etkilenen potansiyellerdir (91).

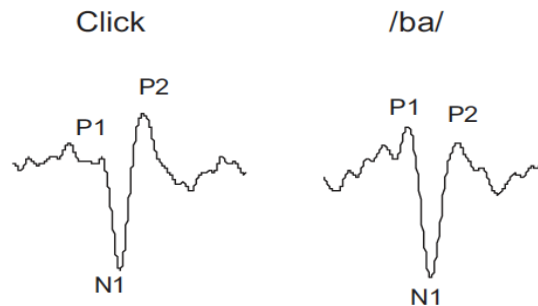
İUP; erken beyin sapı cevapları (1-20 ms), orta latanslı cevaplar (20-100 ms), geç latanslı cevaplar (200 ms’den sonra) olmak üzere üç bölümde incelenebilir. Orta ve geç latanslı kortikal uyarılmış potansiyeller, serebral korteksteki piramidal nöronların apikal dentritlerinde oluşan uyarana kilitli potansiyellerin sonucu olarak kaydedilir. Hücre dışı elektriksel akım iletken beyin dokusu, serebrospinal sıvı, kafatası ve cilt boyunca yayılır. Böylece, kafatası yüzeyinde voltaj değışimleri meydana gelir ve bu değışim kafatası yüzeyine yerleştirilen elektrotlar ile kaydedilir.

İşitsel uyarılmış potansiyellerin kaydı, duyuşal işlemeenin ve işitsel durum analizinin temelindeki fizyolojik bağlantıları belirlemede önemli bir araç olarak görölmektedir (92).

2.4.1.1. Sesin Fizyolojik Olarak Fark Edilmesi

İşitsel uyarılmış potansiyellerden P1-N1-P2 kompleksi, sesin işitsel korteks tarafından fark edildiğini gösteren potansiyellerdir (2, 93). Bu potansiyel varlığı ile sesin korteks seviyesine ulaştığı ve işlemeeye hazır olduğu kabul edilir. P1-N1-P2 kompleksi klik, saf ses, *tone burst* ya da konuşma heceleri gibi kısa süreli uyarılar ile oluşan eksojen işitsel uyarılmış potansiyellerdir ve pasif dinleme durumunda kaydedilebilir (Şekil 2.9.)

P1-N1-P2 kompleksi, üç bileşenden oluşur. İlk bileşen P1 dalgasıdır. P1 dalgası uyarı başlangıcından sonra ortalama 50 ms’de oluşur. P1 dalgasını, 80-100 ms arasında oluşan N1 dalgası izler. N1, bazen N100 olarak da adlandırılır. N1 dalgasını ise P2 dalgası izler. P2 ortalama 180-200 ms arasında oluşur ve bazen P200 olarak adlandırılmaktadır (2). P2’ yi bazen küçük negatif bir dalga olan N2 izler. N2’ den sonra, uyarım paradigmasına ve dikkat ile ilgili görevlere bağılı olarak başka dalgalar da gözlenebilir. Kompleksin nöral jeneratörlerinin talamokortikal yollarda, primer ve sekonder işitsel kortekste olduğu düşünölmektedir. Kompleksin her bir bileşenin maturasyon zamanına bağılı olarak farklı yerlerden köken alabileceğı bildirilmiştir.



Şekil 2.9. Click ve /ba/ konuşma sesi ile uyarılmış P1-N1-P2 kompleksi (2).

P1-N1-P2 kompleksi yetişkinlerde güvenle elde edilebildiği gibi küçük bebeklerde ve çocuklarda da kaydedilebilmektedir. Ancak, bebeklikten geç adölesanlığa doğru maturasyonel gelişim ile birlikte latans, genlik ve topografik cevapların özellikleri etkilenmektedir (94, 95). Bununla birlikte, işitsel uyarının hızı, durasyonu, *rise time* ve şiddeti de kortikal cevapların karakterini etkileyebilmektedir (96, 97). Yapılan birçok çalışmada, uyarın şiddetinin düşürülmesi ile N1-P2 latansının uzadığı ve genliğinin düştüğü gösterilmiştir (98, 99). Benzer şekilde, uyarınlar arası aralık (*Inter stimulus interval-ISI*) parametresinin cevap genliklerini etkilediği görülmüştür. Uzun aralıkların, artmış genlik ile sonuçlandığı gösterilmiştir (100, 101).

Geç latansların ilk dalgası olan P1 dalgası, orta latanslı cevapların son dalgası olan P_b ile ortak bileşen olarak kabul edilse de Ponton ve ark. (94) bu dalgaların iki farklı bileşen olduğunu bildirmiştir. P1 dalgasının nöral jeneratörleri primer işitsel korteks (*Heschl's gyrus*), *hippocampus*, *planum temporale*, lateral temporal alanlar ve bazı subkortikal alanlar olarak kabul edilmektedir.

Normal işiten bebeklerde ve küçük çocuklarda P1 dalgası, kompleksin ayırt edilebilir tek bileşenidir ve uyarın başlangıcından sonra 150-350 ms içerisinde gözlenmesi beklenir (77, 102-104). Pasma ve ark. (105), P1 cevabının erken doğan bebeklerin % 95' inde, 35-37. haftada gözlendiğini bildirmiştir. Kutzberg ve ark. (102) ise 2 yaştan küçük bebeklerin % 97' sinde gözlendiğini bildirilmiştir. P1 cevabı çocuklarda işitsel korteksin maturasyonel göstergesi olarak kabul edilmektedir (106, 107). Literatürde birçok çalışmada, P1 latansı ile yaş arasında ters yönlü bir ilişkinin olduğu gösterilmiştir. P1 genliği ise yetişkinlerde küçüktür ve N1-P2 dalgası tarafından baskılanır. Bunun tersine, küçük çocuklarda yetişkin ile aynı uyarın hızında uygulama yapıldığında P1 dalgası baskındır. Küçük çocuklardaki dominant P1 dalgası, sıklıkla, uyarın başlangıcından 250-450 ms sonra oluşan geniş bir negatif dalga tarafından izlenir. Bu dalga yetişkinlerde gözlenmediği için olgunlaşmamış geç kortikal cevap/olgunlaşmamış negativite (*immature late cortical response/immature negativity*) dalgası olduğu düşünülür (102, 105, 108). Yapılan birçok çalışmaya göre; N1 cevabının, 7-8 yaş ile belirmeye başlaması beklenir ve 12-13 yaşa kadar kesin olarak kaydedilmeyebilir. P2 cevabı ise N1 cevabı geliştikten sonra ortaya çıkar ve N1-P2 gen yaş ile birlikte büyüme gösterir (95, 109, 110).

N1' in primer ve sekonder işitsel kortekste çok sayıda nöral jeneratörleri olduğu düşünülmektedir. N1, korteks seviyesinde nöral kodlamanın başladığını gösterdiğine inanıldığı için çoğu zaman 'onset' cevabı olarak adlandırılmaktadır. N1' in üç bileşeni vardır. Birinci bileşeni frontosentral negativite (*frontocentral negativity*) olarak adlandırılan N1b' dir (96). Bu bileşen kökenini superior temporal lobda vertikal yönden alır. Bu nedenle vertex elektrotundan (Cz) daha yüksek genlikli kaydedilir (111). İkinci bileşen T kompleksidir. Bu komplekste, ortalama 100 ms' de oluşan pozitif yönlü bir dalgayı 150 ms' de oluşan negatif yönlü bir dalga izler. Bu kompleksin alt bileşenleri Na, Tb ve Ta dalgalarıdır (96, 111). T kompleksi radial yönlü olmak üzere kökenini işitsel kortekste *superior temporal gyrustan* alır ve bu nedenle en iyi orta temporal bölge elektrotlarından kaydedilir (112). Üçüncü bileşen, 100 ms civarında olduğu düşünülen *vertex negative* dalgasıdır (96). Bu dalga, N1b cevabından farklıdır ve çoğunlukla uyarılar arası aralığı (*ISI*) 4 sn' den uzun olan uyarılara karşı hassastır (96). Jeneratörünün muhtemelen frontal motor kortekste ya da premotor kortekste, *reticular formatio* ve talamusun *ventral lateral nucleusunun* etkisi altında olduğu düşünülmektedir. N1' in başka alt bileşenleri olabileceği düşünülmektedir (96).

P2 dalgası, N1' i takip eden, uyarı başlangıcından yaklaşık 180 ms sonra oluşan pozitif yönlü bir dalgadır. Nöral jeneratörlerinin primer işitsel korteks çevresinde olduğu düşünülmektedir (113, 114). P2' nin *Hechl's gyrus* merkez olmak üzere etrafında bulunan çok sayıdaki kaynaktan köken aldığı ileri sürülmüştür (115). P2' nin morfolojisi N1' in latansı ve genliği ile beraber değişmektedir ve N1 ile P2' nin aynı nöral mekanizmayı yansıttığı düşünülmektedir. P2 dalgasından sonra, dikkat ve ayırt etmeye hassas olduğu düşünülen, N2 dalgası gözlenebilir. N2' nin nöral jeneratörlerinin geniş bir frontosentral dağılımının olduğu ve bunun maturasyon ile birlikte değişim gösterdiği düşünülmektedir (109, 116). N2 latansı ile yaş arasındaki ilişkiyi farklı şekillerde yorumlayan çalışmalar mevcuttur. N2 genliği ve yaş arasındaki ilişki üzerine ise bir konsensustan bahsedilebilir. N2 genliğinin çocukluktan adölesanlığa doğru azaldığı bildirilmiştir (117, 118). Yaş artışı ile birlikte N2 genliğindeki azalmanın üst düzey işlemeyle ya da dikkati kontrol etme kapasitesindeki dereceli artışa bağlı olduğu düşünülmektedir.

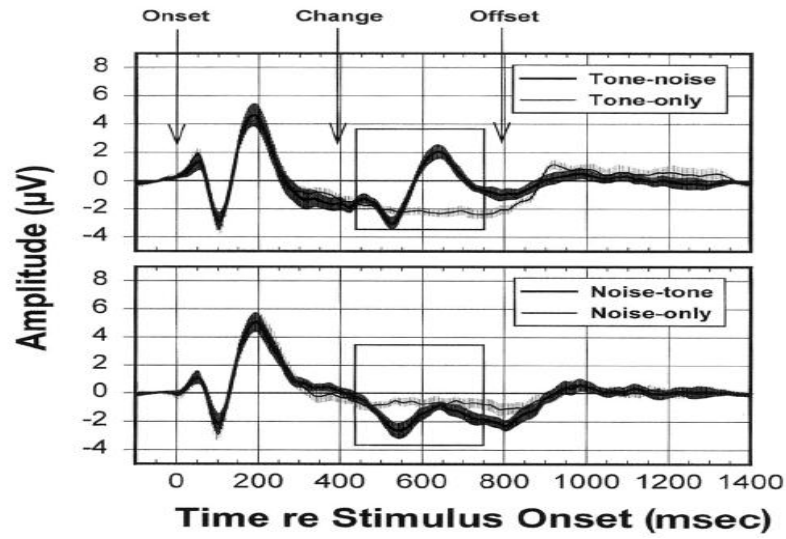
2.4.1.2. Sesin Fizyolojik Olarak Ayırt Edilmesi

İşitsel uyarılmış potansiyellerden Akustik Değişim Kompleksi (ADK), Eşleşmeyen Negativite (EMN) ve P3 cevaplarının sesin korteks seviyesinde fizyolojik olarak ayırt etmeyi gösterdiği düşünülmektedir (7, 119, 120).

Akustik değişim kompleksi (ADK) (*Acoustic Change Complex-ACC*)

Devam eden bir uyarının akustik karakterinde yapılan bir değişikliğe karşın oluşan P1-N1-P2 kompleks cevapları ADK olarak adlandırılmaktadır. ADK ilk defa 1998 yılında Ostroff tarafından tanımlanmıştır. Yapılan araştırma sonuçlarına göre ADK' nin işitsel korteks düzeyindeki ayırt etmeyi gösterdiği ve beyinin konuşmanın akustik özelliklerini işleme kapasitesi hakkında bakış açısı sunduğu düşünülmektedir (7, 121).

Daha önce belirtildiği gibi; P1-N1-P2 kompleksi klik, saf ses ya da kısa durasyonlu konuşma hecelerine cevaben kaydedilen işitsel potansiyellerdir. Kısa uyarana karşı yalnızca başlangıç cevabı oluşmaktadır, yani P1-N1-P2 kompleksi tek bir patern olarak meydana gelmektedir. Ancak, akustik karakterinde değişiklik meydana gelen uzun süreli devamlı bir uyarın söz konusu olduğunda, aynı trase içinde üst üste gelen çok sayıda P1-N1-P2 kompleks cevabı oluşmaktadır. Üst üste meydana gelen P1-N1-P2 cevapları uyarın başlangıcına (*onset*), uyarındaki değişime (*change*) ve uyarın bitişine (*offset*) cevaben oluşmaktadır (2, 122). Bu cevapların ortalaması alınarak ADK elde edilmektedir. Uyarındaki değişim ile birlikte meydana gelen ikinci P1-N1-P2 kompleksi ADK olarak tarif edilmektedir (2). ADK' nin uyarındaki akustik değişim oluştuktan sonra 50-300 ms içerisinde meydana gelmesi beklenmektedir (123). ADK cevapları dikkat faktöründen etkilenmeyen eksojen cevaplardır. Şekil 2.10.' da başlangıç, değişim ve bitiş cevapları gösterilmiştir.



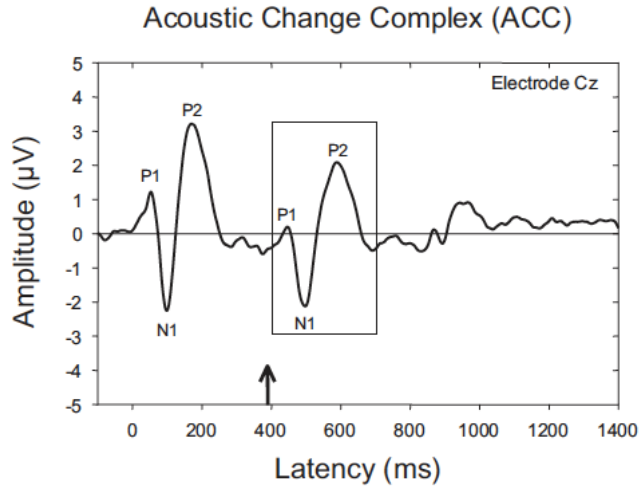
Şekil 2.10. Başlangıç (*onset*), değişim (*change*) ve bitiş (*offset*) cevapları (124).

ADK' nin, başlangıç cevabı olan P1-N1-P2 ile aynı nöral jeneratörleri paylaşmış paylaşılmadığı konusunda kesinlik yoktur denilebilir. Ancak, benzer morfolojiye sahip oldukları düşünülmesine rağmen, bu potansiyelleri meydana getiren bileşenlerin farklı bir işlemlemeyi temsil ettiği ve farklı jeneratörleri olabileceği düşünülmektedir. Örneğin, Jones ve ark. (125), uyarın değişimi ile meydana gelen N1 cevabının - başlangıç ile meydana gelen N1 cevabına göre- kafatasının daha posteriorundaki aktivasyonundan kaynaklandığını bildirmişlerdir.

ADK devam eden bir uzun süreli bir uyaranda meydana gelen değişime karşı oluşmaktadır. Literatüre bakıldığında, ADK kaydı sırasında çeşitli uyarınlar kullanılabileceği görülmüştür. Örneğin devam eden uyarında şiddet, frekans ve faz modülasyonu yapılması durumunda ADK kaydedilmiştir (96, 126-128). Ek olarak, konuşma yapıları ya da konuşma benzeri olmayan uyarınlar ile ADK kaydedilebilmektedir (7, 121). Aynı zamanda periyodisite değişimi (122), amplitüd ve spektrum değişikliği (8), sentetik müzikte tını ve/veya perde değişimi (125) ve boşluk içeren çeşitli uzunluktaki uyarınlar ile ADK kaydının yapılabileceği gösterilmiştir (129-133).

Şekil 2.11.' de bir ADK örneği verilmiştir. 800 ms süren /ui/ uyarınına cevaben oluşan ADK gösterilmektedir. Gözlenen ilk P1-N1-P2 kompleksi başlangıç cevabı olarak kabul edilmiştir. Akustik değişim uyarın başlangıcından 390 ms sonra ikinci

formant frekansta (F2’de) yapılmıştır ve bu değişim 20 ms sürmüştür. İkinci olarak oluşan P1-N1-P2 kompleksi ise bu değişime karşı oluşan ADK cevabıdır. Uyarandaki değişimin son bulması ile 900 ms civarında bitiş cevabı meydana gelmiştir ancak çok küçük olduğu için net olarak seçilememektedir (2).



Şekil 2.11. F2’ de değişiklik yapılmış olan /ui/ uyararı ile oluşan ADK cevabı (2).

Akustik uyarının şiddet (8, 134-136) ve frekans (134, 135, 137) bileşenlerinde yapılan değişimin büyüklüğü ile ADK genliğinin büyüdüğü yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Benzer şekilde, uyarandaki temporal boşluk durasyonunda yapılan değişimin büyüklüğü ile ADK potansiyelinin büyüdüğü literatürde bildirilmiştir (129). Diğer taraftan, akustik değişimin ADK latansı üzerine etkisi konusunda fikir birliği yoktur denilebilir. ADK latansının, frekans bileşeninde yapılan değişimin büyüklüğü ile azaldığı gösterilmiştir (128, 137). Ancak, uyarının şiddet bileşeninde yapılan değişiminin ADK latansı üzerindeki etkisi tam olarak bilinmemektedir. Literatürde, temporal boşlukların ADK latansı üzerine etkisini araştıran ve farklı sonuçlar bildirilen çalışmalar ile karşılaşılmaktadır. He ve ark. (138), ADK’ nin frekans ve şiddet bileşenlerinin ayırt edilmesinde objektif bir indeks olarak kullanılabilceğini bildirmiştir. Bununla birlikte, işitsel işlemlenin değerlendirilmesinde ADK genliğinin, latans özelliğine göre daha iyi bir belirleyici olduğunu ifade etmiştir.

İlk ADK ölçümü, Kuakaranta ve ark. (121) tarafından nöromagnetik yöntem ile yapılmıştır. İlk elektrofizyolojik ADK kaydı, Ostroff ve ark. (7) tarafından normal işiten yetişkin bireylerde yapılmıştır. Çalışmacılar İngilizce dilindeki ‘say’ sözcüğüne

benzer doğal konuşma yapıları /s/ ve /ei/ ile ADK kaydı yapmışlardır. Ünsüz sestem (/s/) ünlü sese (/ei/) geçiş sırasında oluşan tipik N1-P2 dalgasını kaydetmişlerdir. Bu bulgular, ADK' nin, ünsüz sestem ünlü sese geçiş sırasında oluşan amplitüd veya spektral değişimden kaynaklanan kortikal aktiviteyi yansıttığını düşündürmüştür.

Martin ve Boothroyd (8), bir ünlü sestem şiddet ve formant frekans değişimi yaparak ADK' ni kaydetmişlerdir. Genç yetişkinler ile yaptıkları bu çalışma sonucunda uyaran şiddetindeki en az 2 dB' lik artış ile ADK potansiyellerinin meydana geldiğini görmüşlerdir. Şiddet artışı ile beraber frekans değişimi yaptıklarında ise ADK potansiyelinin büyüdüğünü görmüşlerdir. Ancak, şiddeti azalttıklarında potansiyellerde küçülme görmemişlerdir. Harris ve ark. (136) ise yaşlı yetişkinlerde de benzer şiddet aralığındaki artış ile ADK kaydedilebildiğini göstermiştir. Aynı çalışmacılar, genç yetişkinler ile yaptıkları başka bir çalışmada frekanstaki 4 Hz'lik değişim ile ADK potansiyellerinin meydana geldiğini göstermişlerdir (137). Çalışmacılar elde ettikleri şiddet ve frekans eşiklerinin psikofiziksel eşikler ile uyumlu olduğunu bildirmişlerdir.

Small ve Werker (139), anadili İngilizce olan, düşük işitme kaybı riski taşıyan bebeklerde (ortalama yaşı 4 ay olan) ve normal işiten yetişkinlerde ADK kaydı yapmışlardır. Uyaran olarak dental başlangıçlı /da/, labial başlangıçlı /ba/ ve *retroflex* /Da/ konuşma yapılarını birleştirerek, zıtlıklar içeren 4 tane uyaran yaratmışlardır (/dada/, /daba/, /daDa/, /da_/). Yetişkinlerde /daba/ uyarısında daha belirgin olmak üzere tüm uyarılarda ADK cevabı elde etmişlerdir. Bebeklerde, /da_/ uyarısına başlangıç cevabı olarak elde ettikleri P1-N1-P2 kompleksi yetişkin morfolojisine benzer fakat daha uzun latanslı olarak elde edilmiştir. Bebeklerde elde edilen ADK cevabı ise /daba/ uyarısında, diğer uyarılar ile kıyaslandığında, daha net ve seçiciliği yüksek olarak elde edilmiştir. /daba/ uyararı ile oluşan ADK cevaplarının literatürdeki davranışsal bulgular ile uyumlu olduğu görülmüştür. Araştırmacılar, bebeklerde, diğer uyarılarda (/dada/ ve /daDa/) ADK cevabının elde edilememesinin uyaran durasyonunun ve uyarılar arası aralığın optimum olmamasına (kısa olmasına) veya dile yönelik deneyimin etkilerine bağlı olabileceğini ifade etmişlerdir. Bu çalışma ile bebeklerde ADK kaydının yapılacağı gösterilmiştir. Ayrıca, bu çalışmanın ADK'

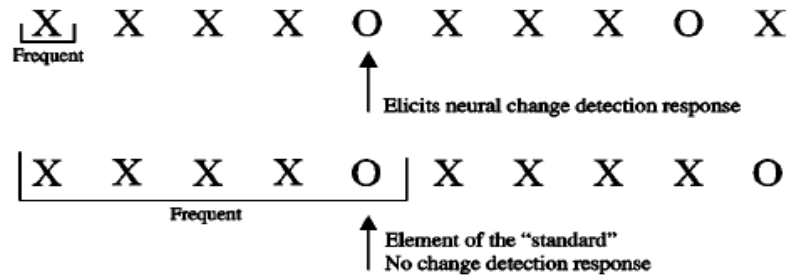
nin ayırt etme indeksi olma özelliğini araştıran diğer çalışmalar için başlangıç noktası olabileceği düşünülmüştür.

Kadınlarda, erkeklere göre daha yüksek metabolik beyin aktivitesi gözlemlendiği bildirilmiştir (140). Her ne kadar uyarılmış beyin potansiyelleri çalışmaları ile doğrudan ilgili olmasa da cinsiyet faktörünün araştırılmasının öneminden bahsedilmektedir. Shetty ve Puttabasappa (141), yaptıkları bir çalışmada cinsiyet etkisini araştırmışlardır. Araştırma sonucunda, kadınlarda ADK' nin tüm bileşenlerinde latansların daha kısa ve genliklerin daha büyük olduğunu bulmuşlardır. Özellikle, N1 latansında ve N1-P2 genliğinde anlamlı fark görülmüştür. Araştırmacılar bu çalışmada, aynı zamanda, uyaran ve transdüser etkisini de incelemişlerdir. Kullandıkları uyarılardan /sa/ uyarısını ile /si/ uyarısına göre daha büyük genlikli, daha kısa latanslı ADK cevabı elde etmişlerdir. Bunun nedeni olarak /sa/ uyarısındaki geçişte (/s/-/a/) *rise time* faktörünün daha hızlı olmasını ve daha büyük enerji değişiminin olmasını göstermişlerdir. Ek olarak, insert kulaklık ve hoparlörün ADK cevaplarına, latans ve genlik yönünden etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

ADK' nin test-tekrar test güvenilirliği çocuklarda ve yetişkinlerde gösterilmiştir (6, 9). ADK normal işiten bireylerde elde edilebildiği gibi işitme kayıplı bireyler, işitme cihazı ve koklear implant kullanıcılarında, küçük bebeklerde ve işitsel nöropatili bireylerde kaydedilebilmektedir (10, 139, 142-144).

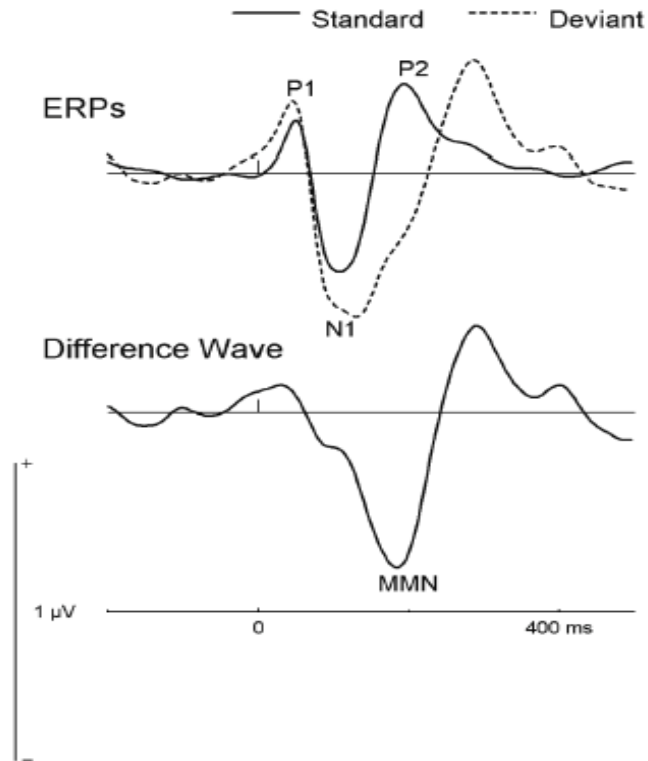
Eşleşmeyen negativite (EMN) (*Mismatch Negativity-MMN*)

İlk defa Naatanen (120) tarafından 1978 yılında tanımlanan EMN, *Oddball* paradigması kullanılarak elde edilen otomatik nöral cevaplardır. *Oddball* paradigması; seyrek uyarının sık uyarın serisi içine yerleştirilmesi ve böylece farklı iki sesin art arda sunulması şeklinde oluşturulan bir paradigmadır. Rastlantısal biçimde bir sunum ile EMN cevabı elde edilebilirken, düzenli sunum ile cevap elde edilememektedir (145). Şekil 2.12.' de rastlantısal ve düzenli *Oddball* paradigması ile uyaran sunumu gösterilmiştir. EMN, seyrek uyarın olarak adlandırılan aykırı uyaran ile sık uyarın olarak adlandırılan standart uyarının cevaplarının birbirinden çıkarılması ile elde edilen nöral cevaplardır.



Şekil 2.12. Rastlantısal *Oddball* paradigması (üst satır) ve Düzenli *Oddball* paradigması (alt satır) ile uyarın sunumu (X : sık uyarın, O: seyrek/aykırı uyarın) (145).

EMN, aykırı uyarının sunumundan 100-250 ms sonra meydana gelen negatif yönlü cevaplardır (146). EMN ile zorunlu P1-N1-P2 cevapları oluşur. Çünkü aykırı uyarının ayırt edilmesi için öncelikle fark edilmesi gerekmektedir. EMN cevabı en iyi Fz elektrottan kayıt alınabilmektedir. Nöral jeneretörlerinin primer ve sekonder işitsel kortekste olduğu kabul edilmekle birlikte frontal korteksten de köken alabileceği düşünülmektedir (146, 147). Şekil 2.13.' de EMN cevabı gösterilmiştir.



Şekil 2.13. EMN cevabının gösterimi (92).

EMN, farklı akustik özellikteki uyaranlar ile kaydedilebilmektedir. Literatürdeki çeşitli çalışmalarda; frekans (148) , şiddet (149), zaman (150, 151), yön (152), uyaran paterni (145, 153) özellikleri açısından değişkenlik gösteren durumlarda kaydedildiği bildirilmiştir.

EMN dikkat öncesi düzeyde meydana gelen kortikal cevap olduğu için, dikkat öncesi işitsel ayırt etme indeksi olarak kullanılabilceği düşünülmektedir (154). EMN kaydedilirken bireyin uyarana dikkat etmesi şart değildir (155). Yapılan çalışmalarda, EMN cevapları ile davranışsal ayırt etme cevapları birbiri ile uyumlu bulunmuştur (148, 156, 157).

EMN' nin, dezavantajlarına rağmen, teste katılım gerektirmemesi sebebi ile klinikte davranışsal testleri yapamayacak durumda olan hastalarda kullanımı açısından popüler hale geldiği söylenebilir. Özellikle bilişsel bozuklukları olan yetişkin hastalarda ve öğrenme güçlüğü olan çocuk hastalarda kullanılmaktadır (158, 159).

