

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

**NORMAL İŞİTEN ve İŞİTME KAYIPLI YETİŞKİNLERDE
ZAMANSAL İNCELİKLİ YAPI BİLGİSİ ve LOKALİZASYON
BECERİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Uzm. Ody. Özlem TOPÇU

**Odyoloji Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ANKARA

2021

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

**NORMAL İŞİTEN ve İŞİTME KAYIPLI YETİŞKİNLERDE
ZAMANSAL İNCELİKLİ YAPI BİLGİSİ ve LOKALİZASYON
BECERİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Uzm. Ody. Özlem TOPÇU

**Odyoloji Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Merve BATUK**

ANKARA

2021

ONAY SAYFASI

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
NORMAL İŞİTEN VE İŞİTME KAYIPLI YETİŞKİNLERDE ZAMANSAL İNCELİKLİ YAPI
BİLGİSİ VE LOKALİZASYON BECERİSİNİN ARAŞTIRILMASI
Öğrenci: Özlem TOPÇU
Danışman: Doç. Dr. Merve BATUK

Bu tez çalışması 18.02.2021 tarihinde jürimiz tarafından "Odyoloji Yüksek Lisans Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: *Doç. Dr. Didem TÜRKYILMAZ*
(Hacettepe Üniversitesi)

Tez Danışmanı: *Doç. Dr. Merve BATUK*
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: *Prof. Dr. Haluk KÜLAH*
(Orta Doğu Teknik Üniversitesi)

Üye: *Prof. Dr. Gonca SENNAROĞLU*
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: *Dr. Öğr. Üyesi Hilal DİNÇER D'ALESSANDRO*
(Hacettepe Üniversitesi)

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

03 Mart 2021

Prof. Dr. Dilekhan Oflan
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir.

05/03/2021

Özlem TOPÇU

1 “*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

- (1) *Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.*
- (2) *Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.*
- (3) *Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir*

* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. Merve BATUK danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

(İmza)

Ody. **Özlem TOPÇU**

TEŞEKKÜR

Yazar, bu çalışmanın gerçekleşmesine katkılarından dolayı aşağıda adı geçen kişi ve kuruluşlara içtenlikle teşekkür eder.

Sayın Doç. Dr. Merve BATUK, lisansüstü eğitimim süresince sevgisini ve tecrübesini benimle paylaşmış, tez danışmanım olarak çalışmaya yol gösterici katkılarda bulunmuştur.

Sayın Prof. Dr. Gonca SENNAROĞLU, çalışmanın planlanması ve uygulanması konusunda gerekli her türlü koşulun oluşmasını sağlayarak her daim desteğini hissettirmiştir.

Sayın Prof. Dr. Esra YÜCEL, Doç. Dr. Didem TÜRKYILMAZ, Doç. Dr. Betül ÇİÇEK ÇINAR, Dr. Öğr. Üyesi Mehmet YARALI, lisansüstü eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini paylaşmış, benim için yol gösterici olmuşlardır.

Sayın Dr. Emre GÜRSES, çalışmamda beni motive etmiş, bilgilerini paylaşmış ve çalışmamı uygulamada bana destek olmuştur.

Tez çalışmam süresince çok değerli ailem ve her an yanımda olan İlkay SUCU, başta meslektaşlarım Elif ALPASLAN, Hilal MECİT, Sümeyye DEVECİ, Büşra AÇAR olmak üzere tüm arkadaşlarım ve bölüm sekreteryamızdan Didem YALÇIN sonsuz sevgi, anlayış ve sabırla bana destek olmuşlardır.

Hacettepe Üniversitesi BAP birimi bu çalışmanın test materyallerinin temini konusunda finansal destek olmuştur.