P3 cevabı (P300)

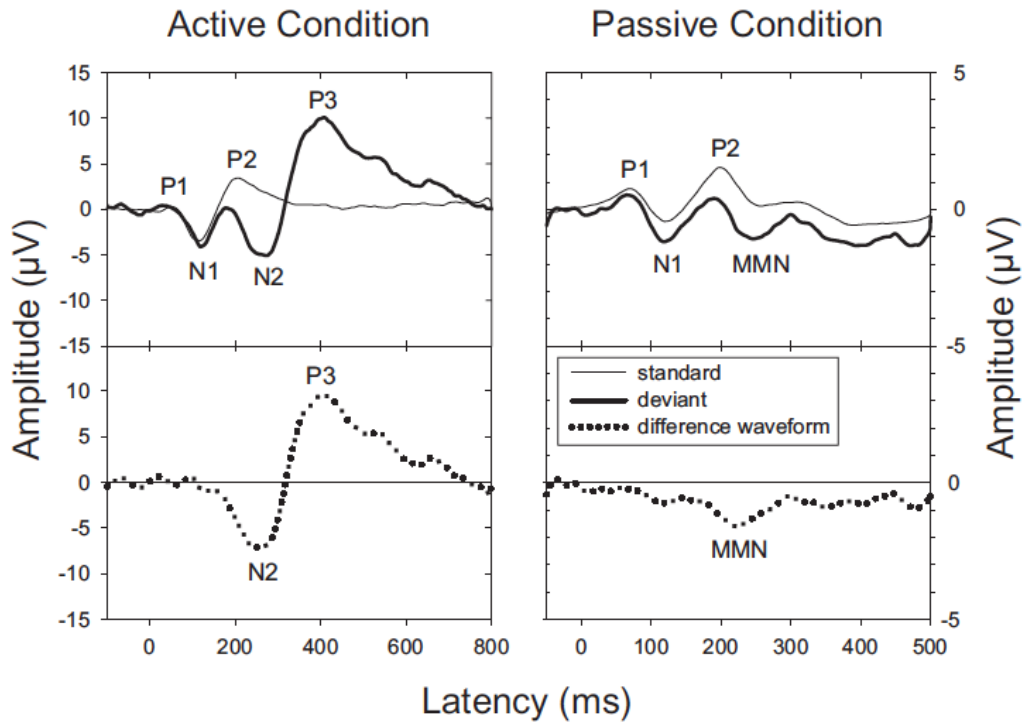
İlk defa Sutton (119) tarafından 1965 yılında tanımlanan P3 cevabı, işitsel ayırt etme cevabı olarak kabul edilmektedir. P3 ya da P300 olarak adlandırılan potansiyel, kaydedilirken rastlantısal *Oddball* paradigması kullanılmaktadır. Bu potansiyelin, dikkat faktöründen etkilenen endojen cevap olduğu belirtilmektedir.

P3 cevaplarının iki türü vardır. Bunlar P3a ve P3b cevaplarıdır. P3a, daha çok *frontal* kökenli olan ve dikkat faktöründen daha az etkilenen cevaptır (160). P3b ise *parietal* kökenli olan ve dikkat komponentine bağlı olan cevaptır (161). Normal işiten yetişkinlerde, aykırı uyarının sunumundan ortalama 300 ms sonra meydana gelen, geniş *centroparietal* pozitifitenin görüldüğü bir cevaptır. Pz elektrot gibi *centroparietal* yerleşimli elektrotlardan en iyi kayıt yapılmaktadır.

P3 cevabının en iyi elde edildiği durum, test edilen bireye aynı anda davranışsal ayırt etme görevinin verildiği aktif dinleme durumudur (Şekil 2.14.). Örneğin bireye sık uyaran içerisine yerleştirilmiş olan aykırı uyararı işittiğinde butona basması görevi

verilebilir. Ayırt etme görevi birey için kolay ise daha büyük genlikli; zor ise düşük genlikli olarak elde edilmektedir. Benzer şekilde, kolay ayırt etme görevinde latans kısılırken, zor görevde uzamaktadır (160, 162, 163). Yapılan birçok çalışmada, P3 cevabının davranışsal olarak verilen cevapların reaksiyon zamanından daha geç latansta meydana geldiği görülmüştür. Bu bulgular, P3' ün seslerin bilinç düzeyinde ayırt edilmesini gösteren ileri düzey bir işlemlenin cevabı olabileceğini düşündürmüştür (161). Buna ek olarak, P3 latansının uyarının sınıflandırılma ve değerlendirilmesi açısından (ayırt etme, tanıma ve sınıflandırma süreçleri dahil) zaman indeksi olarak kabul edilebileceği bildirilmiştir (164, 165).

P3 cevaplarının ekipman problemi, normatif data eksikliği ve cevabın yaş, demans, alkolizm gibi işitsel olmayan faktörlerden etkilenmesi sebebi ile kliniklerde sık olarak kullanılmadığı söylenebilir.



Şekil 2.14. P3 ve EMN cevapları (2).

2.5. İşitme Kayıplılarda Sesin Fizyolojik Olarak Fark Edilmesi ve Ayırt Edilmesi

İşitme kayıplılarda azalmış şiddet, frekans ve temporal çözünürlük bilgisi dahil çeşitli faktörler nedeni ile konuşmayı anlama becerisinin düşmesi beklenir. Farklı derece, tip ve konfigürasyondaki işitme kayıplarında tüm bu nedenlerin etkisinin OBP ile araştırmanın önemli olduğu düşünülmektedir. Bu araştırmalar, işitme kaybının konuşmayı anlama sürecinde nasıl bir etki gösterdiğini anlamak açısından değerli bir bakış açısı sağlamaktadır.

2.5.1. Sensörinöral Tip İşitme Kayıplılar

Sensörinöral işitme kayıplılarda konuşmayı anlama becerisinin bozulması, işitme kaybı ve kaybın konfigürasyonu ile ilişkilendirilir. Bununla birlikte frekans seçiciliğindeki azalma, temporal entegrasyon zamanındaki bozulma ve *recruitment* etkisi de araştırılması gereken nedenler arasında görülür. Bu nedenle, sensörinöral kayıplıların konuşmayı anlama becerileri araştırılırken, normal işitenlerde yapılan simülasyon çalışmaları sıkça kullanılmaktadır. Bu simülasyon çalışmalarında gürültü ile maskeleyen ya da filtrelenmiş konuşma teknikleri kullanılmaktadır.

Literatürde sensörinöral işitme kaybının, konuşma yapısı ile uyarılmış potansiyeller üzerindeki etkisini araştıran birçok çalışmada N1'in konuşma uyarınının fark edildiğini gösterdiği, EMN ve P3 cevaplarının aykırı ve standart uyarıların ayırt edildiğini gösterdiği belirtilmektedir. Genel olarak, fark etme ya da ayırt etme becerisi azaldıkça genliklerin azaldığı ve latansın arttığı görülmüştür. Genlikteki azalmanın ise farklı yaş popülasyonlarda varyasyon gösterdiği bulunmuştur.

Martin ve ark. (124, 166, 167) ile Whiting ve ark. (168) yüksek frekans, alçak frekans ve düz konfigürasyonlu işitme kaybının OBP üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Normal işiten bireylerde, özel spektral gürültü (yüksek geçirgen, alçak geçirgen, dar bant gürültü) ile maskeleyen tekniğini kullanarak işitme hassasiyetleri azaltılmıştır. Uyarı olarak normal konuşma şiddeti seviyesinde ve üzerinde /ba/ ve /da/ uyarıların kullanılmıştır. Bireylerin davranışsal ve

elektrofizyolojik olarak N1, EMN, P3 cevapları kaydedilmiştir. Araştırma sonucunda; genel olarak işitme hassasiyeti azaldıkça N1 genliğinin azaldığı ve latansının arttığı gözlenmiştir. Diğer taraftan EMN ve P3 cevaplarındaki değişiklikler, maskeleyen etkisi 1000-2000 Hz alanındaki (/ba-da/ akustik yapının değiştigi aralık) işitme hassasiyetini etkilediğinde, belirgin olarak gözlenmiştir. EMN ve P3 genliğinde azalma ve latansta artış şeklinde gözlenen cevaplar ile davranışsal cevaplar arasında yüksek korelasyon gözlenmiştir. Yapılan bu simülasyon çalışmaları ile işitme kaybının OBP' in farklı bileşenlerini farklı biçimde etkilediğı gösterilmiştir.

Literatürde, normal işiten bireylerle yapılan simülasyon çalışmaları dışında, gerçek işitme kayıplı bireylerin katıldığı klinik çalışmalarla da karşılaşılmaktadır. Örneğin, Oates ve ark. (169), kayıp derecesi hafif ile çok ileri derece aralığındaki sensörinöral işitme kayıplı yetişkinler ile normal işiten bireylerin OBP cevaplarını karşılaştırmıştır. Çalışma sonucunda, genlikteki azalma ve latanstaki artışın geç OBP cevapları olan N2 ve P3 cevaplarında daha büyük olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte davranışsal ayırt etme cevapları (*Rise Time Reaction-RT*) ile erken N1 cevabı arasında yüksek korelasyon bulunmuştur. Hafif dereceli kayıplılarda dahi artmış OBP latansı ve *RT* latansı gözlenmiştir. Çalışmacılar, sensörinöral kaybın erken etkilerinin araştırılmasında latans ölçümlerinin, genlik ölçümlerine göre daha hassas bir indeks sağlayabileceğini bildirmişlerdir. Diğer taraftan, işitme kayıplı bireylerdeki latans uzamaları, literatürdeki simülasyon verilerine göre daha büyük bulunmuştur. Bu durumun, işitme kaybının etkisine ek olarak işleme hızının düşmesinin sonucu olabileceğı düşünölmüştür.

Martin ve ark.'nın (2) belirttiğine göre Martin ve Boothroyd sensörinöral işitme kaybının ADK ve davranışsal ayırt etme ölçümlerindeki etkisini araştırmışlardır. Araştırmacılar, gerçek işitme kayıplı bireyler ile yaptıkları bu çalışmada, uyarandaki (/ui/) formant frekans değişimin büyüklüğünün azalması ile birlikte ADK genliğinin azaldığı ve latansının arttığını gözlemişlerdir. Bununla birlikte ADK cevapları ile davranışsal cevaplar arasında uyum olduğunu bildirmişlerdir.

Sensörinöral işitme kayıplı bireylerin çoğunun yaşlı bireyler olması nedeni ile yaşın konuşmanın anlaşılması üzerine etkisi ve nöral representasyonu ile ilgili çeşitli

çalışmalar yapılmıştır. Trembley ve ark.'nın (170) yaptığı bir çalışmada, yaşlı işitme kayıplı bireylerin normal işiten yaşlı bireylere göre daha kötü konuşmayı anlama performansı gösterdiği bulunmuştur. Bununla birlikte her iki grupta da N1 ve P2 latanslarının arttığı gözlenmiştir. Yaşlanmaya bağlı işitme kaybının etkisi belirgin olarak N1 genliğinde gözlenmiştir. Yaşlı işitme kayıplı bireylerde, genç işitme kayıplılara göre, N1 genliğinin arttığı gözlenmiştir. Bu çalışma, yaşlanmanın merkezi işitsel sistem üzerine etkilerinin araştırılmasının önemini artırmıştır.

2.5.2. İletim Tipi İşitme Kayıplılar

İletim tipi işitme kayıplılarla sadece artmış latanslar ilişkilendirilmemektedir. Techio ve ark. (171) yaptıkları bir çalışmada yetişkin grupta stapedektomi cerrahisinden sonra meydana gelen tonotopik değişiklikleri *magnetoencephalographic* N1 cevapları ile araştırmışlardır ve cerrahiden birkaç hafta sonra meydana gelen geniş kortikal yayımlı N1 cevapları elde etmişlerdir. Coponiene ve ark. (172) farklı tipteki yarı damak yapısına sahip olan çocuk ve bebeklerin EMN cevaplarını değerlendirmişler. Yarı damaklı çocukların EMN genliklerinin, normal damak yapısı olan yaşlılarına göre, daha küçük olduğunu görmüşlerdir. Özellikle yarı kısım posteriora doğru ilerledikçe genliğin düşmekte olduğunu bildirmişlerdir. Bebeklerde ise yarı damak ile yarı dudak beraber olduğunda daha düşük genlikler ile karşılaşmıştır. Tüm bu sonuçların işitsel ya da merkezi faktörler ile ilgili olup olmadığı tartışmalı bulunduğu için bu alanda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğu söylenebilir.

2.5.3. İşitme Cihazı Kullanıcıları

İşitme cihazı kullanıcılarında sesin nöral olarak fark edilmesini araştıran çok çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Cihazsız durumda P1-N1-P2 cevabı gözlenmiyorken, cihazlı durumda net bir şekilde P1 cevabının oluştuğu gözlenmiştir. Sesin ayırt edilmesini araştıran çalışmalarda vakaların bazılarında cihazlı durumda EMN ve P3 cevapları elde ediliyor iken, bazılarında elde edilmemiştir. Geçmişte yapılan çalışmaların çoğunda işitme cihazı programlamanın etkilerinin gerektiği kadar dikkate

alınmadığı söylenebilir. Bu nedenle yakın geçmişte yapılan çalışmalarda cihaz ayarları konusunda daha sistematik yaklaşmıştır.

Korczak ve ark. (173), orta ve ileri-çok ileri derecedeki sensörinöral işitme kayıplılarda cihazlı durumda N1, EMN, N2 ve P3 cevaplarını araştırmışlardır. Yaptıkları test öncesinde, işitme cihazı ayarları elektroakustik ve gerçek kulak ölçümleri ile kontrol edilmiştir. Araştırmacıların yaptıkları bu çalışmadan iki önemli sonuç çıkmıştır. Birincisi, işitme cihazı ile özellikle ileri-çok ileri derecedeki kayıplılarda tüm OBP cevapları gözlenmiştir. İkinci olarak, cihazlı durumda -cihazsız duruma göre- tüm OBP cevaplarının ortalama genlik ve latanslarında iyileşme gözlenmiştir. Tüm bu bulgular sonucunda, işitme kayıplıların çoğunda cihazlı durumda genliklerin arttığı ve latansın azaldığı gözlenmiştir. Uyarın şiddetine göre meydana gelen cevapların değişimi ise bireyler arasında farklılık göstermiştir. Bu durumun, sensörinöral işitme kaybının sadece işitme hassasiyetini değil başka birçok faktörü etkilemesinden kaynaklı meydana gelmiş olabileceği bildirilmiştir.

Trembley ve ark. (10), amplifikasyonun etkilerini daha iyi anlayabilmek P1-N1-P2 ve ADK cevaplarını araştırmışlardır. Çalışmada, işitme kaybının etkisini amplifikasyonun etkisinden ayırabilmek için normal işiten bireylere kulak arkası cihaz uygulaması yaparak testler yapmışlardır. Bireylerin cihazlı ve cihazsız durumda ADK cevaplarının oluştuğunu gözlemişlerdir. Öte yandan, 20 dB' lik cihaz kazancının cevap morfolojisini anlamlı biçimde değiştirmedeğini görmüşlerdir. Genliğin azalması ve latansın kısılması beklendiği için bu sonuç şaşırtıcı bulunmuştur. Bu çalışma sonucunda, işitme cihazı ile kortikal cevapların kaydedilemesi mümkün iken amplifikasyonun nöral yanıtları nasıl etkileğini anlayabilmek için daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir.

2.5.4. Koklear İmplant Kullanıcıları

Kortikal işitsel uyarılmış potansiyeller, koklear implantlı bireylerde kaydedilebilmektedir. Koklear implantlılarda gözlenen N1 ve P2 cevaplarının jeneratörlerinin normal işitenlerdeki nöral jeneratörler ile benzer olduğu düşünülmektedir.

Koklear implantlılarda KİUP cevapları elektriksel olarak ya da akustik olarak kaydedilebilmektedir. Ancak, kayıtlar sırasında sıklıkla impanta bağlı artefakt ile cevapların karıştığı gözlenmektedir.

P1-N1-P2 kompleksinin P1 bileşeni, normal işiten ve koklear implantlı çocuklarda merkezi işitsel sistemin gelişimini monitorize etmek için kullanılmıştır. Ponton ve ark. (77, 104) koklear imlantlı çocuklarda işitsel sistemin plastisitesi konusunda yoğun olarak çalışmışlardır. Yaptıkları çalışma sonucunda; koklear implantlı çocukların normal işiten yaşlıtlarına göre, olgunlaşmamış ve latansı daha uzun olan cevap paternleri ile karşılaşmışlardır. Karşılaşılan bu olgunlaşmamış cevapların, işitsel uyarım olmadan geçen işitsel deprivasyon süresi ile orantılı bir şekilde gözleendiği görülmüştür.

Koklear implantlılarda elde edilen OBP cevapları ile işitsel deprivasyon arasındaki ilişki birçok araştırmacı tarafından benzer yönde tespit edilmiştir (107, 174, 175). OBP cevaplarının, koklear implant için tanımlanan ‘kritik periyot’ adına bir kanıt niteliğinde olduğu söylenebilir (106).

Sharma ve ark. (107), yaptıkları bir çalışmada 3,5 yaştan önce implante edilen çocukların 3-6 ay içinde yaşlıtları ile benzer P1 latansları gösterdiğini, 7 yaşta implante edilen çocukların uzamış P1 latansı gösterdiklerini ve 3,5 ile 7 yaş arasında implante edilen çocukların değişken P1 cevapları gösterdiğini bulmuşlardır. Bu çalışma ile merkezi işitsel yolların, akustik uyarım olmaması durumunda, 3-4 yaşa kadar normal gelişim gösterdiği düşünülmüştür. Bu sonuçlara göre, erken implantasyondan kısa bir süre sonra işitsel deprivasyonun etkilerininin azalmasının mümkün olduğu belirtilmektedir.

N1 cevaplarının çocuklarda 7-8 yaş civarında oluşmaya başlaması nedeni ile koklear implantlı çocuklarda yapılan OBP çalışmalarının çoğunda P1 cevapları aranmıştır. Normal işitenlerde N1 cevabı, gürültüde konuşmayı anlama ve bozuk konuşma uyarılarını anlama becerisinin belirgin olarak iyileşmeye başladığı dönemde ortaya çıkmaktadır. Koklear implantlı bireyde N1 cevabının gözlenmemesi, kritik dönemde yüzeysel işitsel kortikal katmanların uyarılmadığının göstergesi olarak

düşünülebilir. Bununla birlikte, N1 cevabı gözlenmeyen bireylerin konuşmayı anlama performansının düşük olması beklenebilir (176). Sharma ve ark. (177), yaptıkları bir çalışmada uzun dönemde izlenen koklear implantlı bireylerin gösterdikleri N1 cevapları ile ilgili sonuçlar sunmuşlardır. Çalışmacılar; 3,5 yaşta implante edilen çocuklarda adölesan yaş ile genç yetişkinlik arasında bir zamanda N1 cevabının gözlendiğini fakat 7 yaşta implante edilen çocukların hiçbir zaman N1 cevabı göstermediklerini belirtmişlerdir. Bu sonuçlar ışığında, kritik dönemde yapılan implantasyonun yüksek konuşmayı anlama performansı elde edebilmek için çok önemli bir kriter olduğu söylenebilir.

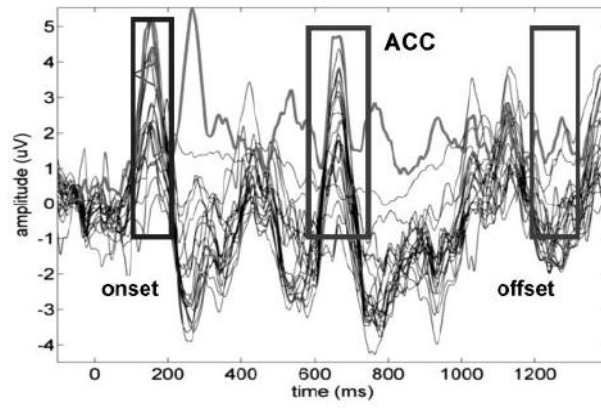
Yetişkin koklear implant kullanıcılarında, implantasyondan sonraki nöral aktiviteyi monitorize etmek için P1-N2-P3 kompleksi, EMN ve P3 cevapları kullanılmıştır (178-180). Yapılan bu çalışmalarda genel olarak artmış genlik ve azalmış latans bulguları ile karşılaşmıştır. İmplantasyon sonrası genlik bulgusunun artması işitme hassasiyetinin ve nöral senkronizasyonun arttığını, latans bulgusunun azalması ise nöral iletim zamanının iyileştiğini düşündürmüştür.

Koklear implant kullanıcılarında akustik değişim kompleksi potansiyelleri

Literatürde, koklear implantlılarda yapılan ADK çalışmalarının bazılarının akustik uyarım ile yapıldığı (11, 142, 181, 182), bazılarının elektriksel uyarım yolu ile yapılan çalışmalar olduğu görülmüştür (183-187). Tüm bu çalışmalarda, koklear implantın artefakt etkisine rağmen, implant ile ADK kaydı yapılabileceği bildirilmiştir.

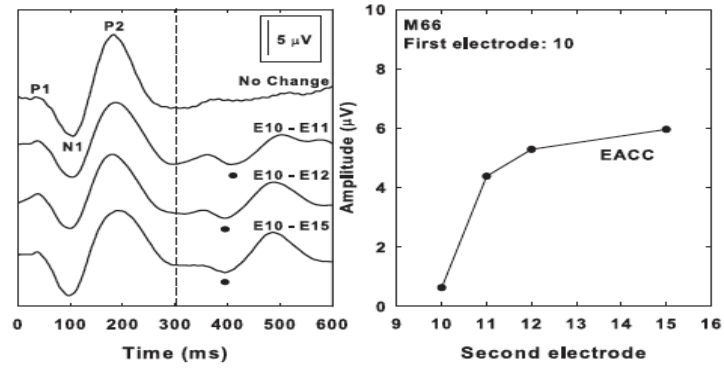
Koklear implantlılarda akustik yolla ADK kaydı esnasında verilen uyarım, serbest sahada hoparlör aracılığı ile sunulur. Ses işlemcisi tarafından toplanan uyarımlar işlenerek implanta iletilir. Uyarım olarak formant geçişlerin meydana geldiği ya da çeşitli spektral değişimlerin olduğu konuşma yapıları kullanılabilir. Örneğin; Friesen ve Tremblay (142), ünsüz sestten ünlü sese geçişin meydana geldiği /si/ ve /ji/ konuşma yapıları ile koklear implantlı bireylerde ADK cevaplarının uyarıldığını göstermiştir. Çalışmacılar, bu bireylerde test-tekrar test cevaplarının da değişmediğini

bildirmişlerdir. Martin (11), ikinci formant frekans geçişinin olduğu /ui/ konuşma yapısı ile nöropatili bir koklear implantlı bireyde ADK kaydı almıştır. Türkyılmaz ve ark. (182), /ui/ uyarını ile koklear implantlı bireylerin ADK kayıtlarını sınıflandırmışlardır. Araştırmacılar, toplanan kayıtları ‘net cevap’, ‘şüpheli cevap’ ve ‘cevap yok’ şeklinde sınıflandırmışlardır. Brown ve ark. (181), *hybrid* koklear implant kullanıcılarında /u/-/i/ ve /i/-/u/ fonem geçişleri olan konuşma yapıları ile ADK cevabı elde etmişlerdir. Şekil 2.15.’ de koklear implantlı bir bireyde /ui/ konuşma yapısı ile uyarılan ADK cevapları gösterilmiştir.



Şekil 2.15. Koklear implantlı bir bireyde /ui/ konuşma yapısı ile uyarılan ADK (182).

Elektriksel ADK (EADK) (*Electrical Acoustic Change Complex-EACC*) uygulaması sırasında, ses işlemcisi *bypass* edilerek koklear implant doğrudan uyarılmaktadır. Bunun için implant ile iletişimi sağlayacak başka bir arayüz cihazına ihtiyaç duyulmaktadır. EADK uygulaması ile implantın elektrot dizinindeki uyarılmak istenen elektrot direk elektriksel olarak uyarılabilir. Brown ve ark. (183), koklear implantlı bireylerde, uzun durasyonlu bifazik uyarım ile EADK kaydı yapmıştır. Araştırmacılar, verilen uyarının başlangıcından belli bir süre sonra uyarım elektrotunu değiştirmişlerdir. Bu çalışma ile implantlı bireylerde uyarım elektrotunun değiştirilmesi yani uyarım yerinin değiştirilmesi ile EADK cevaplarının meydana geldiği gösterilmiştir (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Koklear implantta uyarım elektrotunun değiştirilmesi ile meydana gelen EADK cevapları ile kontrol cevabı (183).

Koklear implantlı bireylerde, elektrot uyarım yerinin değiştirilmesi ile elde edilen cevaplar *Spatial ADK (Spatial ACC)* olarak da adlandırılmaktadır (187). *Spatial ADK*'nin, koklear implantlı bireylerin elektrot ayırt etme becerilerini daha objektif olarak değerlendirmek adına önemli katkısı olduğu düşünülmektedir. Literatürdeki, *Spatial ADK* çalışmaları genellikle tek marka cihazda ve deneyimli implant kullanıcıları ile yapılmıştır. Mathew ve ark. (187) yaptıkları bir çalışmada; farklı marka cihaz kullanan hem prelingual işitme kayıplı, hem postlingual işitme kayıplı bireylerde *Spatial ADK* cevaplarını ölçmüşlerdir. Çalışma sonucunda, koklear implantın aktifleştirilmesinden bir hafta sonra *spatial ADK* cevaplarının ölçülmesinin mümkün olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca, *spatial ADK* ile davranışsal ayırt etme görevi arasında güçlü bir ilişki olduğunu bulmuşlardır. Hatta bazı vakalarda davranışsal testlerin ötesinde bilgi sağladığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar, *spatial ADK*'nin işitsel rehabilitasyona yön vermek ve implantlı bireylerin işitsel performans gelişimine rehberlik etmek için kullanılmasının faydalı olabileceğini ifade etmişlerdir.

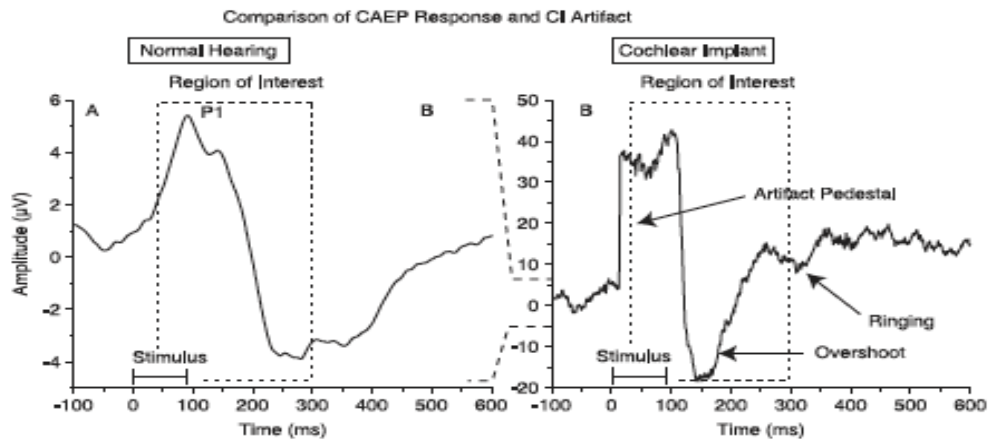
Kim ve ark. (185), koklear implantlılarda, elektiksel dinamik aralığın belli oranlarda artırılması ve azaltılması durumunda, EADK cevaplarının kaydedilebileceğini göstermiştir. He ve ark. (143), nöropati tanısı koyulan pediatrik koklear implant kullanıcılarında ADK cevaplarını araştıran ilk çalışmayı yapmışlardır. Araştırmacılar, bu grupta bifazik uyarım içerisine yerleştirilen temporal boşluklara cevaben EADK kaydının yapılabileceğini göstermişlerdir.

Literatürde, koklear implantlı bireylerin ADK cevaplarını araştıran çalışmalarda konuşma uyarıları ve elektriksel uyarılar kullanılmakla birlikte, ‘*spectral ripple*’ olarak adlandırılan uyarıların da kullanıldığı görülmektedir. *Spectral ripple* uyarılar, spektral tepe ve çukur noktalarının değişim gösterdiği frekans pozisyonlarında, sıralı dalgalandırılmış spektral gürültü içeren uyarılardır. Scheperle ve Abbas (186), *rippled-noise* uyarısını, doğrudan ses işlemcisi aracılığı ile koklear implanta göndermişler ve ADK cevaplarını kaydetmişlerdir. Won ve ark. (144), koklear implantta kanal sayısının etkinliğini araştırdıkları bir çalışmada, normal işiten bireylere *vocoder* simülasyon tekniği uygulamış ve *spectral ripple* uyarı ile başlangıç ve değişim cevaplarını kaydetmişlerdir.

Scheperle ve Abbas (186), koklear implantlı bireylerde *spatial* ve spektral çözünürlüğün periferik ve merkezi düzeydeki elektrofizyolojik yanıtları ile konuşmayı anlama performansı arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Çalışmacılar, periferik düzeyde yanıt alınan *Evoked Compound Action Potential (ECAP)* ölçümünün, ADK ölçümüne göre konuşmanın anlaşılması performansını tahmin etmek için daha iyi bir yöntem olduğunu ifade etmişlerdir. Ancak, her iki ölçümün de konuşmayı anlama performansını değerlendirme açısından değerli bilgiler sağladığını belirtmişlerdir.

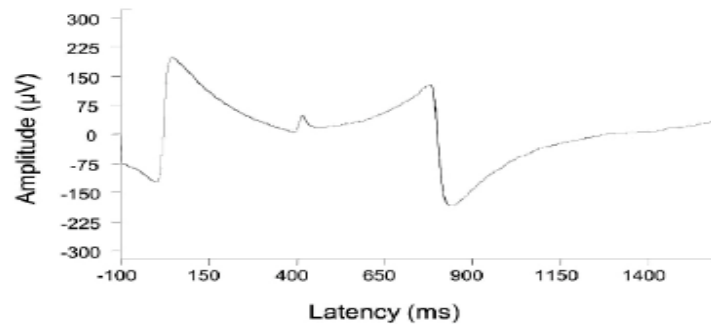
Akustik değişim kompleksi kaydı sırasında gözlenen koklear implant artefaktı

Koklear implantlılarda yapılan OBP kayıtlarında, sinyalin implanta bağlı elektriksel artefakt içermesi oldukça sık karşılaşılan bir durumdur. Koklear implant artefaktının büyük kısmının, alıcı parçaya iletilen radyofrekans iletiminin bir sonucu olarak ortaya çıktığı düşünülmektedir (11). Bu artefakt, KİUP kaydı için kullanılan elektrotlar tarafından toplanır. Toplanan artefakt nöral yanıt ile üst üste bindiğinde, dalga formunun yorumlanması çok zorlaşmaktadır. Özellikle, P1-N1-P2 cevap paterninin yorumlanması, diğer KİUP cevaplarına göre göreceli olarak daha kısa latansta oluşması açısından çok problemlidir (Şekil 2.17.).



Şekil 2.17. Normal işiten bireyde ve koklear implantlı bireyde meydana gelen KİUP (188).

Koklear implant ile yapılan birçok çalışmada kısa durasyonlu uyarılar kullanılarak P1-N1-P2 kaydı yapılmıştır. Ancak, ADK kaydında uzun durasyonlu uyarılara gerek duyulduğu için koklear implantlılarda ADK kaydı oldukça problemli olabilmektedir (Şekil 2.18.).



Şekil 2.18. ADK ölçümünde artefaktlı kayıt örneği (11).

Koklear implant artefaktı genellikle uyarın zamanına kilitli meydana gelmektedir. Artefakt genliği, averajlanmış cevabın yaklaşık 5-10 katı büyüklüğünde gözlenmektedir. Dolayısı ile geleneksel averajlama yöntemleri, implant artefaktını yok etmek için yeterli olamamaktadır. Koklear implantlılarda işitsel uyarılmış potansiyellerin kaydında artefaktın yok edilmesi amacı ile kullanılan tekniklerin başında *Principal Components Analysis (PCA)* ve *Independent Component Analysis (ICA)* yaklaşımları gelmektedir (11, 188).

PCA ve *ICA* teknikleri, çok sayıda araştırmada incelenmiştir. *PCA* tekniği oküler, kas ya da kardiak aktivite nedeni ile meydana gelen biyolojik artefaktı elimine etmek için kullanılmaktadır. Bu teknik ile averaj dalga formları içinde bağımsızlık gösteren dikey formlar ayrıştırılır. Bu teknik kullanıldığında çok sayıda nöral cevabın kaybı söz konusu olabilir. *ICA* tekniğinde ise, EEG aktivitesinin maksimum sayıdaki bağımsız kaynaktan ayrı ayrı incelenmesi ve artefakt bileşenlerinin manuel olarak uzaklaştırılması söz konusudur. *ICA* tekniğinde, önce *PCA* ile veri seti ayrıştırılır ve daha sonra esas istatistiksel analiz ile maksimum bağımsız kaynaktan inceleme yapılır (188).

Martin (11), yaptığı bir çalışmada, nöral cevabın daha kolay ayırt edilebilmesi için test edilen bireyin kayıt esnasında uyarana dikkat etmesini önermiştir. Uyarana dikkat edilmesi durumunda ADK cevap genliğinin büyüdüğü ve nöral cevabın artefaktan ayırt edilmesinin kolaylaştığını ifade etmiştir. Bununla birlikte, bazı elektrotlarda artefaktın ters polaritede görüldüğünü, nöral yanıtın polaritesinin değişmediğini bildirmiştir. Bu elektrotlara ait kayıtların, nöral cevabın ayırt edilmesi açısından faydalı olabileceğini belirtmiştir. Araştırmacı yaptığı bu çalışmada; karşılaştığı artefaktı yenmek için kullandığı *ICA* ve *PCA* teknikleri ile özel filtre ayarlarının başarılı olmadığını bildirmiştir.

Artefakt etkisini azaltmak için kullanılacak başka bir teknik de uyarıyı, ses işlemcisini *bypass* ederek doğrudan implanta göndermek olabilir (174). İmplantın doğrudan uyarılması bazı araştırmacılar tarafından avantajlı görülürken, bazıları tarafından dezavantajlı görülmektedir.

Tüm anlatılanlara ek olarak; koklear implant modeli, kanal sayısı, uyarım konfigürasyonu, toprak elektrotun özelliği ve/veya yerleşimi gibi bileşenlerin de artefakt oluşumundaki etkisi araştırmaya açık konular olarak görülmektedir.

2.6. İşitme Sisteminin Psikofiziksel Olarak Değerlendirilmesi

Psikofizik bilimi, fiziksel uyarının duyularımız tarafından nasıl algılandığı ile ilgilidir. Psikofiziğin sesin algılanması ile ilgilenen dalı ise psikoakustiktir.

Psikoakustik ölçümlerde, sunulan ses ile bireyin bu sesi nasıl algıladığı arasındaki ilişkiyi tespit etmek amaçlanır. Bu ilişki, duyuşal hassasiyet (*sensation*) ve algı (*perception*) kavramları tarafından kurulur.

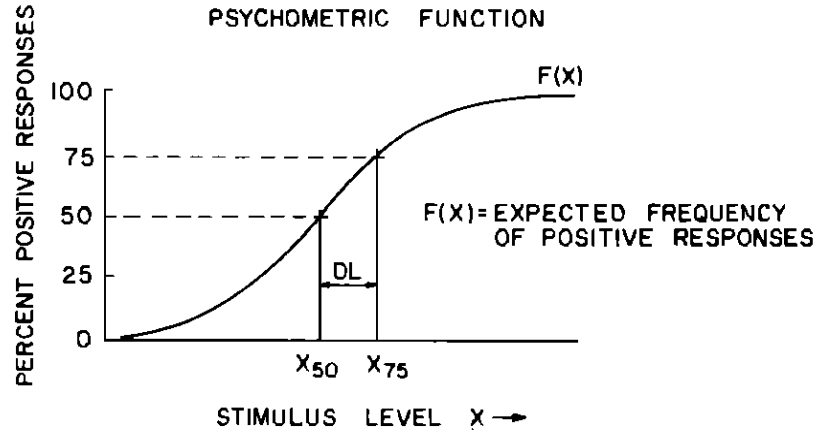
İnsanlarda ve hayvanlarda yapılan duyuşal hassasiyet ve algı ölçümü çalışmaları çok pahalı ve çok zor yapılan çalışmalardır. İlk defa, 1860 yılında, Fechner, iç duyumun (*inner consciousness*) dış davranış aracılığı ile ölçülebileceğini fark etmiştir. Psikofizik alanında; davranışın direk olarak ölçülmesi, algının dolaylı olarak ölçülmesi olarak yorumlanır. Yüzyılı aşkın süredir, duyuşal sistemin fark etme ve ayırt etme limitleri üzerine çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Uyarının gücündeki ya da diğer özelliklerindeki değişim, uyarının fark edilme ve ayırt edilme becerisindeki değişim ile bağlantılıdır (189). Duyuşal performansın psikofiziksel görevler ile ölçümünde, uyarının gücü ve diğer özelliklerindeki değişim psikometrik fonksiyonu meydana getirir (189-191).

Duyuşal hassasiyet değerlendirilirken, iki tip eşik belirlenmektedir. Bunlar fark etme ve ayırt etme eşikleridir. Fark etme eşiğı, benzer başka bir uyarın olmadığı durumda en küçük fark edilebilir uyarın seviyesidir. Başka bir ifadeyle; fark etme eşiğı, verilen uyarına hassasiyetin başladığı ilk seviyedir. Ayırt etme eşiğı, iki uyarın seviyesi arasındaki en küçük fark seviyesidir (191).

Fark etme eşiğı, psikoakustik yöntemlerden cevap tekniğı olarak kabul edebileceğimiz Evet-Hayır (*Yes-No*) metoduyla veya *Number of Alternative Forced Choice (nAFC)* metodu ile hesaplanabilir. Ayırt etme eşiğinin sadece *nAFC* ile ölçülebileceğı belirtilmiştir (189, 191).

Uyarının fark edilmesi ya da ayırt edilmesini ölçen psikometrik görevler neticesinde psikometrik fonksiyon oluşur. Tipik bir psikometrik fonksiyonda Y eksenini pozitif cevapları, X eksenini uyarın seviyesini göstermektedir. Pozitif cevap tanımlaması, yapılan deneye göre değişebilir. Örneğın, Şekil 2.19.' da 'sinyal var ya da sinyal yok' cevabını ölçen bir deneyin psikometrik fonksiyonu verilmiştir. Bu fonksiyon, sinyalin fark edilmesini (*detection*) ya da anlaşılrlık (*intelligibility*)

testinde bir kelimenin tanımlanmasını (*identification*) gösteren bir fonksiyon örneği olabilir. Bu fonksiyon aynı zamanda, Evet-Hayır tekniğinin fonksiyonudur.



Şekil 2.19. Psikometrik fonksiyon örneği (190).

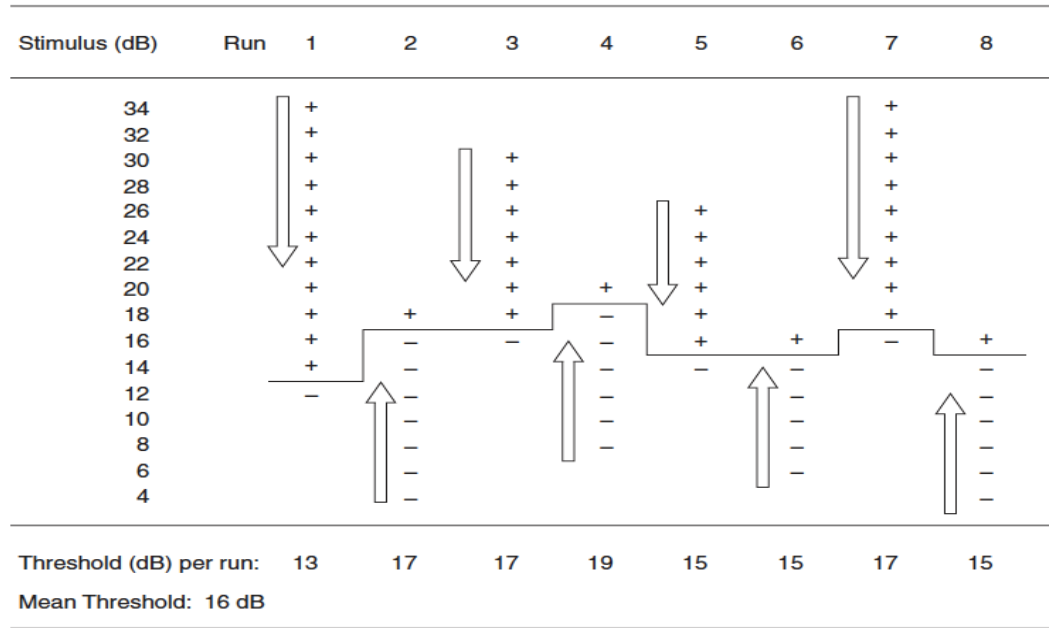
Tipik bir psikometrik fonksiyonda, genellikle iki parametre ile ilgilenilmektedir. Bunlardan ilki, uyarar ekseninde tespit edilen ‘eşik’ noktasıdır. Bu noktanın, fark etme ya da ayırt etme performans düzeyini belirleyen ve rastgele olarak elde edilen performans ile mükemmel performans arasında uzanan eğri üzerindeki orta nokta (X_{50}) olduğu kabul edilmektedir (189, 190). Bu nokta aynı zamanda % 50 performans noktası olarak da adlandırılmaktadır (190). Psikometrik fonksiyonu tanımlamak için kullanılan ikinci parametre ise; psikometrik fonksiyondaki eğrinin oluşma hızıdır. Hız, uyarandaki değişimle ilişkili olarak performanstaki değişimin oluşma hassasiyetini göstermektedir (190). Burada bahsedilen hassasiyet genellikle önceden belirlenen iki nokta arasındaki mesafe (*Difference Limen-DL*) ölçülerek belirlenir. Örneğin $X_{75}-X_{50}$ ya da $X_{70}-X_{30}$ gibi.

2.6.1. Klasik Ölçüm Metodları

Klasik psikometrik ölçümler; *Method of Limits*, *Method of Adjustment* ve *Method of Constant Stimuli*’ dir (25).

Method of Limits’ de, uyarar araştırmacının kontrolü altında verilir. Hem alçalan hem de yükselen uyarar serileri verilir. Alçalan seride cevabın ‘Evet’ iken

'Hayır' olması, yükselen seride cevabın 'Hayır' iken 'Evet' olması durumunda test sonlandırılır ve yeni bir seriye geçilir. Tüm serilerden elde edilen eşiklerin ortalaması alınır ve bu değer bireyin aranan eşiği olarak kabul edilir. Kaç seri uyarı verileceği araştırmacıya bağlıdır. Bu yöntemde çok sayıda yanlışlık durumu olabilir. Birey, yükselen seride cevabın ne zaman 'Hayır' dan 'Evet' e, alçalan seride 'Evet' den 'Hayır' a geçmesi gerekeceğini tahmin edebilir (*anticipation*) ya da tam tersine habitüasyon (*habituation*) olabilir. Ayrıca, yükselen seride 'Hayır' dan 'Evet' cevabına geçmesi için eşiğin birkaç adım üstüne çıkılması gerekebilir. *Method of Limits* yönteminin, adım büyüklüğü ve etkisiz uyarıların varlığı açısından da limitasyonları vardır. Şekil 2.20.' de *Method of Limits* yöntemi ile eşik tarama deneyi gösterilmiştir.



Şekil 2.20. *Method of Limits* yöntemi ile eşik tarama deneyi (25).

Klasik yöntemlerden bir diğeri *Method of Adjustment*' dir. *Method of Limits*' ten iki yönü ile ayrılır. Birincisi; uyarı araştırmacının değil test edilen bireyin kontrolü altındadır. İkinci olarak; uyarıdaki değişim devamlıdır, ayrık adımlar ile değildir. Uyarı serisi başlangıcında, testin kontrolü araştırmacıya geçirilerek, yanlışlık engellenmeye çalışılır. Ancak, yine de araştırmacının sağladığı kontrol *Method of Limits*' deki kadar değildir. Diğer taraftan, bireyin işitilebilirlik kriteri de her seride değişebilir ve kontrolü zorlaştıran yanlışlık faktörü söz konusu olabilir. Ayrıca, bu

metodda hem alçalan hem yükselen seride, uyarının sürmesi (*persistence of the stimulus*) olgusu gözlenebilir.

Klasik yöntemlerden sonuncusu, *Method of Constant Stimuli*' de, bireye rastgele olmak üzere farklı uyarılar sunulur. *Limits ve Adjustment* metodlarından farklı olarak, uyarılar sıra ile verilmez. Alçalan ya da yükselen seri kullanılmaz. Uyarın seviyesi aralığı bir önceki deneye ya da pilot denemeye göre seçilir. Adım büyüklüğü belirlenir ve uyarın sunumu rastgele yapılır. Bu yöntemin avantajı daha hassas bir ölçüm yapması ile birlikte bireyin tahmin davranışını hesap etmeye izin vermesidir. Ancak, çok sayıda test tekrarına gerek duyulur. Bu nedenle zaman ve efor açısından etkin görülmemektedir.

Psikoakustik cevap teknikleri

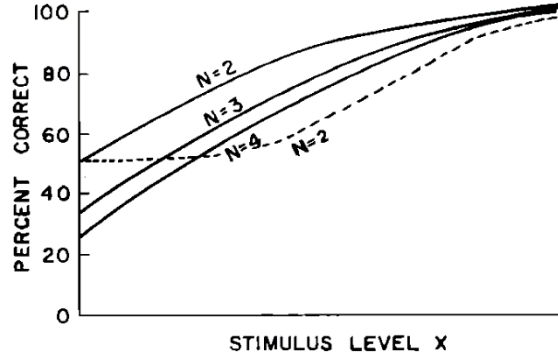
Psikoakustik cevap teknikleri, *Alternative Forced Choice* metodları ve Evet-Hayır metodu olarak sınıflandırılabilir. *AFC* metodlarında, bireye cevap olarak seçeceği iki ya da daha fazla alternatif sunulur.

Evet-Hayır metodunda, bireye hedef uyarını duyup duymadığı sorulur. *AFC* metodunda, bireye farklı seviyede ya da özelliklerde, farklı sayıda uyarın serisi sunulur. Sunulan 'değişken' uyarının seviyesi ya da özelliği test boyunca değişirken, 'standart' uyarın (-lar) sabit kalır. Her bir sunumda, bireyden değişken uyarını tanımlaması istenir.

AFC metodları, *Interval Forced Choice (IFC) Methods* olarak da adlandırılırlar. Kullanılan seçenek sayısına göre (2 ya da daha fazla) isimlendirilirler (*2IFC/2AFC, 3 IFC/3AFC gibi*).

AFC deneylerinde, sıklıkla, psikometrik fonksiyonda X_{75} seviyesi gibi tek bir nokta ile ilgilenilmektedir. Bu değer aynı zamanda *difference limen* olarak da tanımlanmaktadır (190). Şekil 2.21.' de çeşitli *forced choice* deneylerinde ayırt etme yüzdesini gösteren bir psikometrik fonksiyon verilmiştir. Burada Y eksenindeki doğru cevapların yerini, doğru yüzdesi (*percent correct*) almıştır. 'N' ise alternatiflerin

sayısıdır (*number of alternative forced choice*). Kesikli eğri rastgele cevapların da dikkate alındığı sıklık dağılım eğrisini göstermektedir.



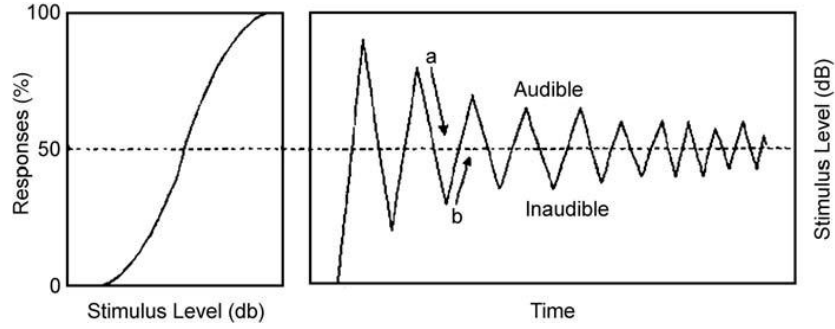
Şekil 2.21. *Forced Choice* metodunda psikometrik fonksiyon (190).

2.6.2. Adaptif Yöntemler

Duyusal beceriler sıklıkla eğri üzerindeki tek bir nokta olan eşik değeri ile tanımlanmaktadır. Birçok deneyde, eşik hakkında pek bilgi verici olmayan psikometrik fonksiyon altında uygulama yapılır. Psikometrik fonksiyonu tam olarak geliştirebilmek için eşik dışı seviyelerdeki performansın düzeyi hakkında bilgi sahibi olmak gerekmektedir. Ancak birçok durumda, bu bilgiye sahip olmak ne deneyin amaçları arasında görülür ne de fazladan deney zamanı ve çabası açısından değer görülür. Adaptif psikometrik yöntemler, psikofiziksel ölçümlerin bu temel problemini göstermek ve gerçekçi bir ölçüm yapabilmek adına uyaran eksenini boyunca yapılan etkisiz denemelerin varlığını göstermek adına geliştirilmiştir. Deneyde, uyaran eksenine verilen bir önceki uyarı denemeleri sonucuna göre belirlendiyse bu yaklaşım adaptif yaklaşımdır (189).

Adaptif yöntemler denildiğinde akla ilk olarak, *The von Bekesy Tekniği* ve *Method of Limits* gelmektedir. Klinik zeminde ve araştırmalarda yaygın olarak kullanılmış olan *Bekesy tekniği*, *Method of adjustments* ve *Method of limits* yöntemleri ile adaptif prosedürlerin ortak özelliklerini göstermektedir. Test edilen bireyin sesi duyduğunda verdiği cevaplar otomatik olarak kaydedilir. Birey, şiddeti değişen devamlı sesi duyduğunda butona basar ve mekanik kola bağlı bir kalem aracılığı ile bireyin cevapları otomatik olarak kaydedilir. Birey butona basıyor ise uyaran şiddeti

azaltılır; basmıyor ise uyarın şiddeti artırılır. Bu sırada verilen cevaplar mekanik kalem aracılığı ile bir grafiğe dönüştürülür (Şekil 2.22.). Bu yöntemde eşik, yukarı ve aşağı yönlü çizilen eğrilerin orta noktası olarak kabul edilir. Bu noktanın psikometrik fonksiyonda % 50 noktası ile eşdeğer olduğu varsayılır (25).



Şekil 2.22. Bekesy tekniği (25).

Günümüzde, araştırmalarda, en sık kullanılan adaptif prosedürlerinin çoğunun 1940 ile 1960 yılları arasında yapılan metodolojik araştırmalardan ve klinik uygulamalardan köken aldığı söyleyebiliriz. Dixon ve Mood (192), basit adaptif yöntemlerin karakteristiğini ve istatistiki özelliklerini sistematik olarak araştıran ilk araştırmacılar arasındadır. Araştırmacılar, psikometrik fonksiyonda %50 performans noktasını bulabilmek için *Up and Down* Kuralını (*UD* Kuralı) önermişlerdir. Bu tekniğe göre, test uyarınının seviyesi sabit büyüklükteki adımlar ile değişir. İlk cevap % 50 performans noktasına yakın en iyi tahmin seviyesinden alınır ve uyarılar sıra ile verilir. Bir pozitif cevap alındığında bir sonraki uyarın daha düşük seviyeden verilir, bir negatif cevap alındığında daha yüksek seviyeden verilir. *UD* kuralı belli sayıda cevap toplanması ile son bulur. Uyarın sayısının yetersiz geldiği düşünülürse belki birkaç uyarın daha eklenerek daha güvenli ölçüm yapılmaya çalışılır. Bu teknik zaman içerisinde geliştirilerek *The Up and Down Transformed Response (UDTR)* Kuralı olarak literatüre sunulmuştur (190). *UDTR* kuralı, % 50 performans noktasından daha yüksek performans düzeyini tespit edebilmek için *UD* Kuralının genişletilmiş halidir. *UDTR* kuralında, uyarına verilen cevapların pozitif veya negatif olma durumu belli bir sıralama koşulunda gerçekleşiyor ise uyarın artırılır ya da azaltılır. *UDTR* kuralının çeşitli varyasyonları vardır.

2.6.3. Modern Adaptif Yöntemler

Modern adaptif yöntemlerin en temel özelliği; uyaranda yapılan sistematik manipülasyonlar ile her uyaranda elde edilen cevapların toplanmasıdır (189).

Adaptif teknikler, uyarının denemeler bloğu boyunca değişim göstermesi yönü ile ‘sabit seviyeli’ tekniklerden farklılık gösterir. Adaptif tekniklerde verilen uyarın, bir önceki uyarana verilen cevaba göre belirlenir. Aynı zamanda, yöntemin güvenilirliğini sağladığı düşünülen çeşitli kurallar uygulanır. Bu kurallar bazı değişkenler ile belirlenir. Bunlar; uyarın değerleri arasındaki fark olarak tanımlanan adım büyüklüğü, uyarının başlangıç değeri, her denemede verilen uyarınların sıralanma kuralı ve uyarını bitirme kuralıdır (25, 189-191).

Adaptif yaklaşımların ortak çabası, psikometrik fonksiyon üzerinde doğruluktan ödün vermeden en etkili ve en güvenilir ölçümü yapabilmektir. Bu amaçla geliştirilmiş çeşitli modern adaptif yöntemler vardır. *Parameter Estimation by Sequential Testing (PEST)*, *Maximum Likelihood Procedures (MLP)* ve *Staircase* yöntemi bunlar arasındadır.

***Staircase* yöntemi**

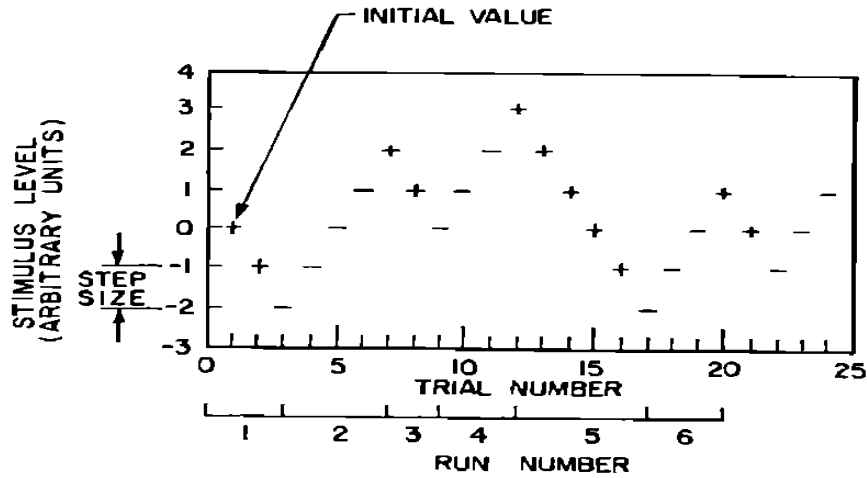
Günümüzde kullanılan psikometrik testlerin temelini oluşturan en önemli yöntemlerden birisidir. *Staircase* yöntemi hem alçalan hem yükselen uyarın serilerinden elde edilen, çok sayıda eşik hesaplamaları içermesi yönü ile daha önceki tekniklerden farklılık gösterir.

Staircase yönteminin en basit formu *Simple Up Down* Metodu’ dur. Bununla birlikte Levitt (190) tarafından tanımlanmış çeşitli *Transformed Up Down Staircase* metodları vardır. Bunlar *Two Down One Up*, *Three Down One Up* metodlarıdır. *Transformed* metoddaki ‘*Down*’ kuralı sayıca artırılabilir.

Simple Up Down metodu; bireyin bir önceki uyarana cevap vermemesi durumunda uyarının artırılması, cevap vermesi durumunda ise uyarının azaltılması

prensibini uygular (190). *Method of Limits* yönteminden farklı olarak, cevabın ‘Evet’ iken ‘Hayır’ olması ya da ‘Hayır’ iken ‘Evet’ olması durumunda test durmaz, bitmez. *Method of Limits*’ e benzerdir ancak uyarın küçük adımlar ile değiştirilir (25).

Simple Up Down metodunda; sinyal seviyesindeki bir azalma işlemi, bir artış işlemi izlediğinde veya tersine bir artış işlemi bir azalma işlemi izlediğinde bir ‘geçiş’ oluşur. Sinyal seviyesindeki azalma ya da artış adımı ‘adım büyüklüğü’ olarak adlandırılır. Sinyalin azalma veya artış olmak üzere bir yöndeki adımlar serisi bulunmaktadır (190). *Simple Up Down* metodunun tipik veri seti gösterimi Şekil 2.23.’ de verilmiştir. Burada 1-3 arası uyarınların ilk seriyi oluşturduğu görülmektedir. İkinci seri 3-7 arası uyarınlar, üçüncü seri 7-9 arası uyarınlardan oluşmak üzere devam ederek toplam 6 seri meydana gelmiştir. Bunun için 7 tane geçiş (*reversal*) oluşmuştur. Bu serilerin oluşması için 25 tane uyarı denemesi yapılmıştır. Bu deney örneğinde adım büyüklüğü sabitlenmiştir.