ÖZET

Topcu, O., Normal İşiten ve İşitme Kayıplı Yetişkinlerde Zamansal İncelikli Yapı Bilgisi ve Lokalizasyon Becerisinin Araştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Odyoloji Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2021. Tek taraflı total işitme kayıplı bireyler ve tek taraflı koklear implant kullanan bireylerde, işitsel uyarının tek taraflı iletilmesi ile beyinde asimetrik bir kodlama söz konusudur. Mevcut çalışma ile tek taraflı işitme sağlayan bireylerde akustik temporal incelikli yapı bilgisi ipucunun işlenmesinin bir bütünlük içinde incelenmesi amaçlanmıştır. Tek taraflı koklear implant kullanan 17 birey, tek taraflı total işitme kaybı bulunan 16 birey ve bilateral normal işitme tanılanmış 18 birey çalışmaya dahil edilmiştir. Tüm katılımcılara Harmonik Entonasyon/Harmonik Olmayan Entonasyon testleri, Azimut Lokalizasyon Testi ve Gürültüde Anlama Testi uygulanmıştır. Testlerin sonuçları üç grup arasında karşılaştırılmıştır. Tüm testlerde gruplar arası üçlü karşılaştırmalarda anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p < 0.001$). İkili karşılaştırmalarda, tek taraflı koklear implant kullanan bireyler tüm testlerde her iki grup ile anlamlı farklılık göstermiştir ($p^a < 0.016$). Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireyler ile bilateral normal işiten bireyler arasında Harmonik Entonasyon/Harmonik Olmayan testleri arasında anlamlı fark gözlenmezken ($p^a > 0.016$), Azimut Lokalizasyon Testi ve Gürültüde Anlama Testi'nde anlamlı fark gözlenmiştir ($p^a < 0.016$). Tek taraflı total işitme kaybı varlığında akustik zamansal incelikli yapı işleme kapasitesinin işitsel girdinin asimetrik işlenmesinden etkilenmemesine rağmen, lokalizasyon ve gürültüde konuşmayı anlama performanslarının normal işitenlere göre kötüleştiği sonucuna varılmıştır. Tek taraflı koklear implant kullanan bireylerin her iki gruptan daha zayıf performans göstermesi, koklear implant sistemlerindeki performans zayıflığını ortaya koymuştur. Bu çalışma bildiğimiz kadarıyla, tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireyler ve tek taraflı koklear implant kullanıcısı bireylerin, zamansal incelikli yapı bilgisini ve ilişkili olduğu durumları bir arada inceleyerek, günlük yaşam ortamına en yakın performanslarını ortaya koyan ilk çalışmadır.

Anahtar Kelimeler: Zamansal incelikli yapı, gürültüde konuşmayı anlama, lokalizasyon, tek taraflı işitme.

“Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje numarası: TYL-2019-18318.”

ABSTRACT

Topcu, O., Investigation of Temporal Fine Structure Information and Localization Skills in Normal Hearing and Hearing Impaired Adults, Hacettepe University, Graduate School of Health Sciences Audiology Program, Master Thesis, Ankara, 2021. There is an asymmetric coding in the brain with the unilateral transmission of the auditory stimulus in individuals with unilateral total hearing loss and individuals with unilateral cochlear implants. The objective of the present study is to investigate the processing of acoustic temporal fine structure information cues in a holistic manner in individuals with unilateral hearing. 17 individuals with unilateral cochlear implants, 16 individuals with unilateral total hearing loss, and 18 individuals with bilateral normal hearing were included in the study. The Harmonic Intonation/Disharmonic Intonation tests, Azimuth Localization Test, and Hearing in Noise Test were applied to all participants. The results of the tests were compared between the three groups. A significant difference was observed in triple comparisons between groups in all tests ($p < 0.001$). In paired comparisons, individuals with unilateral cochlear implants showed a significant difference with both groups in all tests ($p^a < 0.016$). While no significant difference was observed between the Harmonic Intonation/Disharmonic Intonation tests between the individuals with unilateral total hearing loss and individuals with bilateral normal hearing ($p^a > 0.016$), a significant difference was observed in the Azimuth Localization Test and Hearing in Noise Test ($p^a < 0.016$). It was concluded that although the acoustic temporal fine structure processing capacity was not affected by the asymmetric processing of the auditory input in the presence of unilateral total hearing loss, hearing in noise and localization abilities deteriorated when compared to normal hearing individuals. The weaker performance of individuals with unilateral cochlear implants than both groups revealed the performance weakness in cochlear implant systems. To the best of our knowledge, this study is the first study to reveal the performance of individuals with unilateral total hearing loss and unilateral cochlear implant users, by examining together the temporal fine structure information and the conditions it is related to, and their performances closest to their daily living environment.

Keywords: Temporal fine structure, hearing in noise, localization, unilateral hearing.

“This study was funded by Hacettepe University with the project number TYL-2019-18318.”

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiv
TABLolar	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Binaural İşitmenin Entegrasyonu ve Nöronal Temsilinin Modellenmesi	4
2.2. Binaural İşitmenin Olguları	7
2.2.1. Binaural Gürlük Sumasyon (Binaural Loudness Summation / Binaural Redundancy)	7
2.2.2. Başın Gölge Etkisi	7
2.2.3. Maskeleyenin Binaural Salınımı (Binaural Release from Masking, Binaural Squelch)	8
2.2.4. Lokalizasyon	9
2.3. Sesin Zamansal Bilgisi ve Temsili	11
2.3.1. Zamansal Zarf Bilgisi ve Zamansal İncelikli Yapı Bilgisi	12
2.4. Tek Taraflı İşitme Kayıpları	15
2.4.1. Tek Taraflı Çok İleri Derecede İşitme Kayıplı Bireylerde İşitsel İşleme	15
2.5. Bilateral İşitme Kayıplarında Tek Taraflı Koklear İmplant Uygulaması	17
2.5.1. Koklear İmplant ile İşitme Prensibi	18
2.5.2. Koklear İmplantlar Sistemlerinde Temel Sinyal İşleme	20
2.6. Gürültüde Konuşmayı Anlamanın Değerlendirilmesi	22
2.6.1. Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi	23
2.7. Zamansal İncelikli Yapı Bilgisinin Değerlendirilmesi	23