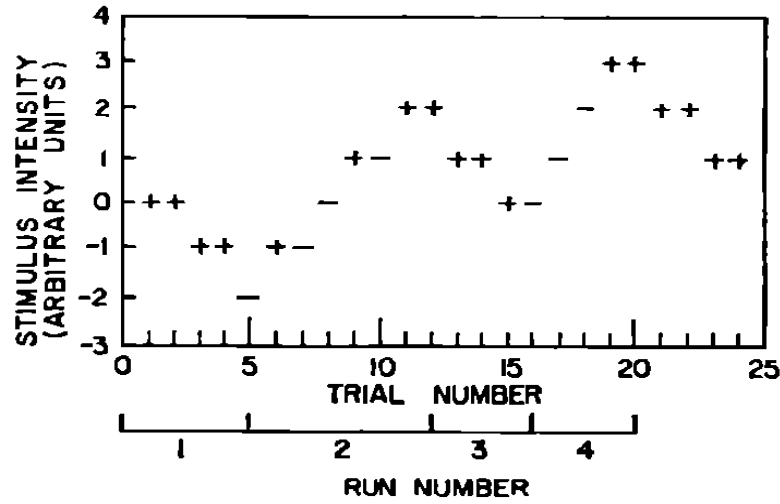
Şekil 2.23. *Simple Up Down* metodu (190).

Çoğu uygulamalarda, araştırmacılar, ilk geçişten sonra adım büyüklüğünü sabitlemişlerdir. Uygulanan test, önceden belirlenen uyarın ya da geçiş sayısına göre sonlandırılmaktadır. Tipik olarak, veri toplama işlemi ilk geçişten sonra gerçekleşmektedir. Yöntem en az altı ile sekiz geçişe kadar -ilk geçiş hariç- devam eder ve eşik değeri serilerin orta noktalarının ortalaması hesap edilerek veya tepe ve dip noktaların ortalaması hesap edilerek bulunur. Bu metodun hassasiyeti, ilk eşik

hesaplamasında öncelikle geniş adım büyüklüğü kullanıp sonra daha küçük adımlar kullanılarak ilk hesaplama çevresinde eşik bulma şeklinde arttırılabilir (193, 194).

Simple Up Down metodunun çeşitli avantajları ve limitasyonları vardır (190). Hızlı bir şekilde, % 50 noktasına ulaşılır böylece çoğu uyarı denemeleri etkili bir şekilde ilgilenilen noktaya yaklaştırır. Testte tedrici bir değişim varsa, bireyin cevaplarındaki değişimin de buna paralel olması beklenir. Öte yandan, birey uyarının belli bir sıralama kuralına göre sunulduğunu ve verdiği cevaba göre uyarının değiştiğini fark eder ise cevapta yanlışlık oluşabilir. *Limits* metodunda olduğu gibi, adım büyüklüğü çok dar ise çok sayıdaki deneme harcanmış olabilir; adım büyüklüğü çok geniş ise % 50 noktası doğru hesaplanamayabilir. Diğer limitasyonu, *Simple Up Down* kuralı ile sadece % 50 performans noktası bulunabilir. Daha büyük bir performans seviyesi hedefleniyor ise uyarın sıralamasında farklı kuralların uygulandığı diğer yöntemler kullanılabilir.

Levitt (190), psikometrik fonksiyonda özel noktalar hedeflendiğinde kullanılacak bir genel transformasyon metodu açıklamıştır. Buna göre; verilen uyarının aşağı ya da yukarı yönlü hareketi için, pozitif ve negatif cevapların sırası belirlenmiş olmalıdır. Daha yüksek performans noktası hedefleniyor ise, uyarının aşağı yönlü hareketi için iki ya da daha fazla sıralı pozitif cevap alınmalı, uyarının yukarı yönlü hareketi için bir negatif cevap alınmalıdır. Örneğin, *transformed* metodların en yaygın olarak kullanılanı olan *Two Down One Up* kuralında % 70,7 performans seviyesi hedeflenmektedir (189, 190, 194, 195). Şekil 2.24.' de bu yöntemin veri seti gösterilmiştir. Buna göre, uyarın seviyesinin düşürülmesi için sıralı iki pozitif cevabın verilmesi gerekmektedir. Bir geçişin oluşabilmesi için iki pozitif cevaptan sonra bir negatif cevabın oluşması gerekmektedir.



Şekil 2.24. *Two Down One Up* metodu (190).

Two Down One Up metodunda olduğu gibi, çok sayıda *transformed* metod oluşturulabilir (190). Örneğin, *down* kuralı değiştirilip üç yapıldığında *Three Down One Up* yöntemi adını alır. *Three Down One Up* yönteminde psikometrik fonksiyonda % 79,4 performans seviyesi hedeflenmektedir (189). *Down* kuralı sayıca daha da artırılabilir. Ancak, elbette sıralama kuralı çok daha komplike hale gelecek ve hedeflenen eşiğe ulaşabilmek için daha fazla sayıda uyarana gerek duyulacaktır (189).

Hem basit *Up Down* metodu hem *Transformed Up Down* metodlar, konuşmanın anlaşılması fonksiyonunu çeşitli yönleri ile çeşitli durumlarda değerlendirmeye uyumlu hale getirilebilecek testler olarak görülmektedir.

Parameter Estimation by Sequential Testing (PEST)

Bu yöntemde; psikometrik fonksiyonda hedeflenen performans düzeyini bulmak için, uyarının hem yönünü hem de adım büyüklüğünü değiştiren bir kural uygulanır.

Simple Up Down metodunda pozitif cevaptan sonra uyarın seviyesi azaltılır çünkü eşiğin muhtemelen daha düşük olduğu düşünülür; negatif cevaptan sonra ise uyarın seviyesi artırılır çünkü eşiğin daha yüksek olduğu düşünülür. *PEST* metodunun farkı; önceki cevapların sıralamasına bağlı olarak, uyarın seviyesinin adım

büyükliğini iki katına çıkarma ya da yarıya indirme kuralları ile uygulanıyor olmasıdır (25, 189).

Maximum-Likelihood Procedures (MLP)

Bu yöntemde; bir sonraki uyarın seviyesini belirlemek için bireyin cevaplarının geçmişi ile psikometrik fonksiyon tahmini eşleştirilir. Her uyarandan sonra ya da uyarın serisinden sonra yeni bir fonksiyon oluşturulur ve hedeflenen performans düzeyi en güncel fonksiyona göre hesaplanır. Uygulamanın çok hızlı olmasından dolayı çocuklarda kullanım için önerildiği bildirilmiştir (189).

Literatürde, hangi uyarlanabilir yöntemin daha güvenilir ve etkin olduğu birçok bilgisayar simülasyonu çalışmalarında ve insanlar ile yapılan çalışmalarda araştırılmıştır. Hangi yöntemin en iyisi olduğu ile ilgili kesin ortak bir yargıdan bahsedilmemektedir. Ancak, psikometrik ölçümlerde adaptif yöntemlerin, klasik yöntemlere göre daha yüksek hassasiyet ve güvenilirlik sunduğu ortak bir görüş olarak belirtilmektedir. Adaptif yöntemlerde elde edilen eşiklerin, klasik yöntemlerle elde edilen eşiklere göre daha düşük bulunduğu çeşitli araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (196-198).

Shelton ve ark. (198), bireylerde yaptıkları bir çalışmada *Staircase*, *MLP* ve *PEST* adaptif yöntemlerini karşılaştırmışlardır. Bu üç yöntemi kullanarak bireylerin iki tip fark etme eşiğini tespit etmişlerdir. Birincisi, gürültüde sinüs dalgasını fark etme; diğeri, *forward masking* prosedürde kısa *sinusoid* dalgayı fark etme eşikleridir. Çalışma sonucunda, bu üç yöntem ile elde edilen eşikler arasında belirgin bir fark olmadığı bildirilmiştir ancak yapılacak deneye göre yöntem seçiminin uygun olabileceğini önermişlerdir. Örneğin, kısa uyarın serilerinde (30 adetten daha az) *Staircase* ve *MLP* yöntemlerinin her ikisinin de eşik belirlemede hafif yanlılık göstermekte olduğu ancak her adaptif seride uyarın seviyelerinin randomize edilmesiyle bu yanlılığın üstesinden gelinebileceği ifade edilmiştir. Benzer şekilde, *MLP* yönteminin, bu üç teknik içerisinde, 10 adet uyarın ile en düşük yanlılığa izin veren tek yöntem olduğu bildirilmiştir. Uygulamanın hızlı olması nedeni ile küçük bebeklerde ve hayvan deneylerinde *MLP* yönteminin kullanımı önerilmiştir. Öte

yandan, *MLP* yönteminde çok az sayıda eşik üstü uyaran olması sebebi ile deneyimsiz dinleyicilerde uygulamanın zor olabileceği belirtilmiştir.

Adaptif prosedürler, *AFC* teknikleri ile beraber uygulanabilir. Literatürde bu tekniklerin etkinliklerini araştıran birçok çalışma ile karşılaşılmaktadır. Shelton ve Scarrow (199), 10 deneyimsiz dinleyici ile yaptıkları bir çalışmada adaptif tekniklerin etkinlikleri arasındaki farkları araştırmışlardır. Araştırmada *Two Down One Up Staircase* ve *MLP* prosedürlerini, sırasıyla *2AFC* ve *3AFC* teknikleri ile birleştirmişlerdir. Araştırma sonucunda, *2AFC* veya *3AFC* teknikleri ile birleştirilen *MLP* tekniğinin, *3AFC* tekniği ile birleştirilen *Two Down One Up Staircase* prosedürü ile etkinlik açısından eşit sonuçlar verdiği ifade edilmiştir. Diğer taraftan, *2AFC* tekniği ile birleştirilen *Two Down One Up Staircase* prosedürünün diğer metotlara göre daha etkisiz olduğu bildirilmiştir.

Kollmeier ve ark. (197), gürültüdeki basit tonu fark etmeyi değerlendirmek amacı ile, en yaygın olan iki *staircase* kuralı (*Two Down One Up* ve *Three Down One Up*) ile *2AFC* ve *3AFC* tekniklerini birleştirdikleri bir çalışmada *Markov* teorisine dayanan bir matematiksel modeli ve insan verilerini kullanarak çeşitli sonuçlar elde etmişlerdir. Model verilerine göre; *2AFC* tekniği ile birleştirilen *Two Down One Up* metodunun etkinliği en düşük metod olduğu, *3AFC* tekniği ile birleştirilen *Two Down One Up* metodunun etkinliği en yüksek metod olduğu bulunmuştur. Bireylerden elde edilen verilere göre, modelleme ile çok uyumu olmayan sonuçlar elde edilmiştir ancak genel olarak *2AFC* tekniği ile birleştirilen *Two Down One Up* metodunun, araştırılan diğer metodlar içerisinde etkinliği en düşük yöntem olduğu gösterilmiştir.

Schlauch ve Rose (200), yaptıkları bir çalışmada 2-, 3- ve 4- *IFC* (*Interval Forced Choice*) tekniğinin *Staircase* ile birleştirilmesi durumlarında meydana gelen etkinlik ve eşik yanlılığını değerlendirmişlerdir. Çalışmada bilgisayar simülasyonu verileri ve küçük bir insan grubundan elde edilen davranışsal veriler karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda, % 70,7 ve % 79,4 performans seviyesi hedeflenmesi kuralları uygulandığında, alternatif sayısı, adım büyüklüğü ve uyaran sayısı parametrelerinin değişiminin etkisini ortaya koymuşlardır. Buna göre; simülasyon sonucunda, her iki performans kuralında da (*Two Down One Up* ve *Three Down One Up*), alternatif sayısı

2' den 4' e artırıldığında tekrarlı eşik hesaplamaların azaldığı ya da sabit kaldığı ve güvenilirliğin arttığı görülmüştür. Diğer taraftan, geniş adım büyüklüğü kullanıldığında eşik hesaplamalarında daha fazla varyasyon görülmüştür. Özellikle *2-IFC Two Down One Up* kuralında, *4-IFC Three Down One Up* kuralına göre, daha fazla yanlılık görülmüştür. Buna ek olarak, uygulanan metodlarda, adaptif uyanların 100 adetten daha fazla olması durumunda performansta iyileşme gözlenmemiştir. Araştırmacılar, yaptıkları bu çalışmada iki temel sonuç bildirmiştir. Buna göre, % 70,7 performans seviyesi hedeflendiğinde (*Two Down One Up* kuralı uygulandığında), daha çok zaman almasında rağmen, 3- ve 4-IFC tekniğinin, 2-IFC tekniğine göre daha etkili olduğu bulunmuştur. Ayrıca, 2-IFC tekniğinin güvenilirliğini artırmak amacı ile, *staircase* serilerinde uyan geçmişini analiz etmek için *Probit* analizi isimli *fitting* prosedürünü kullanmanın ya da daha küçük adım büyüklüğü kullanmanın faydalı olacağı ifade edilmiştir.

Literatürde adaptif prosedürler ile ilgili birçok çalışmada *forced choice* tekniklerin kullanıldığı görülmektedir. Evet-Hayır tekniğinin, Bekesy yöntemi dışında, diğer yöntemlerde de çok sık kullanılmadığı söylenebilir. Ancak, bazı deneysel koşullarda Evet-Hayır tekniği, *forced choice* tekniklerden daha çok önerilmektedir. Örnek olarak, Moore ve ark.'nın (201) yaptığı bir çalışmada, işitilen bir kompleks sesin ayrı bir ton olarak duyulması için harmoniklerde yapılması gereken değişimin derecesini ölçmek amaçlanmıştır. Araştırmacılar, bu amaçla adaptif Evet-Hayır tekniği geliştirmişlerdir. Bireylere tek bir sinyal dinletilmiş ve duydukları sinyalin tek bir perdesi olan kompleks bir ses olup olmadığı ya da kompleks sese ilave olarak başka bir saf ses daha duyup duymadıkları sorulmuştur. Bireylerin verdiği cevaba göre, harmonik seslerde adaptif değişimler yapılmıştır. Bu çalışmada kullanılan yöntemin etkinlik düzeyi çok yüksek bulunmasa da çalışma açısından gereklilikleri karşıladığı düşünülmüştür.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

Çalışmamız, Hacettepe Üniversitesi Odyoloji Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından izin alınmıştır (Değerlendirme tarihi:17.01.2017 Karar No: GO 17/52-18).

Çalışmamızın amacı; koklear implant kullanıcılarının akustik değişimi fark etme becerilerinin davranışsal ve elektrofizyolojik yöntemler ile değerlendirilmesi ve bu iki yöntem ile elde edilen bulgular arasındaki ilişkinin ortaya koyulmasıdır. Bu amaçla, Hacettepe Üniversitesi Odyoloji Bölümünde takipleri yapılan koklear implant hastaları gönüllülük esasına dayanarak çalışmaya katılmaya davet edilmiştir. Çalışmaya katılmak isteyen bireylere çalışmanın amacı ve içeriği hakkında bilgi verilmiş ve yazılı izinleri alınmıştır.

Çalışmamıza katılan bireylere uygulanan testler iki basamaktan oluşmaktadır. Birinci basamak davranışsal testlerden oluşmaktadır. Bu testler; akustik değişimi fark etme becerisini ölçmek amacı ile uygulanan 'Akustik Değişimi Fark Etme Testi' ve konuşma anlaşılabilirliğini ölçmek amacı ile uygulanan 'Türkçe *Matrix*' testlerinden oluşmaktadır. İkinci basamak, elektrofizyolojik testlerden oluşmaktadır. Bu basamakta, bireylerin konuşma uyaranlarındaki değişimi kortikal düzeyde fark etme becerileri ölçülmüştür.

3.1. Bireyler

Çalışmamıza; 18 yaş ve üstü, en az 1 yıldır tek taraflı koklear implant kullanıcısı olan, implantasyon öncesi en az 3 ay işitme cihazı deneyimi olan, *Cochlear* marka kulak arkası konuşma işlemcisi kullanan, program ayarlarında elektrot dizinindeki tüm elektrotları aktif olarak çalışan, Menenjit ya da koklear anomali öyküsü olmayan, bilinen nörolojik ya da psikiyatrik bir hastalığı olmayan, anadili Türkçe olan 28 koklear implant kullanıcısı birey dahil edilmiştir.

3.2. Yöntem

Hacettepe Üniversitesi Hastanesi' nde koklear implant ameliyatı olan bireyler telefon ile aranarak çalışmaya davet edilmişlerdir. Günlük hayatta konuşma dilini kullanan gönüllü koklear implantlı bireylere; Akustik Değişimi Fark Etme Testi, Türkçe *Matrix* Konuşmayı Anlama Testi ve Akustik Değişim Kompleksi kaydı yapılmıştır.

Çalışmaya davet edilen bireylerin öncelikle implantlı işitme eşikleri ölçülmüştür. Bireylerin 0.5, 1, 2, 4 kHz frekanslarının işitme eşikleri ortalaması belirlenmiştir. Gerekli görülen bireylerde program ayarları yapılmış ve işitmeleri ile ilgili problem giderildikten sonra çalışmaya yönelik testlere geçilmiştir.

Çalışmada uygulanan tüm testler *monoaural* dinleme durumunda yapılmıştır

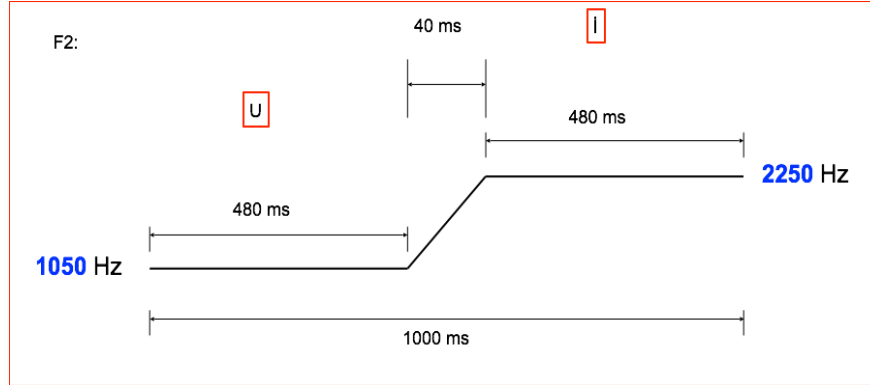
3.2.1. Akustik Değişimi Fark Etme Testi

Bireylerin akustik uyarandaki değişimi fark etme eşiklerini tespit etmek amacı ile *Psychoacoustics Toolbox*' da *Staircase* uygulaması adı altında çalışan *Simple Up Down* yöntemi ile Akustik Değişimi Fark Etme testi uygulanmıştır. *Psychoacoustics toolbox*; *MATLAB (MathWorks, MA, ABD)* bilgisayar programı ile çalışan, işitsel eşik hesaplaması amacı ile kullanılan bir araç kutusudur (5). Bu araç kutusu içerisindeki deneyler ihtiyaca uygun olarak adapte edilebilme özelliğine sahiptir.

Testlere geçilmeden önce aşağıda belirtilen adımlar sırası izlenerek, uygulamaya yönelik hazırlıklar yapılmıştır.

1. Test uyarısının hazırlanması: *Praat* bilgisayar programında /ui/ konuşma uyarısı hazırlanmıştır. Uyarıyı oluşturan temel frekans (F0) ve harmonikleri F1, F3 sabit tutulmuştur. F0 150 Hz, F1 300 Hz, F3 3000 Hz olarak belirlenmiştir. Uyarının ikinci formant frekansı F2' de değişim yaratılmıştır. F2' deki bu değişim 1050 Hz ile 2250 Hz arasında meydana gelmektedir. Uyarının toplam uzunluğu 1000 ms' dir. Uyarandaki değişim, uyarı başlangıcından 480 milisaniye sonra başlamakta ve bu

değişim 40 ms sürmektedir. Kullandığımız uyarın oluşturulurken ilk defa Martin (11) tarafından kullanılan /ui/ uyarını model alınmıştır (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. /ui/ uyarınının zamana bağlı gösterimi.

2. Psikoakustik test seslerinin hazırlanması: Bireylere test öncesi eğitim amaçlı tanıtım sesleri hazırlanmıştır. Tanıtım sesleri /ui/ konuşma uyarınının ikinci formant frekansı F2' nin; 1200 Hz, 300 Hz, 250 Hz ve 0,001 Hz' lik artış miktarı ile değiştirildiği dört sestene meydana gelmektedir. Bireylere bu sesler dinletilerek farklı derecelerde meydana gelen akustik değişimi fark etmeleri amaçlanmıştır. Tanıtılan Sesler, 'bozuk' ya da 'düzgün' olarak tanımlanmıştır. F2' de 0,001 Hz' lik değişimin olduğu uyarın 'düzgün', diğer uyarınlar 'bozuk' olarak tanıtılmıştır.

3. Test parametrelerinin belirlenmesi: Çalışmamızda kullandığımız uyarının ikinci formant frekansı F2' deki değişimin aralığı '*standart level*' ve '*starting level*' parametreleri ile sınırlandırılmıştır. '*Standard level*' frekansın başlangıç seviyesidir, başka bir ifadeyle değişim göstermemiş halidir. '*Starting level*' ise frekanstaki değişimin başladığı ilk artış adımıdır. '*N. of blocks*' ise deneyin kaç blok yapılacağını belirtmektedir.

Frekans ayırt etme deneylerinde, '*step size*' değerine bölme ya da çarpma işlemi yapmanın uygun olacağı önerilmiştir (190). Bu işlemlerde kullanılan katsayı değeri '*factor*' olarak adlandırılmaktadır. Çalışmamızda, uyarının değişimini kontrol etmek için '*factor*' parametresi kullanılmıştır. Araştırmacılar, basit eşik hesaplama deneylerinde, '*factor*' değerini 2 ile $\sqrt{2}$ arasında tutmayı önermişlerdir (5). Belirlediğimiz katsayılara bu öneri doğrultusunda karar verilmiştir.

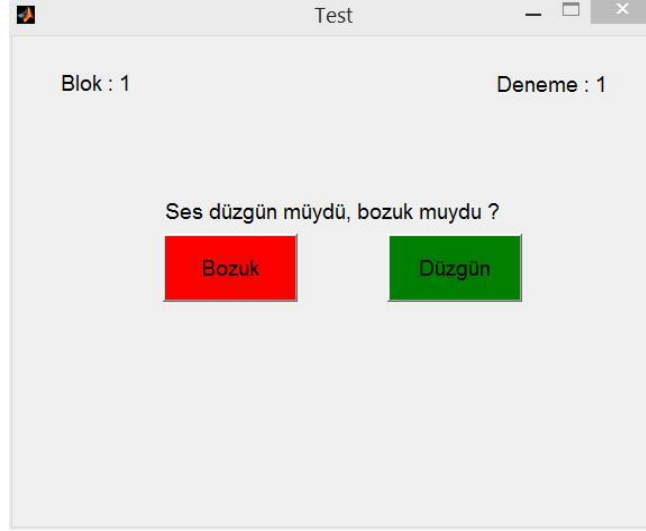
Genellikle araştırmalarda; ilk geçiş, büyük adım kullanılması nedeni ile eşik hesaplaması dışında tutulmuş ve devam eden geçişlerde elde edilen eşiklerin ortalaması alınmıştır. Ortalama değer hesaplanırken, aritmetik ortalama veya geometrik ortalamanın alınması önerilmiştir. Alternatif olarak, median değerinin kullanılabilceği de belirtilmektedir. Çalışmamızda ‘aritmetik ortalama’ değeri kullanılmıştır. Belirlediğimiz test parametreleri Tablo 3.1.’ de ve test ekranı Şekil 3.2’ de verilmiştir.

Tablo 3.1. *Staircase* test parametreleri.

Simple Up Down	✓
Harmonics	✓
N of blocks	1
Starting level	1200 Hz
Standard level	1050 Hz
Yes-No	✓
Reversals	3 3 3
Factor	2 1.4 1.1
Feedback	Yok
Arithmetic	✓
Reversal for threshold	3

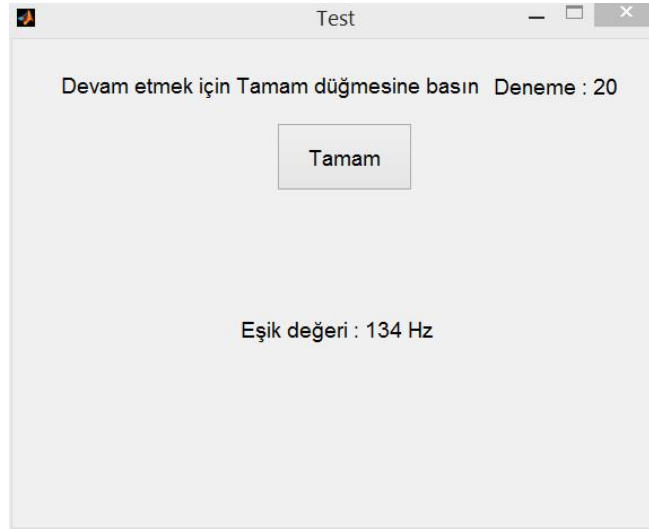
Şekil 3.2. *Staircase* test ekranı.

Staircase testi belirlenen parametrelere özelleştirilmiş bir *MATLAB* uygulaması haline getirilerek dokunmatik özellikli tablet bilgisayara yüklenmiştir. Bireyler, test programını kendileri yönetebilmektedirler. Uyaran sunumları sonrasında ekranda, akustik değişimin fark edilip edilmediğini ölçmek üzere hazırlanan bir Evet-Hayır sorusu çıkmaktadır. Tüm katılımcı bireyler tarafından kolay anlaşılır olması için, soru ‘Ses düzgün müydü, bozuk muydu?’ olarak belirlenmiştir. Cevap olarak ise ‘bozuk’ ve ‘düzgün’ seçenekleri sunulmuştur (Şekil 3.3). ‘Bozuk’ cevabı ile ‘Evet, değişimi fark ettim’, ‘Düzgün’ cevabı ile ‘Hayır, değişimi fark etmedim’ yanıtlarının verildiği kabul edilmiştir.



Şekil 3.3. Staircase cevap ekranı.

Uygulanan psikoakustik test sonucunda, bireylerin ikinci formant frekansta meydana gelen değişimi fark etme eşikleri (Hz) belirlenmiştir. Şekil 3.4.' de sonuç ekranı örneği verilmiştir.



Şekil 3.4. Staircase örnek sonuç ekranı.

Tablo 3.2.'de *Simple Up Down* yöntemi ile frekanstaki değişimi fark etme eşiği hesaplamasına dair bir örnek verilmiştir. Hesaplama, belirlenen test parametreleri doğrultusunda yapılmıştır. Buna göre; Evet (Bozuk Ses) = 1, Hayır (Düzgün Ses) = 0 olarak kodlanmıştır. Test toplam 9 geçişe (3 3 3) ulaşınca bitmektedir. Uyarın seviyesi (Hz), her 3 geçişte bir değişmek üzere sırasıyla 2, 1.4, 1.1 faktör katsayıları ile çarpılmış ya da bölünmüştür. Cevabın 'Evet' olması durumunda bölme işleminin

yapılmış, ‘Hayır’ olması durumunda çarpma işlemi yapılmıştır. Toplam 9 geçişe ulaşıldığında, son 3 geçişin aritmetik ortalaması alınarak eşik değerin 59.107 Hz olduğu hesap edilmiştir. Bu örnekteki bireyin F2 frekansındaki değişimi fark edebilmesi için 59.107 Hz’ lik değişime ihtiyacı vardır denilebilir.

Tablo 3.2. *Staircase-Simple Up Down* yöntemi ile eşik hesaplama (son 3 geçiş sarı ile işaretlenmiştir).

Uyaran değişimi (Hz)	Yes (1) / No (0) (Evet/Hayır)	Reversal (Geçiş)	Factor (Faktör)
1.200.000	1	0	2.000
600.000	1	0	2.000
300.000	1	0	2.000
150.000	1	0	2.000
75.000	0	1	2.000
150.000	1	2	2.000
75.000	1	2	2.000
37.500	0	3	2.000
75.000	1	4	1.400
53.571	0	5	1.400
75.000	1	6	1.400
53.571	0	7	1.100
58.929	0	7	1.100
64.821	1	8	1.100
58.929	0	9	1.100
Eşik: 59.107 Hz			

Uygulamaya yönelik hazırlıklar tamamlandıktan sonra, çalışmaya katılan bireylerin akustik değişimi fark etme eşikleri belirlenmiştir.

Koklear implantlı bireylerde akustik değişimi fark etme testi

Koklear implantlı bireylere öncelikle sesler tanıtılmış ve bireylerin sesleri ‘bozuk’ ya da ‘düzgün’ olarak tanımlamaları sağlanmak istenmiştir. Daha sonra *Staircase* yöntemlerinden *Simple Up Down* ile 2 ya da 3 oturumda deneme testler yapılmış ve temel teste geçilerek ikinci formant frekanstaki değişimi fark etme eşikleri

belirlenmiştir. *Simple Up Down* yönteminin hızlı bir şekilde eşığe ulaşma imkanı sağlaması nedeniyle bu yöntem tercih edilmiştir (190).

Test uyarıları, oturma pozisyonunda olan bireye 0° azimutta ve 1 metre mesafede yerleştirilen *Konig* marka hoparlörden verilmiştir. Uygulama öncesi, programın yüklü olduğu tablet bilgisayar ve hoparlör arasındaki kalibrasyon yapılmış ve hoparlörün ses çıkış şiddeti 75 dB *SPL* olarak ayarlanmıştır.

3.2.2. Türkçe *Matrix* Konuşmayı Anlama Testi

Koklear implantlı bireylerin davranışsal performanslarının çok değişkenlik gösterdiği bilinmektedir (65-68). Çalışmada; koklear implantlı bireylere, davranışsal ölçüm yöntemi bakımından kümeleme analizi yapılabilmesi için ve konuşmayı anlama becerilerinin değerlendirilmesi amacı ile Türkçe *Matrix* testi yapılmıştır.

Matrix Testi, konuşmayı anlama becerisini cümle düzeyindeki materyaller ile ölçen, açık ve kapalı uçlu formatta uygulanabilen bir testtir. *Matrix* test formatı ilk defa 1982 yılında Heggeman tarafından geliştirilmiştir (202). Testin ilk uygulandığı dil İsveççe' dir. Günümüzde çeşitli dillere uyarlanan testin Türkçe uygulaması, Zokoll ve arkadaşları tarafından hazırlanmıştır (3). Türkçe *Matrix* testi, uluslararası olarak karşılaştırılabilir konuşma anlaşılabilirliği testidir.

Matrix Testi; sessiz ve/veya gürültülü durumda uygulanabilen, adaptif ve adaptif olmayan uygulama seçenekleri olan bir konuşmayı anlama testidir. Türkçe *Matrix* Testi; Türkçe' de sık kullanılan 10 adet isim, sayı, sıfat, nesne ve fiilin çeşitli kombinasyonlarından oluşturulan cümle materyalleri ile hazırlanmış bir testtir. Testin Türkçe uygulamasında 20 cümlelik 66 liste, 30 cümlelik 24 liste mevcuttur. Testteki her bir cümle 5 kelimedenden oluşmaktadır. Tüm cümlelerin sentaktik yapısı birbiri ile aynıdır (İsim-sayı-sıfat-isim-fiil) (Tablo 3.3.). *Matrix* test cümleleri sentaktik olarak açık fakat semantik olarak tahmin edilmesi zor cümlelerdir. Teste katılan bireyden, duyduğu cümleyi tekrar etmesi istenir. Cümleyi oluşturan 5 kelimedenden doğru tekrar edilen kelime ya da kelimeler ekranda işaretlenir. Uygulanan test prosedürüne bağlı olarak Konuşmayı Alma Eşiği (KAE) (*SRT*) ya da konuşmanın anlaşılabilirliği

(*intelligibility*) skoru belirlenir. Test sonucunda elde edilen skorlar, kelime düzeyindeki anlaşılabilirlik (*word specific intelligibility*) fonksiyonuna bağlı olarak hesap edilir. KAE, konuşma materyalinin % 50' sinin doğru olarak anlaşıldığı seviye olarak tanımlanabilirken; anlaşılabilirlik skoru ise sinyal seviyesindeki ya da Sinyal Gürültü Oranındaki (SGO) (*Signal to Noise Ratio–SNR*) değişimin, performansı nasıl etkilediğini anlatmaktadır (203).

Tablo 3.3. Türkçe *Matrix* testi cümle örnekleri.

İsim	Sayı	Sıfat	İsim	Fii
Gönül	yedi	mavi	sepet	haketmiş
Zuhal	bir	yeni	kilim	verdi
Fırat	sekiz	beyaz	yatak	satmış
Hikmet	üç	küçük	çatal	getirdi
Tuncay	altı	yeşil	cımbız	bulmuş
Nurşen	beş	temiz	gömlek	çizdi
Poyraz	dokuz	renkli	balon	fırlatmış
Seyhan	on	bordo	minder	gördü
Meltem	iki	güzel	terlik	kazanmış
Dilek	dört	siyah	fincan	yolladı

Zokoll ve ark. (3), anadili Türkçe olan bireylere ait Türkçe *Matrix* testi normatif verilerini belirlemişlerdir. Buna göre; adaptif olmayan SGO ölçümlerinde ortalama KAE -8.3 ± 0.2 dB SGO ve anlaşılabilirlik fonksiyon hızı (*slope*) 14.1 ± 1.0 % / dB bulunmuştur. Adaptif ölçümlerde; açık uçlu cevap uygulamasında ortalama KAE -7.2 ± 0.7 dB SGO, kapalı uçlu cevap uygulamasında ortalama KAE -7.9 ± 0.7 dB SGO bulunmuştur. Sessiz durumda adaptif ölçümlerde, açık uçlu cevap uygulamasında, ortalama KAE 20.3 ± 4.1 dB bulunmuştur.

Çalışmada, Türkçe *Matrix* Testi *AURICAL* marka bir bilgisayarlı odyometre ve *Oldenburg Measurement Application* isimli yazılım aracılığı ile sessiz odada uygulanmıştır. Bireyin oturduğu merkezin 1 metre uzağında ve 0° azimutta pozisyonlanan bir adet hoparlör kullanılmıştır. Uygulama öncesi cihaz ve hoparlörün kalibrasyonu yapılmıştır.

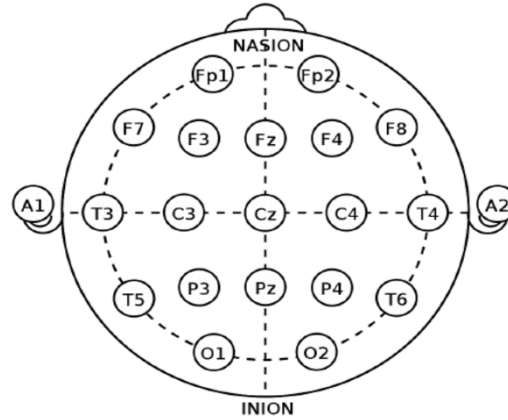
Bireylere öncelikle 2 ya da 3 oturumda deneme testler yapılmıştır. Daha sonra temel testlere geçilmiştir. Temel testlerde bireylerin ‘adaptif-sessiz’ test durumunda 70 dB *SPL*’ de KAE bulguları ve ‘adaptif olmayan-sessiz’ test durumunda 70 dB *SPL*’ de konuşmanın anlaşılabilirliği skorları tespit edilmiştir.

3.2.3. Akustik Değişim Kompleksi Kaydı

ADK cevaplarının toplanması elektroensefalografi (EEG) kaydı ile yapılmıştır. Kayıtlar ses izolasyonu yapılmış Faraday özellikli bir odada *Neuroscan 4,3* ölçüm sistemi kullanılarak yapılmıştır. Ölçüm için 40 kanallı *NuAmps* Amplifikatör (*Compumedics Neuroscan, NC, ABD*) kullanılmıştır. Uyarılar *Neurobehavioral System-Presentation (Neurobehavioral Systems, Inc., CA, ABD)* programı aracılığı ile bir hoparlörden verilmiştir. Uyarıların sunumu ve EEG kaydı için iki adet bilgisayar kullanılmıştır.

Test uyarısı *Praat (204)* programında hazırlanan /ui/ konuşma uyarıdır. Davranışsal testte (*Staircase-Simple Up Down*) ve EEG kaydında aynı uyarı kullanılmıştır.

Birey rahat bir koltukta oturtulmuş ve teste hazırlanmıştır. EEG kayıtları için, 10-20 sisteminde düzenlenmiş, 21 kanal *Easy Cap (EASYCAP GmbH, Almanya)* EEG bonesi kullanılmıştır (Şekil 3.5.). Aynı zamanda burun ve kulak memelerine yerleştirmek amacı ile Ag-AgCl uçlu elektrotlar kullanılmıştır. Dış elektrotların yerleştirileceği bölgeler alkol ile temizlenmiştir. Bireye giydirilen EEG bonesinde belirlenen elektrotlar içine iletken jel sıkılmış ve cilt ile temas sağlanmıştır. EEG kaydı için, koklear implantın kulak yönüne göre, 2 farklı kayıt düzeneği hazırlanmıştır. Kayıt düzeneğinde Nz, Fz, Cz, Pz, Fp1, Fp2 ve M1/M2 elektrotlar kullanılmıştır. Koklear implantlı tarafın karşı kulak memesine konulan elektrot referans elektrot (M1/M2), toprak elektrot ise AFz olarak belirlenmiştir.



Şekil 3.5. *International 10-20 System* ile elektrot yerleşimi (205).

Bireylere, 0° azimutta ve 1 m uzaklıkta pozisyonlanan *Konig* marka hoparlörden uyarılar dinletilmiştir. Kayıt sırasında, bireylere bir *DVD* oynatıcı aracılığı ile sessiz film izletilmiştir. Bireylerin baş ve boyunlarının rahat pozisyonda olmaları sağlanmıştır. Bireylerden gözlerini olabildiğince kırpılmaları istenmiştir. Tablo 3.4.' de ADK kayıt parametreleri verilmiştir.

Tablo 3.4. ADK parametreleri.

Uyaran tipi	/ui/ konuşma yapısı
Uyaran süresi	1000 ms
Uyaranlar arası süre	2011 ms
Uyaran şiddeti	75 dB SPL
Uyaran modu	Unilateral
Zaman penceresi	-100 – 1400 ms
Sinyal ortalama	4 blok x 100 uyaran (toplam 400 uyaran)
Filtre	0,5 – 30 Hz
Elektrot yerleşimi	Nz, Fz, Cz, Pz, Fp1, Fp2, A1/A2
Artefakt reddetme	$\pm 100 \mu\text{v}$
İmpedans	5 kohm altı

Uyaranların analizinde *MATLAB* (*MathWorks*, MA, ABD) ve *EEGLAB* (206) programı kullanılmıştır. EEG analizinde, cevap genliklerinin daha büyük olması nedeni ile Cz elektrottan alınan kayıtlar esas alınmıştır. Uyaran bloklarında meydana gelen cevaplar tekrarlanabilirliği gösterebilmek için üst üste koyulmuştur. Meydana gelen potansiyellerin (başlangıç ve ADK cevapları) görsel olarak değerlendirilmesinde tepe noktası latansı, dalga formu morfolojisi ve genlik kriterleri dikkate alınmıştır.

Zaman penceresi içerisinde meydana gelen başlangıç ve ADK potansiyelleri, tüm kayıtların genel ortalama (*Grand Mean Average-GMA*) ölçümü ile belirlenmiştir. *GMA* ölçümü ile tüm bireylerden farklı bloklarda alınan dalga formlarının ortalaması belirlenmiştir. Belirlenen ortalama dalga formundaki potansiyellerin N1 ve P2 tepe noktaları arasındaki genlik farkı (*peak to peak amplitude*) (N1-P2 genliği) ve N1 tepe noktası latansı ölçülmüştür. Ek olarak, her iki cevap segmentinin (başlangıç ve ADK) aynı zaman aralıkları içerisinde *Root Mean Square (RMS)* genlikleri ölçülmüştür (6). *RMS*, matematikte ikinci dereceden ortalama olarak bilinmektedir, istatistikte ise değişen kantitenin büyüklüğünün ölçümü olarak kabul edilmektedir. *RMS*, sinüzoidal sinyalde olduğu gibi, negatif ve pozitif varyasyonların olduğu durumlarda değişiminin ölçülmesi amacı ile kullanılmaktadır.

3.3. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS 25 programı ile yapılmış ve % 95 güven düzeyi ile çalışılmıştır.

Çalışmada, analizlerin yapıldığı tüm veri 28 bireyden oluşmaktadır. Örneklemenin ve ölçümlerin yeterli olmaması nedeniyle, analizlerde parametrik olmayan yöntemler kullanılmıştır. Çalışmada parametrik olmayan test tekniklerinden *Spearman* korelasyon ve *Mann Whitney* testleri kullanılmıştır. Ayrıca belirlenen ölçümler için oluşan gruplar Kümeleme Analizi ile incelenmiştir.

Spearman; sayısal ölçümler arasındaki ilişkinin belirlenmesinde bir test tekniği olarak kullanılmaktadır. *Mann Whitney*; iki gruplu değişkenin bir nicel ölçüm bakımından karşılaştırılmasında kullanılan test tekniğidir. Çalışmada; ölçümler arasındaki ilişkide *Spearman* korelasyon testi, kümelerin karşılaştırılmasında *Mann Whitney* testi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Koklear implantlı bireylerin akustik değişimi fark etme becerilerini değerlendirmek amacı ile yaptığımız çalışmamıza katılan bireylere ait bulgular aşağıda sunulmuştur.

4.1. Demografik Bilgiler

Çalışmaya; 16' sı kadın, 12' si erkek 28 koklear implant kullanıcısı birey katılmıştır. Bireylerin yaş ortalaması ve standart sapması $41,25 \pm 17,12$ ' dir. Tablo. 4.1.' de katılımcıların demografik özellikleri verilmiştir.

Koklear implantlı bireylerin 21'i postlingual dönemde, 7' si prelingual dönemde işitmesini kaybetmiş bireylerdir. Prelingual işitme kayıplı bireylerin tamamının işitme kaybı nedeni bilinmemektedir. Bireylerin çoğunluğu, çok ileri derecede işitme kaybı sürelerini bilmemektedirler. Bireylerin tamamı iletişimde konuşma dilini kullanmaktadır.

Tablo 4.1. Bireylerin demografik özellikleri.

Katılımcı No	Yaş	Cinsiyet (Kadın/Erkek)	İşitme kaybının tespit yaşı (yıl)	Ameliyat yaşı (yıl)	İşitme kaybı süresi (yıl)	Koklear implant deneyimi (Yıl)	İmplant tarafı	Etyoloji	Konuşma İşlemcisi Modeli	İşleme Stratejisi	İmplant Modeli
1	23	K	6	20	14	3	sağ	antibiyotik	N6	ACE	CI24RE
2	26	K	3	24	21	2	Sağ	bilinmiyor	N5	ACE	CI24RE
3	34	K	8	33	25	1	sağ	ailesel	N6	ACE	CI24RE
4	31	E	1	28	27	3	sol	bilinmiyor	N6	ACE	CI422
5	32	K	12	23	11	9	sol	meniere	N5	ACE	CI500
6	58	K	7	51	44	7	sağ	travma	N5	ACE	CI500
7	65	E	31	62	31	3	sağ	meniere	N6	ACE	CI24RE
8	51	E	10	49	39	2	sağ	enfeksiyon	N6	ACE	CI24RE
9	55	E	40	48	8	7	sol	ateşli hastalık	N6	ACE	CI500
10	26	K	23.5	24	0.5	2	sol	ani işitme kaybı	N6	ACE	CI24RE
11	67	K	50	63	13	4	sağ	ailesel	N5	ACE	CI24RE
12	58	K	48	50	2	8	sağ	bilinmiyor	N6	ACE	CI24RE
13	24	E	9	21	12	3	sağ	ailesel	N6	ACE	CI24RE
14	37	K	13	32	19	5	sol	ateşli hastalık	N5	ACE	CI24RE
15	59	K	30	45	15	14	sağ	ani işitme kaybı	N6	ACE	CI24RE
16	23	K	2	5	3	18	sağ	bilinmiyor	N5	ACE	CI24R
17	63	K	49	55	6	8	sağ	bilinmiyor	N7	ACE	CI500
18	31	K	14	27	13	4	sol	bilinmiyor	N6	ACE	CI422
19	18	K	0.5	13	12.5	5	sağ	bilinmiyor	N7	ACE	CI24RE
20	27	E	1.5	11	9.5	16	sol	bilinmiyor	N6	ACE	CI24RE
21	45	E	10	22	12	23	sol	ateşli hastalık	N6	ACE	CI24RE
22	26	E	6	24	18	2	sol	kabakulak	N6	ACE	CI422
23	21	K	3.5	10	6.5	11	sağ	bilinmiyor	N6	ACE	CI24RE
24	19	E	2	12	10	7	sağ	bilinmiyor	N6	ACE	CI24RE
25	53	K	25	50	25	3	sağ	ailesel	N6	ACE	CI24RE
26	65	E	44	54	10	11	sol	ailesel	N6	ACE	CI24RE
27	55	E	8	53	45	1	sol	bilinmiyor	N6	ACE	CI24RE
28	63	E	53	61	8	2	sağ	antibiyotik	N6	ACE	CI24RE

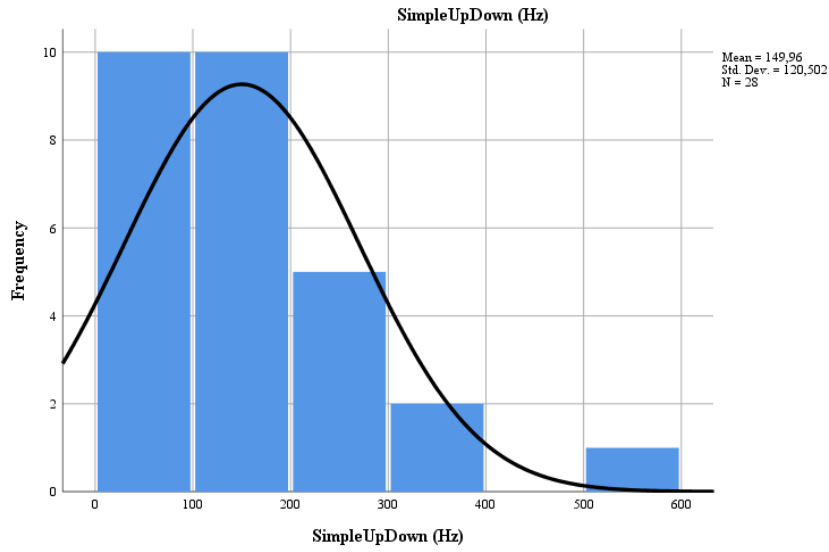
4.2. Koklear İmplantlı Bireylerde Elde Edilen Davranışsal ve Elektrofizyolojik Bulgular

Koklear implantlı bireylerde *Simple Up Down* yöntemi ile akustik değişimi fark etme eşikleri; Türkçe *Matrix* testi ile sessiz durumda *KAE* ve anlaşılabilirlik skorları; EEG kaydı analizleri ile başlangıç N1 latansı, ADK N1 latansı, başlangıç N1-P2 genliği, ADK N1-P2 genliği, *RMS* ADK ve *RMS* başlangıç cevabı genlik bulguları elde edilmiştir. Elde edilen bulguların betimleyici istatistikleri Tablo 4.2.' de verilmiştir.

Tablo 4.2. Ölçümlerin betimleyici istatistikleri.

	n	Min.-Maks.	Ort.±ss.
SimpleUpDown (Hz)	28	5-542	149,96±120,5
KAE (dB)	24	32,2-98,5	52,98±16,5
Anlaşılabilirlik (%)	26	4-99	63,04±32,49
Başlangıç N1latansı (ms)	10	156-220	171,6±19,25
ADK N1 latansı (ms)	11	596-698	656±36,5
Başlangıç N1-P2 Genliği (µv)	10	-5,99-0,76	-3,28±1,51
ADK N1-P2 Genliği (µv)	11	-7,2-0,97	-3,02±2,08
RMS ADK (µv)	11	0,45-4,98	1,69±1,24
RMS Başlangıç (µv)	11	0,86-7,46	2,92±2,13
Kİ ile işitme eşiği ortalaması (dB)	28	14-38	23,14±6,19

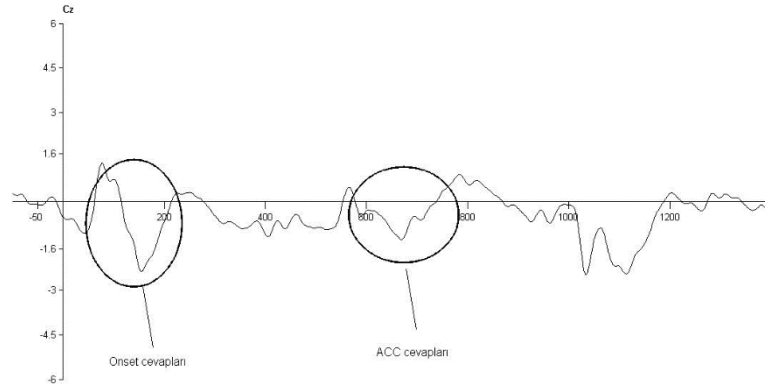
Şekil 4.1.' de koklear implantlı bireylerin *Simple Up Down* ölçümü ile elde edilen akustik değişimi fark etme eşiklerinin dağılımı gösterilmiştir.



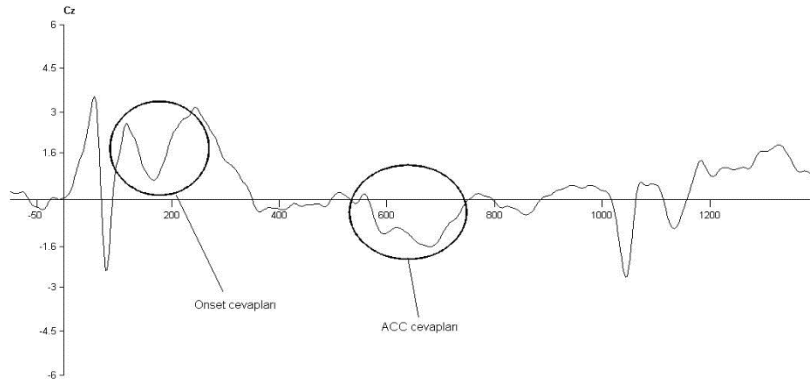
Şekil 4.1. Koklear implantlı bireylerde *Simple Up Down* ölçümü bulguları.

Bireylerin bir kısmı Türkçe *Matrix* Konuşmayı Anlama testinde, testin devam edebilmesi için gerekli olan performansı gösteremediği için test tamamlanamamış ve skor elde edilememiştir. Bu bireylere ait Türkçe *Matrix* bulguları analize dahil edilememiştir. Benzer şekilde, bireylerin bir kısmında da EEG kaydında analizi engelleyen yoğun artefakt ile karşılaşmış ve analiz yapılamamıştır. Tablo 4.2.' de, ölçümlere göre istatistiksel analizlere dahil edilen bireylerin sayısı (n) verilmiştir.

Bireylere ait EEG kayıtları *GMA* yöntemi ile analiz edilerek, başlangıç ve değişim (ADK) potansiyellerinin N1-P2 genlikleri ölçülmüştür. *GMA* analizine göre; başlangıç cevapları 88-350 ms, ADK cevapları 544-750 ms zaman aralığı içerisinde gözlenmiştir. Çalışmaya katılan 28 bireyin 10' unda başlangıç cevabı, 11' inde ADK cevabı gözlenmiştir. Şekil 4.2.' de, bir bireye ait başlangıç ve ADK potansiyeli; Şekil 4.3.' de gruba ait başlangıç ve ADK potansiyeli gösterilmiştir.

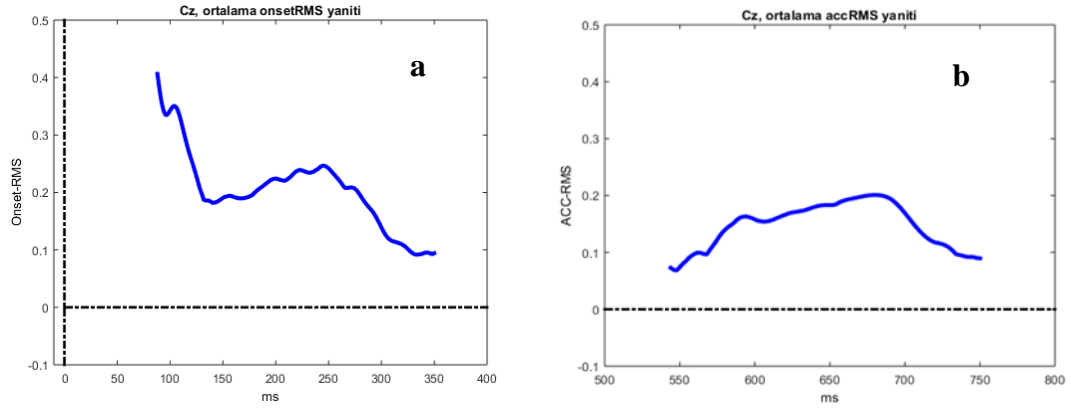


Şekil 4.2. Genel ortalamada elde edilen ‘başlangıç (*onset*) ve ADK ’ cevabı (örnek birey).



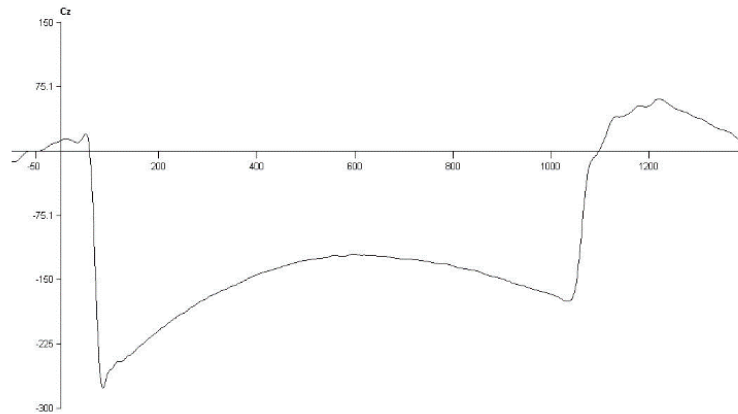
Şekil 4.3. Genel ortalamada elde edilen ‘başlangıç (*onset*) ve ADK ’ cevabı (n=11).

GMA analizi ile belirlenen ‘başlangıç ve ADK’ cevap segmentlerinin, aynı zaman penceresi içerisinde *Root Mean Square (RMS)* genlikleri ölçülmüştür. Şekil 4.4.’ de *RMS* ölçümü ile elde edilen gruba ait ortalama cevaplar gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Grubun *RMS* ölçümü ile elde edilen genel ortalama cevapları: a) başlangıç cevabı b) değişim (ADK) cevabı.

Şekil 4.5.' de EEG kaydı sırasında gözlenen artefakt örneği verilmiştir. Çalışmaya katılan 28 bireyin 17' sinde, artefakta bağlı gürültü nedeni ile cevaplar değerlendirilememiştir. Bu bireyler, elektrofizyolojik bulgulara yönelik olarak yapılan istatistiksel analizler esnasında dışlanmıştır. Geriye kalan 11 bireyde elde edilen potansiyellerde elektiriksel gürültü görülmemesi nedeni ile analiz edilmesi mümkün olmuştur. Artefakt gözlenmeyen tüm bireylerde değişim potansiyelinin oluştuğu tespit edilmiştir. Başlangıç cevabı ise bu bireylerin 10' unda gözlenmiştir. Bir bireyde, başlangıç cevabının gözlenmemesi elektiriksel gürültüye bağlanmıştır.



Şekil 4.5. EEG kaydında gözlenen artefakt örneği.

4.3. Koklear İmplantlı Bireylerin Akustik Değişimi Fark Etme Eşikleri ile Türkçe *Matrix* Konuşmayı Anlama Testi Bulguları ve Elektrofizyolojik Bulgular Arasındaki İlişkinin İncelenmesi

Koklear implantlı bireylerde; akustik değişimi fark etme eşikleri ile KAE, anlaşılabilirlik, başlangıç cevabı, ADK cevabı, *RMS* ölçümleri bulguları arasındaki ilişkiyi ölçmeye yönelik istatistikler Tablo 4.3.' de verilmiştir.

Tablo 4.3. *Simple Up Down* akustik değişimi fark etme eşikleri ile KAE, anlaşılabilirlik, başlangıç cevabı, ADK cevabı ve *RMS* ölçümlerinin ilişkisi.

		SimpleUpDown (Hz)
KAE (dB)	r	0,208
	p	0,330
	n	24
Anlaşılabilirlik (%)	r	0,057
	p	0,782
	n	26
Başlangıç N1 latansı (ms)	r	0,426
	p	0,220
	n	10
Başlangıç N1-P2 Genliği (μ v)	r	0,285
	p	0,425
	n	10
ADK N1 latansı (ms)	r	-0,146
	p	0,669
	n	11
ADK N1-P2 Genliği (μ v)	r	0,582
	p	0,060
	n	11
RMS ADK (μ v)	r	0,309
	p	0,355
	n	11
RMS Başlangıç (μ v)	r	0,391
	p	0,235
	n	11

* $p < 0,05$ anlamlı ilişki var; $0 < r < 0,299$ zayıf, $0,300 < r < 0,599$ orta, $0,600 < r < 0,799$ güçlü, $0,800 < r < 0,999$ çok güçlü; Spearman Korelasyon

Simple Up Down akustik değişimi fark etme eşikleri ile KAE, anlaşılabilirlik, başlangıç N1 latansı, başlangıç N1-P2 genliği, ADK N1-P2 genliği, ADK N1-P2 genliği, *RMS* başlangıç ve *RMS* ADK genlik ölçümleri arasında istatistiksel anlamlı ilişki bulunmamaktadır ($p > 0,05$). Bununla birlikte; istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber *Simple Up Down* ile KAE, anlaşılabilirlik, başlangıç N1 latansı, başlangıç N1-P2 genliği, ADK N1-P2 genliği, *RMS* ADK ve *RMS* başlangıç genlik ölçümleri arasında pozitif yönlü; *Simple Up Down* ile ADK N1 latans ölçümleri arasında negatif yönlü ilişki bulunmaktadır.

4.4. Koklear İmplantlı Bireylerde Elde Edilen Davranışsal Bulgulara Göre Kümeleme Analizi

Koklear implantlı bireylerin davranışsal performansları açısından çok geniş bir aralıkta performans gösterdikleri bilinmektedir (65-68). Bireylere, davranışsal ölçüm yöntemleri bakımından kümeleme analizi yapılmıştır (Tablo 4.4.) Bu analizinin amacı; bireylerin davranışsal becerileri bakımından kendi içlerinde homojen, kendi aralarında heterojen özellik gösteren kümelerin varlığını araştırmaktır. Analiz sonucunda meydana gelen kümelerin dağılımları incelenmiştir (Tablo 4.5.). Kümelere göre ölçümlerin betimleyici istatistikleri Tablo 4.6.' da verilmiştir. Meydana gelen kümeler, davranışsal ve elektrofizyolojik bulguları bakımından karşılaştırılmıştır (Tablo 4.7).

Kümeleme Analizi Sonuçları

Tablo 4.4. Kümeleme için kullanılan değişkenlerin önem dağılımları.

	KÜME		HATA		F	p
	Kareler Ortalaması	sd	Kareler Ortalaması	sd		
Simple Up Down (Hz)	240511,45	1	5988,34	21	40,163	0,000
KAE (dB)	403,37	1	225,55	21	1,788	0,195
Anlaşılabilirlik (%)	204,58	1	784,92	21	0,261	0,615

Bireylerin davranışsal performansları bakımından kümeleneceği incelendiğinde, kümeler arasında *Simple Up Down* akustik değişimi fark etme ölçümü bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Ancak, KAE ve anlaşılabilirlik ölçümleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). Bu analize göre, bireyler *Simple Up Down* yöntemi ile elde edilen akustik değişimi fark etme eşikleri bulguları bakımından iki küme (Küme 1 ve 2) ayrılmaktadır.

Tablo 4.5. Kümeleme dağılımı.

	Küme	n
Küme	1	4
	2	19
Toplam		23
Boş		5

Küme 1' de 4 birey, Küme 2' de 19 birey bulunmaktadır. 5 birey eksik veri bulunması sebebiyle eşleştirilememiştir.

Tablo 4.6. Kümelelere göre ölçümlerin betimleyici istatistikleri.

	Küme 1	Küme 2
Simple Up Down (Hz)	378±112,35	108±70
KAE (dB)	60,68±19,87	49,6±14
Anlaşılrlık (%)	63,5±36,59	71±26

Küme 2' nin *Simple Up Down* yöntemi ile elde edilen akustik değişimi fark etme eşikleri ortalaması, Küme 1' in ortalama bulgusundan daha iyi bulunmuştur. Bu sonuca göre; Küme 2' nin akustik değişimi fark etme becerisi, Küme 1' e göre daha iyidir. Aynı zamanda; Küme 2' nin KAE ve anlaşılrlık skoru, Küme 1' e göre daha iyi bulunmuştur. Başka bir ifadeyle, Küme 2' nin akustik değişimi fark etme eşikleri daha iyi olmakla beraber, konuşmayı alma ve anlama becerileri de daha iyi bulunmuştur.

Tablo 4.7. Kümelerin ölçümler bakımından karşılaştırılması.

Küme	n	Ort.±ss.	U	p	
Başlangıç N1 latansı (ms)	1	2	193±38,18	2,00	0,241
	2	5	165,6±13,45		
Başlangıç N1-P2 Genliği (μ v)	1	2	-1,96±1,69	1,00	0,121
	2	5	-4,33±1,26		
ADK N1 latansı (ms)	1	2	629±15,56	0,00	0,044*
	2	6	676,67±14,07		
ADK N1-P2 Genliği (μ v)	1	2	-0,99±0,03	0,00	0,046*
	2	6	-2,73±0,96		
RMS ADK (μ v)	1	2	1,36±0,61	4,00	0,505
	2	6	1,09±0,4		
RMS Başlangıç (μ v)	1	2	2,12±0,34	6,00	0,999
	2	6	2,88±1,97		

*p<0,05 anlamlı fark var, p>0,05 anlamlı fark yok; Mann Whitney testi

Kümeler arasında başlangıç N1 latansı, başlangıç N1-P2 genliği, *RMS* ADK ve *RMS* başlangıç cevabı genlik ölçümleri bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır (p>0,05). Anlamlı olmamakla birlikte Küme 1' in başlangıç N1 latansı ve *RMS* ADK ölçümleri daha yüksek; *RMS* başlangıç ölçümü ve başlangıç N1-P2 genlik ölçümü (mutlak değer olarak) daha düşük bulunmuştur. Bu durum; akustik değişimi fark etme eşikleri daha kötü olan kümenin (Küme 1) başlangıç N1 latansının

daha uzun, *RMS* ADK genliğinin daha büyük ve *RMS* başlangıç cevabı ile başlangıç N1-P2 genlik değerlerinin daha küçük olduğu anlamına gelmektedir.

Kümeler arasında ADK N1 latansı, ADK N1-P2 genlik ölçümleri bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p < 0,05$). Küme 2'nin ADK N1 latans ölçümü (676,67 ms) ve mutlak değer olarak ADK N1-P2 genlik ölçümü (-2,73 μ v) daha yüksektir. Bu durum; akustik değişimi fark etme becerisi daha iyi olan kümenin (Küme 2) ADK N1 latansının daha uzun, ADK N1-P2 genlik ölçümlerinin daha büyük olduğu anlamına gelmektedir.

5. TARTIŞMA

Çalışmada, koklear implant kullanıcısı yetişkin bireylerin sesin frekans bileşenindeki değişimi fark etme becerileri davranışsal ve elektrofizyolojik yöntemler ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın amacı, bu yöntemler ile elde edilen bulgular arasındaki ilişkinin değerlendirilmesidir.

Koklear implantlı bireylerin çoğunun fonksiyonel düzeyde konuşmayı anlama becerisi geliştirdiği ve cihazlarından memnuniyet duydukları bilinmektedir (207). Ancak, koklear implantların; sinyal işleme özellikleri, kokleadaki kısıtlı elektrot sayısı ve elektriksel işitmeye bağlı nöral eksitasyonun yayılımının yarattığı limitasyonlar sebebi ile spektral çözünürlüğünün zayıf olduğu kabul edilmektedir (208). Koklear implantlılarda spektral çözünürlük çeşitli yöntemler ile ölçülebilir. Örneğin, elektrotların uyarımı ile meydana gelen nöral eksitasyonun derecesi ölçülebilir (209). Benzer şekilde, farklı elektrotların uyarılması ile meydana gelen perde algısı ölçülebilir (210). Spektral çözünürlüğü ölçmenin diğer bir yolu da, akustik uyaran içerisine belli bir modülasyon özelliğinde çok sayıda spektral tepenin yerleştirilmesi ile oluşturulan '*spectral ripple*' uyaran kullanılmasıdır (211). Doğal konuşma sesleri ile spektral çözünürlüğü ölçmek mümkün değildir. Çünkü konuşma sesleri içeriğinde spektral olmayan çok sayıda farklı faktör içerir. Ancak, konuşma yapısındaki bazı spektral faktörlerin manipüle edilmesi spektral çözünürlüğün ölçülmesini mümkün kılmaktadır. Konuşma yapılarındaki en önemli spektral ipuçları formant geçişleridir. Formant geçişlerinin hatasız algılanması spektral çözünürlüğünün en azından fonksiyonel düzeyde hatasız olduğunu gösterebilir (212).

İşitsel ayırt etme becerileri yetişkin bireylerde psikofiziksel yöntemlere dayanan davranışsal testlerle değerlendirilir. Psikofiziksel yöntemler işitsel algı hakkında oldukça faydalı bilgiler sağlamaktadır. Bebek ve çocuklarda ise bu yöntemler ile güvenilir bilgi elde etmenin çok zor olduğu belirtilmektedir. Davranışsal testler ile elektrofizyolojik testler kıyaslandığında; elektrofizyolojik testlerin çoğunun teste aktif katılım gerektirmemesi, bebek ve çocuklarda güvenle kaydedilebilmesi birer avantaj olarak kabul edilebilir. Ayrıca, elektrofizyolojik yöntemlerin daha objektif sonuçlar vermesi, hafıza ve motivasyon gibi faktörlerden daha az etkileniyor

olması daha güvenilir sonuçlar verdiğini düşündürmektedir. Elektrofizyolojik testler ile davranışsal testler arasında uyumlu bir ilişkinin tespit edilmesi durumunda, davranışsal yöntemler ile test etmesi güç bireylerin performanslarını daha objektif olarak ölçmeye önemli katkılar sağlanabileceği düşünülmektedir.

Çalışmada; koklear implantlı bireylerin ikinci formant frekanstaki değişimi fark etme becerileri, elektrofizyolojik olarak ADK kaydı yöntemi ile ölçülmüştür. Bireylerin /ui/ uyarandaki değişime karşı oluşan ADK potansiyelleri kaydedilmiştir. Buna göre; *GMA* ve *RMS* ölçümleri sonucunda uyarının fark edilmesi esnasında oluşan kortikal aktivitenin, değişimin fark edilmesi esnasında oluşan aktiviteden daha büyük olduğu görülmüştür. Çalışmada; koklear implantlı bireylerin ikinci formant frekanstaki değişimi fark etme becerilerini psikofiziksel yöntemle değerlendirebilmek için ise *Staircase* yöntemlerinden *Simple Up Down* testi uygulanmış ve eşikleri $149,96 \pm 120,5$ (ort \pm ss) Hz bulunmuştur.

Çalışmada, koklear implantlı bireylerin frekanstaki değişimi fark etme becerileri *Staircase* yöntemlerinden *Simple Up Down* ile ölçülmüştür. *Staircase* adaptif bir psikometrik ölçüm yöntemidir. Adaptif yöntemlerin, klasik yöntemlere göre daha yüksek hassasiyet ve güvenilirlik sunduğu ortak bir görüş olarak belirtilmiştir. Ek olarak, adaptif yöntemlerde elde edilen eşiklerin, klasik yöntemlerle elde edilen eşiklere göre daha düşük bulunduğu çeşitli araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (196-198). *Simple Up Down* yöntemi ile hızlı bir şekilde % 50 eşik seviyesine ulaşılmaktadır. Diğer taraftan, testte tedrici bir değişim olması halinde, birey sıralama kuralına bağlı olarak etkilenebilmekte ve testte yanlılık oluşabilmektedir. Bunun üstesinden gelmek için, literatürde adım büyüklüğü parametresini etkileyecek katsayı (*factor*) ile ilgili öneriler sunulmuştur (5). Çalışmamızda da bu öneri doğrultusunda her 3 geçişte bir katsayı küçültülerek değiştirilmiştir.

Çalışmada, akustik değişimi fark etme eşiği psikofiziksel olarak değerlendirilirken Evet-Hayır cevap tekniği kullanılmıştır. Frekans ayırt etme ile ilgili yapılan deneylerde Evet-Hayır tekniğinin kullanılmasının daha uygun olabileceği bildirilmiştir. Örneğin, Moore ve ark. (201) normal işiten bireylerde işitilen bir

kompleks sesin ayrı bir ton olarak duyulması için harmoniklerde yapılması gereken değişimin derecesini ölçmeyi amaçladıkları bir çalışmada, Evet-Hayır tekniği kullanmışlardır ve bu tekniğin çalışma açısından gereklilikleri karşıladığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde, Won ve ark. (144), postlingual koklear implantlı bireylerde spektral çözünürlüğü değerlendirdiği bir çalışmada, *spectral ripple* uyarın ile değişimi fark etme eşiğini tespit etmek amacı ile Evet- Hayır ve 3 *AFC* cevap tekniklerini kullanmışlardır. Araştırmacılar, her iki teknik arasında anlamlı korelasyon olduğunu ve Evet-Hayır tekniğinin koklear implantlı bireylerin *spectral ripple* ayırt etme becerisini test etmek amacı ile kullanılabileceğini ifade etmişlerdir.

Çalışmada, koklear implantlı bireylerin akustik değişimi fark etme cevapları elektrofizyolojik yöntemlerden ADK potansiyelleri kaydedilerek ölçülmüştür. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, işitsel ayırt etme kapasitesini ölçtüğü düşünölen ADK potansiyellerinin ilgi çekici hale geldiği söylenebilir. ADK, uzun süreli devam eden bir uyarının akustik karakterinde yapılan bir değişim ile ortaya çıkan P1-N1-P2 kompleks cevaplarıdır (2). Çalışmamızda, bireylerin başlangıç ve ADK cevapları analiz edilmiştir. Başlangıç cevapları olarak adlandırılan erken P1-N1-P2 kompleksine ait N1 latansı ve N1-P2 genliğı, ADK potansiyelini oluşturan P1-N1-P2 kompleksine ait N1 latansı ve N1-P2 genliğı ile birlikte başlangıç ve ADK cevaplarının *RMS* genlikleri ölçülmüştür. Elde edilen elektrofizyolojik bulgular ile davranışsal bulgular arasındaki ilişki incelenmiştir.

Öncelikle, bireylerin *Staircase-Simple Up Down* yöntemi ile elde edilen frekanstaki değişimi fark etme eşikleri ile KAE ve konuşmanın anlaşılabilirliğı (Türkçe Matrix Testi ile değerlendirilen), başlangıç cevapları, ADK, *RMS* bulguları arasındaki ilişki incelenmiş ve istatistiksel olarak anlamlı ilişki gözlenmemiştir. Yapılan korelasyon analizi bize bireylerin davranışsal bulguları ile elektrofizyolojik bulguları arasında anlamlı bir ilişki olmadığını göstermiştir. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber, bireylerin frekanstaki değişimi fark etme eşikleri ile ADK N1-P2 genliğı arasında orta kuvvette pozitif yönlü korelasyon gözlenmiştir. Bu sonuca göre, bireylerin değişimi fark etme eşikleri büyüdükçe genlik de büyümektedir. Ancak elde edilen bu sonuç beklenen yönde bulunmamıştır. Çalışmamızda kullanılan uyarının ikinci formant frekansında 1200 Hz' lik geçiş meydana gelmektedir. Bu durumda

psikofiziksel ayırt etme eşikleri küçük (iyi) olan bireylerin 1200 Hz' lik değişimi fark etmeleri daha kolay olacağı için, bu uyarana cevap olarak daha yüksek genlikli potansiyeller oluşturması beklenmektedir. Bireylerin psikofiziksel eşikleri yükseldikçe ise kullandığımız uyarana karşı oluşan potansiyellerin genliklerinin küçülmesi beklenmektedir. Dolayısı ile çalışmada elde edilen bu pozitif yönlü ilişki, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber, beklenenin aksi yönünde bulunmuştur. Bu ilişkide beklenen negatif yönlü korelasyon gözlenmesidir. Litertürde yapılan çalışmalara göre; bireylerin psikofiziksel olarak ayırt etmeleri kolaylaştıkça (psikofiziksel eşikten uzaklaştıkça) daha yüksek genlikli potansiyeller oluşması beklenmektedir (11, 134, 135).

Martin (11), koklear implantlı bir birey ile yaptığı çalışmada akustik uyarandaki değişimi fark etme eşiklerini psikofiziksel ve elektrofizyolojik olarak değerlendirmiştir. Araştırmacı, sentetik olarak üretilmiş /ui/ uyarısını kullanmış ve ADK cevaplarını kaydetmiştir. Uyarının ikinci formant frekansında 0-1200 Hz aralığında farklı adımlar ile değişiklik yaratmıştır. Araştırmacı, 'uyarana dikkat' ve 'uyaranı ihmal' durumlarında cevapları kaydetmiştir. Uyarının ihmal edildiği durumda 300 Hz' lik değişim ile ADK cevabının oluştuğu gözlenmiştir. Uyarana dikkat edildiğinde ise 150 Hz' lik değişime karşı ADK cevabı oluşmuştur. Uyarana dikkat edilmesi durumunda ADK genliği daha büyük ve latansı daha uzun elde edilmiştir. Formant frekanstaki değişimin büyüklüğü arttırıldıkça, genliğin büyüklüğü de artmıştır. Ek olarak, uyarana dikkat edilmesi durumunda, davranışsal olarak elde edilen değişimi fark etme eşikleri ile ADK eşikleri benzer bulunmuştur. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar bazı yönleri ile Martin'in çalışma sonuçlarına benzemekte, bazı yönleri ile farklılık göstermektedir. Çalışmamızda, bireylerin frekanstaki değişimi fark etme eşikleri psikofiziksel olarak ortalama 149,96 Hz bulunmuştur ve bu sonuç Martin'in 'uyarana dikkat' durumunda elektrofizyolojik olarak bulduğu eşiğe (150 Hz) çok yakındır. Martin, uyarana dikkat durumunda elde edilen psikofiziksel eşik ile elektrofizyolojik eşiğin eşleştiğini bildirmiştir. Ayrıca, araştırmacı, uyarana dikkat edilmesi durumunda frekanstaki değişim arttıkça, ADK genliğinin de arttığını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda; Martin'in çalışma tasarımının aksine, elektrofizyolojik kayıt sırasında kullanılan uyarının formant frekansında yapılan

değişimin derecesi sabit tutulmuş ve ADK eşiği (elektrofizyolojik eşik) belirlenmemiştir. Bu nedenle Martin'in çalışması ile bu bağlamda ilişki kurmanın doğru olmayacağı düşünülmektedir. Diğer taraftan, Martin'in elde ettiği sonuçlar tek bir koklear implantlı bireyde elde edilmiş sonuçlardır. Ayrıca, bu bireyin işitsel nöropati tanısı aldığı bildirilmiştir. Çalışmamızda ise 28 bireyin 17' sinin artefakt nedeni ile analiz dışı tutulması sonucunda, geriye kalan 11 bireyin elektrofizyolojik bulguları incelenmiştir.

Çalışmamızda ADK potansiyeli kaydı sırasında kullanılan uyarandaki değişim sabit tutulmuştur. Başka bir ifade ile ADK eşiği tespit edilmemiştir. Bu nedenle bireylerin psikofiziksel ayırt etme eşikleri ile elektrofizyolojik ayırt etme eşikleri arasındaki ilişki ortaya koyulamamıştır. Bu durum, çalışmanın bir limitasyonu olarak görülebilir.

Koklear implantlı bireylerin davranışsal performansları açısından değişkenlik gösterdikleri bilinmektedir. Çalışmada; bireylerin davranışsal performansları açısından, kendi içlerinde homojen ve kendi aralarında heterojen özellik gösteren gruplara ayrılıp ayrılmadıklarını incelemek amacı ile kümeleme analizi yapılmıştır. Kümeleme analizi yapılırken, bireylerin akustik değişimi fark etme eşikleri ve konuşmayı anlama becerileri bakımından inceleme yapılmıştır. Yapılan analiz sonucunda oluşan kümeler arasında; *Simple Up Down* yöntemi ile akustik değişimi fark etme eşiği ölçümü bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunduğu ($p < 0,05$); Türkçe *Matrix* testi ile değerlendirilen KAE ve konuşmanın anlaşılabilirliği ölçümleri bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmadığı ($p > 0,05$) tespit edilmiştir. Bu sonuca göre çalışmaya katılan bireyler, frekanstaki değişimi fark etme eşikleri bakımından iki kümeye ayrılmıştır. Birinci kümenin (Küme 1) frekanstaki değişimi fark etme eşiği $378 \pm 112,35$ (ort \pm ss) Hz ve ikinci kümenin (Küme 2) frekanstaki değişimi fark etme eşiği 108 ± 70 (ort \pm ss) Hz bulunmuştur. Elde edilen bu bulgular, ikinci kümenin akustik değişimi fark etme becerilerinin birinci kümeye göre daha iyi olduğunu göstermiştir.

Küme 1' deki bireylerin konuşma anlaşılabilirliği bulgusu % $63,5 \pm 36,59$ (ort \pm ss), Küme 2' deki bireylerin konuşma anlaşılabilirliği bulgusu % 71 ± 26 (ort \pm ss)

bulunmuştur. Bu analiz sonucunda, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, frekanstaki değişimi fark etme cevapları iyi olan bireylerin (Küme 2) konuşmayı anlama performanslarının da daha iyi olduğu gözlenmiştir.

Oluşan kümeler elektrofizyolojik bulguları açısından karşılaştırıldığında; ADK potansiyeline ait N1 cevabı latansı ve N1-P2 genlik bulguları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu tespit edilmiştir. ADK N1 cevabı; Küme 1' de $629 \pm 15,56$ (ort \pm ss) ms' de, Küme 2' de $676,67 \pm 14,07$ (ort \pm ss) ms' de meydana gelmektedir. Kümelerin ADK N1 latansı cevapları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p < 0,05$). Bu sonuçlara göre; frekanstaki değişimi fark etme eşikleri daha iyi olan kümede (Küme 2) ADK N1 cevapları daha uzun latansta oluşmaktadır. Ek olarak, ADK N1-P2 genliğinin Küme 1' de $-0,99 \pm 0,03$ (ort \pm ss) μv , Küme 2' de $-2,73 \pm 0,96$ (ort \pm ss) μv olduğu bulunmuştur. İki kümenin ADK N1-P2 genlik bulguları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p < 0,05$). Elde edilen sonuçlara göre; formant frekanstaki değişimi fark etme eşikleri daha iyi olan kümede (Küme 2) ADK N1-P2 genliğinin daha büyük (mutlak değer olarak), ADK N1 latansının daha uzun olduğu bulunmuştur ($p < 0,05$). Bu sonucun istatistiksel olarak anlamlı bulunması, bireylerin davranışsal performansları açısından gruplandırılması durumunda psikofiziksel eşikleri ile elektrofizyolojik eşikleri arasında uyumlu bir ilişki olabileceğini düşündürmektedir. Literatürde, koklear implantlı bireylerin frekans ayırt etme becerisinin değerlendirmesinde elde edilen davranışsal cevaplar ile elektrofizyolojik cevaplar (ADK) arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalara bakıldığında; bunların bir kısmının akustik uyarın kullanılarak, bir kısmının elektriksel uyarın kullanılarak yapıldığı görülmüştür. Bu çalışmaların bir kısmında psikofiziksel eşik ile birlikte elektrofizyolojik eşik araştırılmış, bir kısmında araştırılmamıştır. Bununla birlikte, bazı çalışmalarda davranışsal test olarak fonem tanıma ve cümle anlama gibi farklı testler kullanılmıştır. Elektriksel uyarın ile yapılan çalışmaların bazılarında psikoakustik yöntemle elektrot ayırt etme testleri uygulanmıştır. Bazı çalışmalarda da *spectral ripple* uyarın kullanılarak psikoakustik ayırt etme testleri yapılmıştır. Bu çalışmaların birbiri ile karşılaştırılması uygun olmasa da bazı ortak yönleri açısından yorum yapılabileceği düşünülmektedir. Koklear implantlı bireyler ile yapılan çalışmaların çoğunda öncelikli olarak N1-P2 genliğinin

nasıl etkilendiği araştırılmıştır. Bu bireylerin davranışsal cevapları ile elektrofizyolojik cevapları arasında uyumlu bir ilişki bulunduğunu bildiren bazı çalışmalar ile karşılaşılmıştır. Martin (11), akustik uyarım yolu ile ADK kaydı aldığı bir postlingual koklear implant kullanıcısı bireyde, formant frekanstaki değişimi fark etme davranışsal cevapları ile ADK eşikleri arasında uyumlu bir ilişkinin olduğunu ifade etmiştir. Won ve ark. (144), normal işiten üç bireyde *vocoder* tekniği ile koklear implant simülasyonu yaptıkları bir çalışmada, *spectral ripple* uyarımı ayırt etme eşiği ile ADK eşiği arasında anlamlı korelasyon tespit etmişlerdir. Bu çalışmalarda, koklear implantlı bireylerin davranışsal cevapları ile elektrofizyolojik cevapları arasında uyumlu bir ilişkinin olduğu bildirilmiştir. Her iki çalışmada da bizim çalışma tasarımıımızın aksine, psikofiziksel eşik ile birlikte elektrofizyolojik eşik de araştırılmıştır. Martin tek bir koklear implantlı birey ile, Won ve ark. normal işitenlerde yapılan simülasyon ile bu sonuçları elde etmiş olsa da buldukları sonuçlar, çalışmamızda uygulanan kümeleme analizinde bulduğumuz sonucu destekler yöndedir. Çalışmamızda; kümeleme analizi sonucunda oluşan kümeler arasında, ADK genliği bakımından anlamlı fark bulunmuştur. Küme 2' nin ortalama ADK genlik bulgusu, Küme 1' e göre daha yüksek bulunmuştur. Başka bir ifade ile akustik değişimi fark etme eşikleri daha düşük (iyi) olan bireyler, formant frekanstaki geçişi 1200 Hz olan uyaranda daha yüksek genlikli cevaplar oluşturmakta iken, akustik değişimi fark etme eşikleri daha yüksek (kötü) olan bireyler daha düşük genlikli cevaplar oluşturmaktadır. Bu sonucun istatistiksel olarak anlamlı olması ve beklenen yönde olması, koklear implantlı bireylerin davranışsal performanslarına göre gruplandırılması durumunda psikofiziksel ve elektrofizyolojik eşikleri arasında uyumlu bir ilişki bulunabileceğini düşündürmektedir.

Literatürde, koklear implantlı bireylerde davranışsal cevaplar ile ADK cevapları arasında uyumlu bir ilişki olduğunu bildiren çalışmalarının bir kısmında, davranışsal test olarak konuşma testleri yapılmış ve elektrofizyolojik eşik tespit edilmemiştir. Örneğin, Schepeler ve Abbas (186), perilingual ve postlingual işitme kayıplı kayıplı 11 koklear implantlı bireyin katıldığı bir çalışmada, oluşturdukları *rippled-noise* uyarımı doğrudan ses işlemcisi aracılığı ile koklear implanta ileterek ADK kaydı yapmışlardır. Bireylere davranışsal olarak ise ünlü fonem ayırt etme ve

gürültüde konuşmayı anlama (*Bamford Knowl-Bench (BKB) in Noise*) testleri yapılmıştır. Çalışma sonucunda, ADK cevapları ile konuşmayı anlama testleri arasında anlamlı bir korelasyon bulunduğu bildirilmiştir. Fonem ayırt etme ve gürültüde konuşmayı anlama becerisi arttıkça ADK genliklerinde büyüme gözlemlenmiştir. Araştırmacılar, ADK ölçümünün konuşmanın algılanması ile ilgili yararlı bilgiler sağladığını ifade etmiştir. Brint ve Iverson (213), 13 postlingual koklear implant kullanıcısı yetişkinde farklı konuşma sesleri (/s/, /sh/, /v/, /z/ ve /a/, /aw/, /u/, /ii/) ile eşleştirmeler yaparak ADK potansiyellerini kaydetmişler ve bireylere cümle anlama testi (*Institute of Electrical and Electronics Engineers-IEEE*) yapmışlardır. Araştırma sonucunda konuşmayı anlama skorları ile ADK genliği arasında kuvvetli derecede pozitif korelasyon olduğu ve ADK' nin konuşma algısını objektif olarak ölçmek için potansiyel bir araç olarak görülebileceği bildirilmiştir. Öte yandan, araştırmacılar, deney grubunun konuşma skorlarının ortalama % 75,2 olduğunu belirtmiş ve daha kötü performans gösteren daha çok sayıda bireyde ADK cevaplarının incelenmesi ile bu cevaplara daha bütüncül bir bakış geliştirilebileceğini bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da akustik değişimi fark etme becerisi daha iyi olan Küme 2' deki bireylerin konuşmayı anlama becerisinin, Küme 1' e göre daha iyi (ortalama % 71) ve ortalama ADK genlik değerinin de daha büyük olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda kümeleme analizinden elde edilen bu sonuç, Schepeler ve Abbas (186) ile Brint ve Iverson' ın (213) bulduğu sonucu destekler yöndedir.

Buraya kadar belirtilen çalışmalarda, farklı psikofiziksel testler ve konuşmayı tanımlama testleri kullanılmış olmasına rağmen; psikofiziksel eşiğe yaklaştıkça ADK genliğinin küçüldüğü, konuşmayı anlama becerisi iyileştikçe ADK genliğinin büyüdüğü belirtilmiştir. Yapılan bu çalışmada, elektrofizyolojik eşik değerlendirilmemiş olmasına rağmen, akustik değişimi fark etme becerisi daha iyi olan kümede (Küme 2) ortalama ADK genlik değerinin diğer kümeye (Küme 1) göre daha büyük ve konuşmayı anlama becerilerinin daha iyi olduğu bulunmuştur.

Koklear implantlı bireylerde, elektrot uyarım yerinin değiştirilmesi ile elde edilen *spatial* ADK cevaplarının, elektrot ayırt etme becerisini ölçmek açısından önemli katkılar sağladığı düşünülmektedir. Mathew ve ark. (187), prelingual ve postlingual işitme kayıplı toplam 10 koklear implantlı yetişkin bireyde, davranışsal

elektrot ayırt etme becerisi ile ADK arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Araştırmacılar, davranışsal ayırt etme cevapları ile objektif ayırt etme cevapları (ADK) arasında uyumlu bir ilişki tespit etmişlerdir ($p < 0,05$). Aynı zamanda, postlingual ve prelingual işitme kayıplıların ‘iyi, orta ve kötü’ olarak sınıflandırılan davranışsal ayırt etme cevapları ile N1-P2 genliği arasındaki ilişkiyi de incelemişlerdir. Buna göre, postlingual işitme kayıplı bireylerde ($n=7$) yalnızca ‘iyi’ davranışsal ayırt etme kategorisinde N1-P2 genliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir. Ancak, bu ilişki monotonik bir ilişki değildir. Davranışsal ayırt etme cevabı iyileştikçe, ADK genliği büyümemiştir. Prelingual işitme kayıplılarda ($n=3$) ise tüm davranışsal ayırt etme kategorilerinde, ADK genliği anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Araştırmacılar, ayrıca, davranışsal ayırt etme cevapları ile konuşmayı anlama skorları arasında pozitif yönlü anlamlı ilişki tespit etmişlerdir. İşitme kaybı zamanının (prelingual ya da postlingual olma) bu analizde anlamlı etkisi olmadığı bulunmuştur. Ek olarak, ADK genliği ile konuşmayı anlama skorları arasında anlamlı ilişki tespit edilmemiştir. Daha önce yaptıkları analizlerde; prelingual kayıplılarda, ADK genliği ve davranışsal ayırt etme cevapları arasında anlamlı ilişki bulunmaması sebebi ile bu analiz yalnızca postlingual kayıplılarda tekrar edilmiş ve yine ADK genliği ile konuşmayı anlama skorları arasında anlamlı ilişki tespit edilmemiştir. Bu çalışma sonucunda; farklı marka implant kullanıcısı hem postlingual kayıplı bireyler hem prelingual kayıplı bireylerde; *spatial* ADK ile davranışsal ayırt etme görevi arasında güçlü bir ilişki ortaya çıkmıştır. Hatta, bazı vakalarda davranışsal testlerin ötesinde bilgi sağladığı bildirilmiştir. *Spatial* ADK’ nin işitsel rehabilitasyona yön vermek ve implantlı bireylerin işitsel performans gelişimine rehberlik etmek için kullanılmasının faydalı olabileceği bildirilmiştir.

Bu çalışmada analizler, bireylerin postlingual ve prelingual işitme kayıplı olmaları yönünden gruplar arası farklılık gözlemlenmeden değerlendirilmiştir. Koklear implantlı bireylerin davranışsal testleri genel olarak değerlendirildiğinde, bireyler arası çeşitliliğin görüldüğü ve bu çeşitliliğin işitme kaybı yaşı, işitme kaybının nedeni, çok ileri derecedeki işitme kaybı süresi, koklear implant deneyimi, işitsel rehabilitasyona katılım, cerrahiye ve cihaza bağlı faktörlerden kaynaklandığı belirtilmektedir. İleride yapılacak çalışmalarda, farklı algoritmalar kullanılarak bireyler arası farklılıkların en

aza indirgenebilmesi için gruplara ayrılmasının yararlı olabileceği literatürde bildirilmiştir.

Literatürde diğer çalışmalar incelendiğinde, koklear implantlı bireylerde psikofiziksel testler ile elektrofizyolojik testler arasında ilişki olmadığı yönünde sonuç bildiren çalışmalarla da karşılaşmıştır. Örneğin; Brown ve ark. (181), 10 *hybrid* koklear implant kullanıcısı bireyde farklı programlama stratejilerinin etkinliğini değerlendirmek amacı ile ADK kaydı yapmışlardır. Farklı konuşma sesleri (/u/, /i/, /u/, ...) ile yarattıkları değişim sonucunda kaydedilen ADK potansiyellerinin N1-P2 genliklerini ölçmüşlerdir. Farklı programlarda kapalı uçlu ünsüz ses tanıma ve gürültüde kelime ayırt etme skorları ile ADK genlikleri arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Araştırmacılar, elektrofizyolojik testler ile davranışsal testler arasında anlamlı bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca, ADK potansiyelinin (N1-P2) program etkinliğini değerlendirmede yeterli hassasiyeti olmadığını ifade etmişlerdir. Hoppe ve ark. (184), 16 postlingual koklear implantlı bireyde, iki komşu elektrotun uyarımının yarattığı algısal değişim ile elektriksel ADK cevapları arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, davranışsal ayırt etme cevapları ile ADK genliği arasında, istatistiksel olarak anlamlı fakat zayıf bir ilişki tespit edilmiştir. Araştırmacılar, ADK potansiyellerini işitsel ayırt etme kapasitesi hakkında fikir verebileceğini ifade etmiş olmakla birlikte, algısal ölçümler (psikoakustik) ve objektif ölçümler (ADK) arasında kesin bir ilişki gözlenmediğini bildirmiştir.

Akustik değişimin büyüklüğünün ADK latansı üzerinde etkisi konusunda ise değişen akustik özelliğe bağlı olarak farklı sonuçlar bildirilmiştir. Normal işiten bireylerde frekanstaki değişimin büyüklüğü (tonal uyaranda) ile ADK latansının azaldığı gösterilmiştir (128, 137). Çalışmamızda koklear implantlı bireylerin ADK potansiyellerini oluşturan N1 bileşeninin latansı da incelenmiş ve analize dahil edilmiştir. Elde ettiğimiz sonuçlara göre, frekanstaki değişimi fark etme eşikleri düşük (iyi) olan kümede (Küme 2) N1 cevapları uzun latansta oluşmaktadır. Bu sonucun istatistiksel olarak anlamlı çıkması, bize davranışsal olarak gruplandırılan koklear implantlı bireylerin elektrofizyolojik eşiklerinde gözlenen ADK potansiyellerinin N1 latansları ile psikofiziksel eşikleri arasında uyumlu bir ilişki olabileceğini düşündürmüştür. Diğer taraftan, literatüre bakıldığında elde ettiğimiz sonucun aksini

destekleyen çalışmalar ile karşılaşılmıştır. Koklear implantlı bireylerde yapılan ADK çalışmalarının yalnızca bir kısmında, N1 latansının incelendiği görülmüştür. Örneğin; Hoppe ve ark. (184), yaptıkları bir çalışmada davranışsal ayırt etme cevapları ile ADK latansı arasında istatistiksel olarak anlamlı fakat zayıf kuvvette negatif yönlü ilişki tespit etmiştir. Araştırmacının elde ettiği sonuca göre, davranışsal ayırt etme cevabı (elektrotlar arası algısal mesafe) büyüdükçe, yani performans iyileştikçe, ADK' nin N1 latansı kısalmaktadır. Liang (214), koklear implantlı bireylerin psikoakustik olarak frekanstaki değişimi fark etme eşikleri ile ADK' nin N1 latansı arasında pozitif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulmuştur. Her iki çalışmada da davranışsal performans iyileştikçe N1 latansının kısaldığı belirtilmiştir. ADK N1 latansı ile ilgili bulguların bildirildiği bu çalışmalarda kullanılan uyaranlar birbiri ile farklılık göstermektedir. Hoppe ve ark. elektriksel uyaran kullanmış, Liang tonal uyaran kullanmıştır. Diğer taraftan, her iki çalışmacı da -elektrofizyolojik eşik aramamış olsalar da- farklı kademeler de değişim gösteren uyarımlar ile ADK kaydı yapmışlar ve sonuçlarını bu yöntemlere dayanarak sunmuşlardır. Farklı uyaran tiplerinde, farklı latans ve morfolojide değişim cevaplarının oluşabileceği düşünülmektedir. Bizim çalışmamızda kompleks uyarandaki formant frekans değişimine (sabit değişim) cevaben ADK kaydı yapılmış ve kümeler arasında N1 latans bulguları bakımından anlamlı fark bulunmuştur. Diğer çalışmaların aksine, akustik değişimi fark etme becerisi daha iyi olan Küme 2' nin ortalama N1 latansı bulgusunun daha uzun olduğu belirlenmiştir. Martin (11), koklear implantlı bir birey ile yaptığı çalışmada, bireyin EEG kaydı sırasında verilen uyarandaki değişime 'dikkat etmesi' durumunda, ADK cevabının daha uzun latansta meydana geldiğini bildirmiştir. Bu açıdan bakıldığında, çalışmamızda Küme 2' deki bireylerin, ADK kaydı sırasında uyarana dikkat etmiş olabileceği ve bu nedenle nöral iletim zamanının uzamış olduğu da düşünülebilir. Çalışmamızda, bireylere öncelikle psikoakustik test uygulanmış, ardından EEG kaydı yapılmıştır. Psikoakustik test esnasında, bireylerin uyarana dikkat ile dinlemesi ve test ekranındaki soruyu yanıtlaması istenmiştir. EEG kaydı sırasında ise bireylere sessiz film izletilmiştir. Bireylere elektrofizyolojik test esnasında, her ne kadar uyarana dikkat etme ile ilgili herhangi bir yönerge verilmemiş olsa da, psikoakustik testte edindikleri şartlanmayı sürdürmüş olabilecekleri düşünülmektedir. İki ölçüm yönteminde de aynı uyaranın kullanıldığı bu tarz çalışmalarda, psikoakustik testin

elektrofizyolojik testten sonra yapılması önerilebilir. Diğer taraftan; koklear implantlı bireylerde yaş, işitme kaybının yaşı, çok ileri derecede işitme kaybı süresi, işitme cihazı ve koklear implant deneyimi, işitsel rehabilitasyona katılım gibi bireysel faktörler ile implant sisteminin ve programın özellikleri gibi cihaza bağlı faktörlerin de elde edilen sonuçlarda etkisi olabileceği düşünülmektedir.

Frekans ayırt etme becerisi zayıf olan koklear implantlı bireylerde, konuşmayı anlama performanslarının da zayıf olduğu bulunmuştur (215, 216). Winn ve ark. (217), koklear implantlı bireylerin, normal işiten bireylere göre, spektral ipuçlarını kategorize etmekte daha başarısız olduklarını göstermiştir. Koklear implantlı bireylerin konuşmayı anlama ile ilgili görevlerde başarısız olmasının temel nedeninin frekans algısındaki bozukluk olduğu belirtilmektedir (215, 218). Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre, koklear implantlı bireylerin frekanstaki değişimi fark etme eşikleri ile konuşmayı anlama becerileri arasında anlamlı bir ilişki gözlenmemiştir.

Çalışmamızda, bazı bireyleri bireysel olarak incelediğimizde ilgi çekici sonuçlar ile karşılaşılabilmiştir. Koklear implantlı bireylerden bir tanesi, frekanstaki değişimi fark etme testini tamamlayabilmiş ve eşiği 158 Hz bulunmuştur. Bu bireyde, elektrofizyolojik olarak ‘başlangıç’ ve ‘ADK’ cevabı oluşmuştur. Diğer taraftan, birey konuşmayı anlama testini tamamlayamamış ve herhangi bir skor elde edememiştir. Bu birey, 1 yıl implant deneyimi olan ancak işitsel eğitime düzenli olarak devam etmemiş bir kullanıcıdır. Bu bireyde elde edilen bulgular bize; psikoakustik ayırt etmenin ve ADK cevabının oluşumunda dilsel beceriye gerek olmadığını, konuşma anlaşılabilirliği için ise yalnızca sesteki değişimi fark etme becerisinin değil, bununla beraber daha kompleks becerilerin ve leksikal işleme becerisinin gerektiğini düşündürmüştür. Ek olarak, bu bireyde işitsel öğrenmenin başladığı ancak konuşmayı anlama becerisinin henüz gelişmediği düşünülmüştür. Bazı araştırmalarda, işitsel öğrenme ile nöral aktivitenin hızlı bir şekilde oluştuğu gösterilmiştir (219, 220). Hızlı öğrenme teorisine göre, nörofizyolojik cevap hemen oluşurken; yavaş öğrenme teorisine göre ise zamana bağlı olarak fonksiyonel bir cevap gelişmektedir. Hızlı öğrenmede, kısa süreli belleğin; yavaş öğrenmede, uzun süreli belleğin etkin olduğu bildirilmiştir (221). Bu bireyde, psikoakustik test öncesi verdiğimiz kısa eğitim ve

deneme testleri sebebi ile hızlı öğrenmenin geliştiği ve nörofizyolojik bir cevabın oluştuğu da düşünülebilir.

Çalışmaya katılan prelingual işitme kayıplı 7 bireyin 3'ünde ADK cevabı elde edilmiştir, 4'ünde artefakt nedeni ile analiz yapılamamıştır. Literatürde, koklear implantlı bireylerde ADK cevaplarını araştıran çalışmaların çoğunda, deneyler postlingual işitme kayıplı bireylerde yapılmıştır. Ancak, çalışmamız ile prelingual işitme kayıplı bireylerde de ADK cevabının elde edilebileceği gösterilmiştir.

Çalışmamıza 28 koklear implantlı birey katılmıştır. Bireylerin 11'inde güvenilir ADK potansiyeli gözlenmiştir. Bireylerin 17'sinde ise artefakt problemine bağlı olarak cevaplar seçilememiştir. Artefakt problemi gözlenen bireyler analizlerin dışında tutulmuştur. ADK kaydı kaydı sırasında karşılaştığımız artefaktı ortadan kaldırmak için, ICA yöntemi ve filtre aralığını değiştirme (5-40 Hz) işlemi denenmiş ancak başarılı olunamamıştır. Artefaktın etkisini azaltmak için EEG kaydı sırasında kullanılan kanal sayısının çoğaltılmasının faydası olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda 7 elektrotlu bir düzenek hazırlanmıştır. Brint ve Iverson (213), 64 bone elektrotu ve 7 dış elektrot ile kayıt yapmış ve 12 bireyin yalnızca 2 tanesini artefakt nedeni ile dışlamıştır. Martin (11), bir implantlı bireyde yaptığı çalışmada 32 kanal ile kayıt yapmış ve yalnızca implanta yakın temporal bölge elektrotunda artefakt etkisi ile karşılaşmıştır. Friesen ve Trembley (142), 32 kanallı sistem kullanmışlar ve analizi etkileyen artefakt etkisinden bahsetmemişlerdir. Çalışmamızda ise artefakt etkisi nedeni ile EEG kaydı incelenemeyen bir bireyde 20 kanallı düzenek ile tekrar kayıt yapılmış ve artefakt etkisinin kaybolmadığı görülmüştür. Koklear implantın artefakt etkisinin daha geniş gruplarda, farklı uyarılar kullanılarak, farklı koklear implant modellerinde araştırılmasının literatüre bir katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Çalışmada, yetişkin koklear implantlı bireylerin akustik değişimi fark etme becerileri davranışsal ve elektrofizyolojik yöntemlerle değerlendirilmiş ve bu yöntemlerle elde edilen bulgular arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gözlenmemiştir. Bireylerdeki performans değişkenliğini en aza indirme için kümeleme analizi yapılmış ve akustik değişimi fark etme becerileri bakımından iki kümeye ayrıldıkları görülmüştür. Meydana gelen kümeler arasında ise ADK genlik ve

latans bulgularının istatistiksel olarak farklı olduğu bulunmuştur. Çalışmanın en önemli limitasyonu ADK ölçümünde elektrofizyolojik eşik bakılmamış olmasıdır. Koklear implantlı bireylere bu çalışmalar planlanırken; farklı algoritmalar kullanılarak daha homojen olarak gruplanan bireylere, artefaktı yenmek amacı ile farklı filtre programlarının çalıştırılması ile uygulamaların yapılmasının uygun olacağı önerilmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızda, yetişkin koklear implant kullanıcısı bireylerin akustik değişimi fark etme becerileri davranışsal ve elektrofizyolojik olarak ölçülmüştür. Davranışsal ölçümler kapsamında; *Staircase-Simple Up Down* yöntemi ile /ui/ uyarınının frekans bileşeninde (F2) meydana gelen değişimi, psikofiziksel olarak fark etme eşiği ölçülmüştür. Ek olarak, Türkçe *Matrix* Konuşmayı Anlama Testi ile KAE ve konuşmanın anlaşılabilirliği bulguları tespit edilmiştir. Elektrofizyolojik test olarak; uyarının frekans komponentinde (F2) meydana gelen değişim ile ADK potansiyelleri kaydı yapılmıştır. Elde edilen davranışsal ve elektrofizyolojik bulgular arasındaki ilişkiler incelenmiştir. Yapılan analizler ve tartışma sonucunda, aşağıda belirtilen öneri ve sonuçlara ulaşılmıştır.

1- Çalışmaya katılan tüm koklear implantlı bireylerin, formant frekanstaki (F2) değişimi davranışsal ve elektrofizyolojik olarak fark etme cevapları arasında arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır.

2- Koklear implantlı bireylerin, formant frekansdaki (F2) değişimi psikofiziksel olarak fark etme cevapları bakımından, istatistiksel olarak anlamlı olmak üzere iki kümeye ayrılabilceği bulunmuştur.

3- Oluşan kümeler arasında, ADK cevabı N1 latansı ve ADK N1-P2 genlik ölçümleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

4- Psikofiziksel ayırt etme eşikleri daha iyi olan kümenin (Küme 2), ortalama ADK N1-P2 genlik bulgusu daha yüksek bulunmuştur. Küme 2' deki bireylerin akustik değişimin nöral gösterimleri daha büyüktür. Bu açıdan bakıldığında, koklear implantlı bireylerin, davranışsal performans açısından gruplandırılması durumunda, psikofiziksel ve elektrofizyolojik olarak değişimi fark etme eşikleri arasında uyumlu bir ilişkinin olabileceği düşünülmüştür. Bu ilişkinin araştırılmasının literatüre bir katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

5- Psikofiziksel ayırt etme eşikleri daha iyi olan kümenin (Küme 2), ortalama ADK N1 latans değerleri daha uzun bulunmuştur. Elde ettiğimiz sonuç, literatürde bildirilen sonuçlar ile uyumlu bulunmamıştır. N1 latansının daha uzun bulunmasının, bireylerin EEG kaydı sırasında uyarana dikkat etmiş olma ihtimaline bağlı olduğu düşünülmüştür. Aynı zamanda, elde edilen bu sonucun; yaş, işitme kaybı yaşı, çok ileri derecedeki işitme kaybı süresi, işitme cihazı ve koklear implant deneyimi, işitsel rehabilitasyona katılım, implant sisteminin ve programının özellikleri gibi faktörler ile beraber yoğun artefakt nedeni ile analizden çıkarılan bireylerin etkisi nedeniyle ortaya çıkmış olabileceği düşünülmektedir.

6- Prelingual koklear implantlı bireylerde de ADK cevabının elde edilebileceği gösterilmiştir. Yetişkin koklear implantlı bireylerde, ADK cevaplarının; işitme kaybının oluşma yaşı ve çok ileri derecedeki işitme kaybı süresi faktörlerinden nasıl etkilendiğinin araştırılmasının literatüre bir katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

7- Çalışmamızın en önemli limitasyonu elektrofizyolojik ölçümler sırasında eşik tespiti yapılamamış olmasıdır. Koklear implantlı bireylerde davranışsal ve elektrofizyolojik cevaplar arasındaki ilişkinin araştırıldığı gelecek ADK araştırmalarında, psikofiziksel eşik ölçümü ile beraber elektrofizyolojik eşik ölçümlerinin yapılması ve elde edilen eşik cevapları arasındaki ilişkinin daha geniş gruplarda ve kontrollü olarak incelenmesi önerilir.

8- Koklear implantın artefakt etkisi ve bunların aşılması konusunda, mühendislik alanında yapılacak çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Özellikle, akustik uyarım ile ADK kaydı sırasında yoğun olarak karşılaşılan artefaktın ortadan kaldırılması açısından daha fazla çalışma yapılması önerilmektedir.

9- Koklear implantlı bireylerde yapılması düşünülen çalışmalarda, bireyler arası değişkenliğin minimuma indirilmesi için yararlanılacak algoritmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Wilson BS, Dorman MF. Cochlear implants: current designs and future possibilities. *J Rehabil Res Dev.* 2008;45(5):695-730.
2. Martin BA, Tremblay KL, Korczak P. Speech evoked potentials: from the laboratory to the clinic. *Ear and hearing.* 2008;29(3):285-313.
3. Zokoll MA, Fidan D, Turkyilmaz D, Hochmuth S, Ergenc I, Sennaroglu G, et al. Development and evaluation of the Turkish matrix sentence test. *Int J Audiol.* 2015;54 Suppl 2:51-61.
4. Zokoll MA, Hochmuth S, Warzybok A, Wagener KC, Buschermöhle M, Kollmeier B. Speech-in-noise tests for multilingual hearing screening and diagnostics1. *American journal of audiology.* 2013.
5. Soranzo A, Grassi M. PSYCHOACOUSTICS: a comprehensive MATLAB toolbox for auditory testing. *Frontiers in psychology.* 2014;5:712.
6. Martin BA, Boothroyd A, Ali D, Leach-Berth T. Stimulus presentation strategies for eliciting the acoustic change complex: increasing efficiency. *Ear and hearing.* 2010;31(3):356.
7. Ostroff JM, Martin BA, Boothroyd A. Cortical evoked response to acoustic change within a syllable. *Ear and hearing.* 1998;19(4):290-7.
8. Martin BA, Boothroyd A. Cortical, auditory, evoked potentials in response to changes of spectrum and amplitude. *The Journal of the Acoustical Society of America.* 2000;107(4):2155-61.
9. Tremblay K, Friesen L, Martin B, Wright R. Test-retest reliability of cortical evoked potentials using naturally produced speech sounds. *Ear and Hearing.* 2003;24(3):225-32.
10. Tremblay KL, Billings CJ, Friesen LM, Souza PE. Neural representation of amplified speech sounds. *Ear and Hearing.* 2006;27(2):93-103.
11. Martin BA. Can the acoustic change complex be recorded in an individual with a cochlear implant? Separating neural responses from cochlear implant artifact. *Journal of the American Academy of Audiology.* 2007;18(2):126-40.
12. Purves D, Augustine G, Fitzpatrick D, Hall W, Lamantia A. *Neuroscience, Fourth Edition.* Sunderland, MA USA: Sinauer Associates, Inc; 2007.
13. Yost W. *Fundamentals of Hearing: An introduction Fifth Edition.* Emerald (UK); 2008.
14. Moore BC. *An introduction to the psychology of hearing:* Brill; 2012.
15. Møller AR. *Hearing: anatomy, physiology, and disorders of the auditory system:* Plural Publishing; 2012.
16. Moore BC. The role of temporal fine structure processing in pitch perception, masking, and speech perception for normal-hearing and hearing-impaired people. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology.* 2008;9(4):399-406.

17. Young ED. Neural representation of spectral and temporal information in speech. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*. 2007;363(1493):923-45.
18. Moore BC. Auditory processing of temporal fine structure: Effects of age and hearing loss: World Scientific; 2014.
19. Chandrasekaran B, Kraus N. The scalp-recorded brainstem response to speech: Neural origins and plasticity. *Psychophysiology*. 2010;47(2):236-46.
20. Bourk TR. Electrical responses of neural units in the anteroventral cochlear nucleus of the cat: Massachusetts Institute of Technology; 1976.
21. Rhode WS, Smith PH. Encoding timing and intensity in the ventral cochlear nucleus of the cat. *Journal of neurophysiology*. 1986;56(2):261-86.
22. Blackburn CC, Sachs MB. The representations of the steady-state vowel sound/e/in the discharge patterns of cat anteroventral cochlear nucleus neurons. *Journal of neurophysiology*. 1990;63(5):1191-212.
23. Palmer A, Winter I, Darwin C. The representation of steady-state vowel sounds in the temporal discharge patterns of the guinea pig cochlear nerve and primarylike cochlear nucleus neurons. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1986;79(1):100-13.
24. Winter IM, Palmer AR. Temporal responses of primarylike anteroventral cochlear nucleus units to the steady-state vowel/i. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1990;88(3):1437-41.
25. Gelfand S. Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics. Informa Healthcare. 2010.
26. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM, Biochemistry Do, Jessell MBT, Siegelbaum S, et al. Principles of neural science: McGraw-hill New York; 2000.
27. Rappaport J, Provencal C. Neuro-otology for audiologists. *Handbook of clinical audiology*. 2002;5:9-32.
28. Moore DR. Auditory development and the role of experience. *British Medical Bulletin*. 2002;63(1):171-81.
29. Moore JK. Maturation of human auditory cortex: implications for speech perception. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*. 2002;111(5_suppl):7-10.
30. Kral A. Unimodal and cross-modal plasticity in the 'deaf' auditory cortex. *International journal of audiology*. 2007;46(9):479-93.
31. Kral A, Eggermont JJ. What's to lose and what's to learn: development under auditory deprivation, cochlear implants and limits of cortical plasticity. *Brain Research Reviews*. 2007;56(1):259-69.
32. Rennies J, Verhey JL, Fastl H. Comparison of loudness models for time-varying sounds. *Acta Acustica united with Acustica*. 2010;96(2):383-96.

33. Harrison R, Evans E. Some aspects of temporal coding by single cochlear fibres from regions of cochlear hair cell degeneration in the guinea pig. *Archives of oto-rhino-laryngology*. 1979;224(1-2):71-8.
34. Miller RL, Schilling JR, Franck KR, Young ED. Effects of acoustic trauma on the representation of the vowel/ε/in cat auditory nerve fibers. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1997;101(6):3602-16.
35. Woolf NK, Ryan AF, Bone RC. Neural phase-locking properties in the absence of cochlear outer hair cells. *Hearing research*. 1981;4(3-4):335-46.
36. Ruggero MA. Cochlear Delays and Traveling Waves: Comments on 'Experimental Look at Cochlear Mechanics':[A. Dancer, *Audiology* 1992; 31: 301-312] Ruggero. *Audiology*. 1994;33(3):131-42.
37. Huss M, Moore BC. Dead regions and pitch perception. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2005;117(6):3841-52.
38. Oxenham AJ, Bernstein JG, Penagos H. Correct tonotopic representation is necessary for complex pitch perception. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2004;101(5):1421-5.
39. Lacher-Fougère S, Demany L. Modulation detection by normal and hearing-impaired listeners. *Audiology*. 1998;37(2):109-21.
40. Moore BC, Skrodzka E. Detection of frequency modulation by hearing-impaired listeners: Effects of carrier frequency, modulation rate, and added amplitude modulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2002;111(1):327-35.
41. Lacher-Fougère S, Demany L. Consequences of cochlear damage for the detection of interaural phase differences. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2005;118(4):2519-26.
42. Moore BC, Moore GA. Discrimination of the fundamental frequency of complex tones with fixed and shifting spectral envelopes by normally hearing and hearing-impaired subjects. *Hearing research*. 2003;182(1-2):153-63.
43. Lorenzi C, Gilbert G, Carn H, Garnier S, Moore BC. Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2006;103(49):18866-9.
44. Schuknecht H. „Pathology of the ear “Cambridge Harvard Univ. Press; 1974.
45. Wilson BS, Dorman MF. Cochlear implants: a remarkable past and a brilliant future. *Hearing research*. 2008;242(1-2):3-21.
46. Djourno A, Eyries C. Auditory prosthesis by means of a distant electrical stimulation of the sensory nerve with the use of an indwelt coiling. *La Presse Médicale*. 1957;65(63):1417-.
47. Incerti PV, Ching TY, Cowan R. A systematic review of electric-acoustic stimulation: Device fitting ranges, outcomes, and clinical fitting practices. *Trends in amplification*. 2013;17(1):3-26.
48. Gantz BJ, Turner C. Combining acoustic and electrical speech processing: Iowa/Nucleus hybrid implant. *Acta oto-laryngologica*. 2004;124(4):344-7.

49. Patrick JF, Busby PA, Gibson PJ. The development of the Nucleus® Freedom™ cochlear implant system. *Trends in amplification*. 2006;10(4):175-200.
50. Friesen LM, Shannon RV, Baskent D, Wang X. Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: Comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2001;110(2):1150-63.
51. Garnham C, O'Driscoll M, Ramsden R, Saeed S. Speech understanding in noise with a Med-El COMBI 40+ cochlear implant using reduced channel sets. *Ear and hearing*. 2002;23(6):540-52.
52. Kiefer J, Von Ilberg C, Hubner-Egner J, Rupprecht V, Knecht R. Optimized speech understanding with the continuous interleaved sampling speech coding strategy in patients with cochlear implants: effect of variations in stimulation rate and number of channels. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*. 2000;109(11):1009-20.
53. Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, Zerbi M. Temporal representations with cochlear implants. *The American journal of otology*. 1997;18(6 Suppl):S30-4.
54. Cohen LT, Saunders E, Knight MR, Cowan RS. Psychophysical measures in patients fitted with Contour™ and straight Nucleus electrode arrays. *Hearing research*. 2006;212(1-2):160-75.
55. Wilson BS, Schatzer R, Lopez-Poveda EA. Possibilities for a closer mimicking of normal auditory functions with cochlear implants. *Cochlear implants*. 2006:48-56.
56. Koch DB, Downing M, Osberger MJ, Litvak L. Using current steering to increase spectral resolution in CII and HiRes 90K users. *Ear and hearing*. 2007;28(2):38S-41S.
57. Green T, Faulkner A, Rosen S. Enhancing temporal cues to voice pitch in continuous interleaved sampling cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2004;116(4):2298-310.
58. Riss D, Hamzavi J-S, Blineder M, Flak S, Baumgartner W-D, Kaider A, et al. Effects of stimulation rate with the fs4 and hdcis coding strategies in cochlear implant recipients. *Otolaryngology & Neurotology*. 2016;37(7):882-8.
59. Von Békésy G, Wever EG. *Experiments in hearing*: McGraw-Hill New York; 1960.
60. Moore BC, Carlyon RP. Perception of pitch by people with cochlear hearing loss and by cochlear implant users. *Pitch*: Springer; 2005. p. 234-77.
61. Goldsworthy RL, Shannon RV. Training improves cochlear implant rate discrimination on a psychophysical task. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2014;135(1):334-41.
62. Sit J-J, Simonson AM, Oxenham AJ, Faltys MA, Sarpeshkar R. A low-power asynchronous interleaved sampling algorithm for cochlear implants that encodes envelope and phase information. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2006;54(1):138-49.

63. Loeb GE. Are cochlear implant patients suffering from perceptual dissonance? *Ear and hearing*. 2005;26(5):435-50.
64. Grayden DB, Burkitt AN, Kenny OP, Clarey JC, Paolini AG, Clark GM, editors. A cochlear implant speech processing strategy based on an auditory model. *Proceedings of the 2004 Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing Conference*, 2004; 2004: IEEE.
65. Finley CC, Skinner MW. Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*. 2008;29(7):920.
66. Lazard D, Giraud A-L, Gnansia D, Meyer B, Sterkers O. Understanding the deafened brain: implications for cochlear implant rehabilitation. *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases*. 2012;129(2):98-103.
67. Leung J, Wang N-Y, Yeagle JD, Chinnici J, Bowditch S, Francis HW, et al. Predictive models for cochlear implantation in elderly candidates. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*. 2005;131(12):1049-54.
68. Sarant JZ, Blamey PJ, Dowell RC, Clark GM, Gibson W. Variation in speech perception scores among children with cochlear implants. *Ear and hearing*. 2001;22(1):18-28.
69. Hughes KC, Galvin KL. Measuring listening effort expended by adolescents and young adults with unilateral or bilateral cochlear implants or normal hearing. *Cochlear implants international*. 2013;14(3):121-9.
70. Peterson NR, Pisoni DB, Miyamoto RT. Cochlear implants and spoken language processing abilities: Review and assessment of the literature. *Restorative neurology and neuroscience*. 2010;28(2):237-50.
71. Wooi Teoh S, Pisoni DB, Miyamoto RT. Cochlear implantation in adults with prelingual deafness. Part I. Clinical results. *The Laryngoscope*. 2004;114(9):1536-40.
72. Hopkins K, Moore BC, Stone MA. Effects of moderate cochlear hearing loss on the ability to benefit from temporal fine structure information in speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2008;123(2):1140-53.
73. Limb CJ, Roy AT. Technological, biological, and acoustical constraints to music perception in cochlear implant users. *Hearing research*. 2014;308:13-26.
74. Looi V, Gfeller K, Driscoll VD, editors. *Music appreciation and training for cochlear implant recipients: a review*. *Seminars in hearing*; 2012: Thieme Medical Publishers.
75. Eggermont JJ, Ponton CW, Don M, Waring MD, Kwong B. Maturational delays in cortical evoked potentials in cochlear implant users. *Acta oto-laryngologica*. 1997;117(2):161-3.
76. Escudé B, James C, Deguine O, Cochard N, Eter E, Fraysse B. The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. *Audiology and Neurotology*. 2006;11(Suppl. 1):27-33.

77. Ponton CW, Don M, Eggermont JJ, Waring MD, Masuda A. Maturation of human cortical auditory function: differences between normal-hearing children and children with cochlear implants. *Ear and hearing*. 1996;17(5):430-7.
78. Hillenbrand J, Getty LA, Clark MJ, Wheeler K. Acoustic characteristics of American English vowels. *The Journal of the Acoustical society of America*. 1995;97(5):3099-111.
79. Peterson GE. The Information-Bearing Elements of Speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1952;24(6):629-37.
80. Liberman AM, Cooper FS, Shankweiler DP, Studdert-Kennedy M. Perception of the speech code. *Psychological review*. 1967;74(6):431.
81. Broadbent D, Gregory M. Accuracy of recognition for speech presented to the right and left ears. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*. 1964;16(4):359-60.
82. Kimura D. Left-right differences in the perception of melodies. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*. 1964;16(4):355-8.
83. Rand TC. Dichotic release from masking for speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1974;55(3):678-80.
84. Repp BH. Phonetic trading relations and context effects: New experimental evidence for a speech mode of perception. *Psychological bulletin*. 1982;92(1):81.
85. McGurk H, MacDonald J. Hearing lips and seeing voices. *Nature*. 1976;264(5588):746.
86. Remez RE, Rubin PE, Pisoni DB, Carrell TD. Speech perception without traditional speech cues. *Science*. 1981;212(4497):947-9.
87. Stevens KN. Toward a model for lexical access based on acoustic landmarks and distinctive features. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2002;111(4):1872-91.
88. McClelland JL, Elman JL. The TRACE model of speech perception. *Cognitive psychology*. 1986;18(1):1-86.
89. Warren RM. Perceptual restoration of missing speech sounds. *Science*. 1970;167(3917):392-3.
90. Ganong WF. Phonetic categorization in auditory word perception. *Journal of experimental psychology: Human perception and performance*. 1980;6(1):110.
91. Katz J, Chasin M, English KM, Hood LJ, Tillery KL. *Handbook of clinical audiology*. 1978.
92. Alain C, Tremblay K. The role of event-related brain potentials in assessing central auditory processing. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2007;18(7):573-89.
93. Stapells DR. Cortical event-related potentials to auditory stimuli. *Handbook of clinical audiology*. 2002;5:378-406.

94. Ponton C, Eggermont JJ, Khosla D, Kwong B, Don M. Maturation of human central auditory system activity: separating auditory evoked potentials by dipole source modeling. *Clinical Neurophysiology*. 2002;113(3):407-20.
95. Wunderlich JL, Cone-Wesson BK. Maturation of CAEP in infants and children: a review. *Hearing research*. 2006;212(1-2):212-23.
96. Näätänen R, Picton T. The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: a review and an analysis of the component structure. *Psychophysiology*. 1987;24(4):375-425.
97. Roberts TP, Ferrari P, Stufflebeam SM, Poeppel D. Latency of the auditory evoked neuromagnetic field components: stimulus dependence and insights toward perception. *Journal of clinical neurophysiology*. 2000;17(2):114-29.
98. Billings CJ, Tremblay KL, Souza PE, Binns MA. Effects of hearing aid amplification and stimulus intensity on cortical auditory evoked potentials. *Audiology and Neurotology*. 2007;12(4):234-46.
99. Adler G, Adler J. Influence of stimulus intensity on AEP components in the 80- to 200-millisecond latency range. *Audiology*. 1989;28(6):316-24.
100. Tremblay KL, Billings C, Rohila N. Speech evoked cortical potentials: effects of age and stimulus presentation rate. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2004;15(3):226-37.
101. Friesen LM, Picton TW. A method for removing cochlear implant artifact. *Hearing research*. 2010;259(1-2):95-106.
102. Kurtzberg D, Hitpert PL, Kreuzer JA, Vaughan Jr HG. Differential maturation of cortical auditory evoked potentials to speech sounds in normal fullterm and very low-birthweight infants. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 1984;26(4):466-75.
103. Novak GP, Kurtzberg D, Kreuzer JA, Vaughan Jr HG. Cortical responses to speech sounds and their formants in normal infants: maturational sequence and spatiotemporal analysis. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1989;73(4):295-305.
104. Ponton CW, Don M, Eggermont JJ, Waring MD, Kwong B, Masuda A. Auditory system plasticity in children after long periods of complete deafness. *Neuroreport*. 1996;8(1):61-5.
105. Pasman JW, Rotteveel JJ, de Graaf R, Maassen B, Notermans SL. Detectability of auditory evoked response components in preterm infants. *Early human development*. 1991;26(2):129-41.
106. Sharma A, Dorman MF, Kral A. The influence of a sensitive period on central auditory development in children with unilateral and bilateral cochlear implants. *Hearing research*. 2005;203(1-2):134-43.
107. Sharma A, Dorman MF, Spahr AJ. A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants: implications for age of implantation. *Ear and hearing*. 2002;23(6):532-9.

108. Pang E, Taylor M. Tracking the development of the N1 from age 3 to adulthood: an examination of speech and non-speech stimuli. *Clinical Neurophysiology*. 2000;111(3):388-97.
109. Ponton CW, Eggermont JJ, Kwong B, Don M. Maturation of human central auditory system activity: evidence from multi-channel evoked potentials. *Clinical Neurophysiology*. 2000;111(2):220-36.
110. Gilley PM, Sharma A, Dorman M, Martin K. Developmental changes in refractoriness of the cortical auditory evoked potential. *Clinical Neurophysiology*. 2005;116(3):648-57.
111. Vaughan Jr HG, Ritter W. The sources of auditory evoked responses recorded from the human scalp. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1970;28(4):360-7.
112. Tonquist-Uhlen I, Ponton CW, Eggermont JJ, Kwong B, Don M. Maturation of human central auditory system activity: the T-complex. *Clinical Neurophysiology*. 2003;114(4):685-701.
113. Baumann SB, Rogers RL, Papanicolaou AC, Saydjari CL. Intersession replicability of dipole parameters from three components of the auditory evoked magnetic field. *Brain topography*. 1990;3(2):311-9.
114. Scherg M, Vajsar J, Picton TW. A source analysis of the late human auditory evoked potentials. *Journal of Cognitive Neuroscience*. 1989;1(4):336-55.
115. Crowley KE, Colrain IM. A review of the evidence for P2 being an independent component process: age, sleep and modality. *Clinical neurophysiology*. 2004;115(4):732-44.
116. Bruneau N, Gomot M. Auditory evoked potentials (N1 wave) as indices of cortical development. *Neuroimaging in child neuropsychiatric disorders*: Springer; 1998. p. 113-23.
117. Čeponien R, Rinne T, Näätänen R. Maturation of cortical sound processing as indexed by event-related potentials. *Clinical Neurophysiology*. 2002;113(6):870-82.
118. Cunningham J, Nicol T, Zecker S, Kraus N. Speech-evoked neurophysiologic responses in children with learning problems: development and behavioral correlates of perception. *Ear and hearing*. 2000;21(6):554-68.
119. Sutton S, Braren M, Zubin J, John E. Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty. *Science*. 1965;150(3700):1187-8.
120. Näätänen R, Gaillard AW, Mäntysalo S. Early selective-attention effect on evoked potential reinterpreted. *Acta psychologica*. 1978;42(4):313-29.
121. Kaukoranta E, Hari R, Lounasmaa O. Responses of the human auditory cortex to vowel onset after fricative consonants. *Experimental Brain Research*. 1987;69(1):19-23.
122. Martin BA, Boothroyd A. Cortical, auditory, event-related potentials in response to periodic and aperiodic stimuli with the same spectral envelope. *Ear and hearing*. 1999;20(1):33-44.

123. Martinez AS, Eisenberg LS, Boothroyd A, editors. The acoustic change complex in young children with hearing loss: a preliminary study. *Seminars in hearing*; 2013: Thieme Medical Publishers.
124. Martin BA, Kurtzberg D, Stapells DR. The effects of decreased audibility produced by high-pass noise masking on N1 and the mismatch negativity to speech sounds/ba/and/da. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*. 1999;42(2):271-86.
125. Jones S, Longe O, Pato MV. Auditory evoked potentials to abrupt pitch and timbre change of complex tones: electrophysiological evidence of streaming? *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*. 1998;108(2):131-42.
126. Jerger J, Jerger S. Evoked response to intensity and frequency change. *Archives of otolaryngology*. 1970;91(5):433-6.
127. Yingling CD, Nethercut GE. Evoked responses to frequency shifted tones: tonotopic and contextual determinants. *International Journal of Neuroscience*. 1983;22(1-2):107-18.
128. Dimitrijevic A, Michalewski HJ, Zeng F-G, Pratt H, Starr A. Frequency changes in a continuous tone: auditory cortical potentials. *Clinical Neurophysiology*. 2008;119(9):2111-24.
129. Michalewski HJ, Starr A, Nguyen TT, Kong Y-Y, Zeng F-G. Auditory temporal processes in normal-hearing individuals and in patients with auditory neuropathy. *Clinical Neurophysiology*. 2005;116(3):669-80.
130. Atcherson SR, Gould HJ, Mendel MI, Ethington CA. Auditory N1 component to gaps in continuous narrowband noises. *Ear and hearing*. 2009;30(6):687-95.
131. Lister JJ, Maxfield ND, Pitt GJ. Cortical evoked response to gaps in noise: within-channel and across-channel conditions. *Ear and hearing*. 2007;28(6):862.
132. Pratt H, Bleich N, Mittelman N. The composite N1 component to gaps in noise. *Clinical Neurophysiology*. 2005;116(11):2648-63.
133. Pratt H, Starr A, Michalewski HJ, Bleich N, Mittelman N. The N1 complex to gaps in noise: effects of preceding noise duration and intensity. *Clinical neurophysiology*. 2007;118(5):1078-87.
134. Dimitrijevic A, Lolli B, Michalewski HJ, Pratt H, Zeng F-G, Starr A. Intensity changes in a continuous tone: auditory cortical potentials comparison with frequency changes. *Clinical Neurophysiology*. 2009;120(2):374-83.
135. Dimitrijevic A, Starr A, Bhatt S, Michalewski HJ, Zeng F-G, Pratt H. Auditory cortical N100 in pre-and post-synaptic auditory neuropathy to frequency or intensity changes of continuous tones. *Clinical Neurophysiology*. 2011;122(3):594-604.
136. Harris KC, Mills JH, Dubno JR. Electrophysiologic correlates of intensity discrimination in cortical evoked potentials of younger and older adults. *Hearing research*. 2007;228(1-2):58-68.

137. Harris KC, Mills JH, He N-J, Dubno JR. Age-related differences in sensitivity to small changes in frequency assessed with cortical evoked potentials. *Hearing research*. 2008;243(1-2):47-56.
138. He S, Grose JH, Buchman CA. Auditory discrimination: the relationship between psychophysical and electrophysiological measures. *International journal of audiology*. 2012;51(10):771-82.
139. Small SA, Werker JF. Does the ACC have potential as an index of early speech discrimination ability? A preliminary study in 4-month-old infants with normal hearing. *Ear and Hearing*. 2012;33(6):e59-e69.
140. Esposito G, Van Horn JD, Weinberger DR, Berman KF. Gender differences in cerebral blood flow as a function of cognitive state with PET. *Journal of Nuclear Medicine*. 1996;37(4):559-64.
141. Shetty HN, Puttabasappa M. Effect of stimuli, transducers and gender on acoustic change complex. *Audiology research*. 2012;2(1).
142. Friesen LM, Tremblay KL. Acoustic change complexes recorded in adult cochlear implant listeners. *Ear and hearing*. 2006;27(6):678-85.
143. He S, Grose JH, Teagle HF, Woodard J, Park LR, Hatch DR, et al. Gap detection measured with electrically-evoked auditory event-related potentials and speech perception abilities in children with auditory neuropathy spectrum disorder. *Ear and hearing*. 2013;34(6).
144. Won JH, Clinard CG, Kwon S, Dasika VK, Nie K, Drennan WR, et al. Relationship between behavioral and physiological spectral-ripple discrimination. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*. 2011;12(3):375-93.
145. Sussman ES. Integration and segregation in auditory scene analysis. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2005;117(3):1285-98.
146. Näätänen R. The role of attention in auditory information processing as revealed by event-related potentials and other brain measures of cognitive function. *Behavioral and brain sciences*. 1990;13(2):201-33.
147. Opitz B, Rinne T, Mecklinger A, Von Cramon DY, Schröger E. Differential contribution of frontal and temporal cortices to auditory change detection: fMRI and ERP results. *Neuroimage*. 2002;15(1):167-74.
148. Sams M, Paavilainen P, Alho K, Näätänen R. Auditory frequency discrimination and event-related potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*. 1985;62(6):437-48.
149. Naatanen R. The mismatch negativity to intensity changes in an auditory stimulus sequence. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*. 1987;40:125-31.
150. Nordby H, Roth WT, Pfefferbaum A. Event-related potentials to time-deviant and pitch-deviant tones. *Psychophysiology*. 1988;25(3):249-61.

151. Näätänen R, Paavilainen P, Reinikainen K. Do event-related potentials to infrequent decrements in duration of auditory stimuli demonstrate a memory trace in man? *Neuroscience letters*. 1989;107(1-3):347-52.
152. Paavilainen P, Karlsson M-L, Reinikainen K, Näätänen R. Mismatch negativity to change in spatial location of an auditory stimulus. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1989;73(2):129-41.
153. Alain C, Cortese F, Picton TW. Event-related brain activity associated with auditory pattern processing. *Neuroreport*. 1998;9(15):3537-41.
154. Näätänen R, Tervaniemi M, Sussman E, Paavilainen P, Winkler I. 'Primitive intelligence' in the auditory cortex. *Trends in neurosciences*. 2001;24(5):283-8.
155. Paavilainen P. Event-related potentials to pitch change in an auditory stimulus sequence during sleep. *Current trends in event-related potential research*. 1987.
156. Kraus N, McGee T, Carrell TD, Sharma A. Neurophysiologic bases of speech discrimination. *Ear and hearing*. 1995;16(1):19-37.
157. Lang A, Eerola O, Korpilahti P, Holopainen I, Salo S, Aaltonen O. Practical issues in the clinical application of mismatch negativity. *Ear and Hearing*. 1995;16(1):118-30.
158. Kraus N, McGee TJ, Carrell TD, Zecker SG, Nicol TG, Koch DB. Auditory neurophysiologic responses and discrimination deficits in children with learning problems. *Science*. 1996;273(5277):971-3.
159. Deouell LY, Bentin S, Soroker N. Electrophysiological evidence for an early (pre-attentive) information processing deficit in patients with right hemisphere damage and unilateral neglect. *Brain*. 2000;123(2):353-65.
160. Squires NK, Squires KC, Hillyard SA. Two varieties of long-latency positive waves evoked by unpredictable auditory stimuli in man. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1975;38(4):387-401.
161. Picton TW. The P300 wave of the human event-related potential. *Journal of clinical neurophysiology*. 1992;9(4):456-79.
162. Fitzgerald PG, Picton TW. Event-related potentials recorded during the discrimination of improbable stimuli. *Biological Psychology*. 1983;17(4):241-76.
163. Hillyard SA, Squires KC, Bauer JW, Lindsay PH. Evoked potential correlates of auditory signal detection. *Science*. 1971;172(3990):1357-60.
164. Kutas M, McCarthy G, Donchin E. Augmenting mental chronometry: the P300 as a measure of stimulus evaluation time. *Science*. 1977;197(4305):792-5.
165. Coles MG, Smid HG, Scheffers MK, Otten LJ. Mental chronometry and the study of human information processing. 1995.
166. Martin BA, Sigal A, Kurtzberg D, Stapells DR. The effects of decreased audibility produced by high-pass noise masking on cortical event-related potentials to speech sounds/ba/and/da. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1997;101(3):1585-99.

167. Martin BA, Stapells DR. Effects of low-pass noise masking on auditory event-related potentials to speech. *Ear and hearing*. 2005;26(2):195-213.
168. Whiting KA, Martin BA, Stapells DR. The effects of broadband noise masking on cortical event-related potentials to speech sounds/ba/and/da. *Ear and hearing*. 1998;19(3):218-31.
169. Oates PA, Kurtzberg D, Stapells DR. Effects of sensorineural hearing loss on cortical event-related potential and behavioral measures of speech-sound processing. *Ear and hearing*. 2002;23(5):399-415.
170. Tremblay KL, Piskosz M, Souza P. Effects of age and age-related hearing loss on the neural representation of speech cues. *Clinical neurophysiology*. 2003;114(7):1332-43.
171. Tecchio F, Biccio G, De Campora E, Pasqualetti P, Pizzella V, Indovina I, et al. Tonotopic cortical changes following stapes substitution in otosclerotic patients: a magnetoencephalographic study. *Human brain mapping*. 2000;10(1):28-38.
172. Rita C, Haapanen M-L, Ranta R, Näätänen R, Hukki J. Auditory sensory impairment in children with oral clefts as indexed by auditory event-related potentials. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2002;13(4):554-66.
173. Korczak PA, Kurtzberg D, Stapells DR. Effects of sensorineural hearing loss and personal hearing aids on cortical event-related potential and behavioral measures of speech-sound processing. *Ear and hearing*. 2005;26(2):165-85.
174. Firszt JB, Chambers RD, Kraus N, Reeder RM. Neurophysiology of cochlear implant users I: effects of stimulus current level and electrode site on the electrical ABR, MLR, and N1-P2 response. *Ear and hearing*. 2002;23(6):502-15.
175. Singh S, Liasis A, Rajput K, Towell A, Luxon L. Event-related potentials in pediatric cochlear implant patients. *Ear and hearing*. 2004;25(6):598-610.
176. Eggermont JJ, Ponton CW. Auditory-evoked potential studies of cortical maturation in normal hearing and implanted children: correlations with changes in structure and speech perception. *Acta oto-laryngologica*. 2003;123(2):249-52.
177. Sharma A, Dorman MF. Central auditory development in children with cochlear implants: clinical implications. *Cochlear and brainstem implants*. 64: Karger Publishers; 2006. p. 66-88.
178. Groenen PA, Beynon AJ, Snik AF, Broek Pvd. Speech-evoked cortical potentials recognition in cochlear implant users and speech. *Scandinavian audiology*. 2001;30(1):31-40.
179. Pantev C, Ross B, Wollbrink A, Riebandt M, Delank K, Seifert E, et al. Acoustically and electrically evoked responses of the human cortex before and after cochlear implantation. *Hearing research*. 2002;171(1-2):191-5.
180. Purdy SC, Kelly AS, Thorne PR. Auditory evoked potentials as measures of plasticity in humans. *Audiology and Neurotology*. 2001;6(4):211-5.

181. Brown C, Jeon EK, Chiou L-K, Kirby B, Karsten S, Turner C, et al. Cortical auditory evoked potentials recorded from nucleus hybrid cochlear implant users. *Ear and hearing*. 2015;36(6):723.
182. Didem Turkyilmaz M, Yarali M, Yagcioglu S, Cicek Cinar B, Tokgoz-Yilmaz S, Ozcebe E, et al. Can Global Field Power be an Objective Tool to Assess Cortical Responses to Acoustic Change? A Study with Cochlear Implant Users. *Journal of International Advanced Otology*. 2013;9(3).
183. Brown CJ, Etler C, He S, O'Brien S, Erenberg S, Kim J-R, et al. The electrically evoked auditory change complex: preliminary results from nucleus cochlear implant users. *Ear and hearing*. 2008;29(5):704.
184. Hoppe U, Wohlberedt T, Danilkina G, Hessel H. Acoustic change complex in cochlear implant subjects in comparison with psychoacoustic measures. *Cochlear implants international*. 2010;11(sup1):426-30.
185. Kim J-R, Brown CJ, Abbas PJ, Etler CP, O'Brien S. The effect of changes in stimulus level on electrically evoked cortical auditory potentials. *Ear and hearing*. 2009;30(3):320.
186. Scheperle RA, Abbas PJ. Relationships among peripheral and central electrophysiological measures of spatial and spectral selectivity and speech perception in cochlear implant users. *Ear and hearing*. 2015;36(4):441.
187. Mathew R, Undurraga J, Li G, Meerton L, Boyle P, Shaida A, et al. Objective assessment of electrode discrimination with the auditory change complex in adult cochlear implant users. *Hearing research*. 2017;354:86-101.
188. Gilley PM, Sharma A, Dorman M, Finley CC, Panch AS, Martin K. Minimization of cochlear implant stimulus artifact in cortical auditory evoked potentials. *Clinical Neurophysiology*. 2006;117(8):1772-82.
189. Leek MR. Adaptive procedures in psychophysical research. *Perception & psychophysics*. 2001;63(8):1279-92.
190. Levitt H. Transformed up-down methods in psychoacoustics. *The Journal of the Acoustical society of America*. 1971;49(2B):467-77.
191. Grassi M, Soranzo A. MLP: A MATLAB toolbox for rapid and reliable auditory threshold estimation. *Behavior Research Methods*. 2009;41(1):20-8.
192. Dixon WJ, Mood AM. A method for obtaining and analyzing sensitivity data. *Journal of the American Statistical Association*. 1948;43(241):109-26.
193. Wetherill G. Sequential estimation of quantal response curves. *Journal of the Royal Statistical Society Series B (Methodological)*. 1963:1-48.
194. Wetherill G, Levitt H. Sequential estimation of points on a psychometric function. *British Journal of Mathematical and Statistical Psychology*. 1965;18(1):1-10.
195. Green DM. Stimulus selection in adaptive psychophysical procedures. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1990;87(6):2662-74.
196. Stillman J. A comparison of three adaptive psychophysical procedures using inexperienced listeners. *Perception & psychophysics*. 1989;46(4):345-50.

197. Kollmeier B, Gilkey RH, Sieben UK. Adaptive staircase techniques in psychoacoustics: A comparison of human data and a mathematical model. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1988;83(5):1852-62.
198. Shelton BR, Picardi MC, Green DM. Comparison of three adaptive psychophysical procedures. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1982;71(6):1527-33.
199. Shelton B, Scarrow I. Two-alternative versus three-alternative procedures for threshold estimation. *Perception & Psychophysics*. 1984;35(4):385-92.
200. Schlauch RS, Rose RM. Two-, three-, and four-interval forced-choice staircase procedures: Estimator bias and efficiency. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1990;88(2):732-40.
201. Moore BC, Glasberg BR, Peters RW. Thresholds for hearing mistuned partials as separate tones in harmonic complexes. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1986;80(2):479-83.
202. Hagerman B. Sentences for testing speech intelligibility in noise. *Scandinavian audiology*. 1982;11(2):79-87.
203. Kollmeier B, Warzybok A, Hochmuth S, Zokoll MA, Uslar V, Brand T, et al. The multilingual matrix test: Principles, applications, and comparison across languages: A review. *International Journal of Audiology*. 2015;54(sup2):3-16.
204. Boersma P, Van Heuven V. Speak and unSpeak with PRAAT. *Glott International*. 2001;5(9/10):341-7.
205. Jasper H. The ten twenty electrode system of international Federation Electroencephalogr Clin. Neurophysiol. 1958;10:917-75.
206. Delorme A, Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*. 2004;134(1):9-21.
207. Holden LK, Finley CC, Firszt JB, Holden TA, Brenner C, Potts LG, et al. Factors affecting open-set word recognition in adults with cochlear implants. *Ear and hearing*. 2013;34(3):342.
208. Boëx C, de Balthasar C, Kós M-I, Pelizzone M. Electrical field interactions in different cochlear implant systems. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2003;114(4):2049-57.
209. Abbas PJ, Hughes ML, Brown CJ, Miller CA, South H. Channel interaction in cochlear implant users evaluated using the electrically evoked compound action potential. *Audiology and Neurotology*. 2004;9(4):203-13.
210. Nelson DA, Van Tasell DJ, Schroder AC, Soli S, Levine S. Electrode ranking of “place pitch” and speech recognition in electrical hearing. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1995;98(4):1987-99.
211. Won JH, Drennan WR, Rubinstein JT. Spectral-ripple resolution correlates with speech reception in noise in cochlear implant users. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*. 2007;8(3):384-92.