2.7.1. Harmonik Entonasyon ve Harmonik Olmayan Entonasyon Testleri	24
3. BİREYLER VE YÖNTEM	26
3.1. Araştırmanın Türü	26
3.2. Araştırmanın Örnekleme	26
3.2.1. Katılımcıların Belirlenmesi	26
3.2.2. Katılımcıların Çalışmaya Dahil Edilme ve Çalışmadan Dışlanma Kriterleri	27
3.3. Yöntem	28
3.3.1. Bireylerin Değerlendirilme Süreci	29
3.3.2. Saf Ses Odyometrik Değerlendirme	29
3.3.3. İmmitansmetrik Değerlendirme	30
3.3.4. Kayıtlı Ses Materyali ile Konuşmayı Tanıma Testi	30
3.3.5. Türkçe Gürültüde Anlama Testi	31
3.3.6. Harmonik Entonasyon ve Harmonik Olmayan Entonasyon Testleri	34
3.3.7. Azimut Lokalizasyon Testi	35
3.4. İstatistiksel Analiz	37
4. BULGULAR	39
4.1. Katılımcıların Demografik Özelliklerine Göre Tanımlayıcı İstatistikleri	39
4.2. Harmonik Entonasyon Test Bulguları	40
4.3. Harmonik Olmayan Entonasyon Test Bulguları	41
4.4. HINT Testi GÖN Koşulu Bulguları	41
4.5. Azimut Lokalizasyon Testi Bulguları	42
4.6. Test Sonuçları Arasındaki İlişkinin İncelenmesi	45
4.7. Katılımcıların Yaşları ile Test Sonuçları Arasındaki İlişki	47
4.8. Araştırma Grubu I için Test Sonuçlarını Etkileyen Değişkenlerin İncelenmesi	48
4.9. Araştırma Grubu II için Test Sonuçlarını Etkileyen Değişkenlerin İncelenmesi	50
5. TARTIŞMA	52
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	70
7. KAYNAKLAR	72
8. EKLER	
Ek 1. Etik Kurul Onay	
Ek 2. Demografik Bilgi Formu	

Ek 3. Montreal Bilişsel Değerlendirme Ölçeği

Ek 4. Edinburgh El Tercihi Envanteri

Ek 5. Takip Formu

Ek 6. Orjinallik Ekran Çıktısı

Ek 7. Dijital Makbuz

9. ÖZGEÇMİŞ

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
±	Artı/Eksi
µs	Mikrosaniye
ACE	<i>Advanced Combination Encoder</i>
AGC	<i>Automatic Gain Control</i>
BM	Baziler Membran
CIS	<i>Continuous Interleaved Sampling</i>
dB	Desibel
DI	<i>Disharmonic Intonation</i>
EC	<i>Equalization-Cancellation</i>
EE	Eksitasyon-Eksitasyon
ENV	<i>Envelope</i>
ENV_p	<i>Physical Envelope</i>
FSP	<i>Fine Structure Processing</i>
HI	<i>Harmonic Intonation</i>
HINT	<i>Hearing in Noise Test</i>
HiRes	<i>HiResolution</i>
Hz	Hertz
ILD	<i>Interaural Level Difference</i>
ITD	<i>Interaural Time Difference</i>
JND	<i>Just Noticeable Difference</i>
kHz	Kilohertz
Kİ	Koklear İmplant
LSO	Lateral Süperior Olivary Kompleks
mak	Maksimum
MEG	Manyetoensefalografi
min	Minimum
MNTB	<i>Medial Nükleer Trapezoid Body</i>
MOCA	<i>Montreal Cognitive Assessment</i>
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
ms	Milisaniye

MSO	Medial Süperior Olivary Kompleks
°	Derece
SGO	Sinyal Gürültü Oranı
SOC	Süperior Olivary Kompleks (<i>Süperior Olivary Complex</i>)
SPEAK	<i>Spectral Peak</i>
SPL	<i>Sound Pressure Level</i>
STARR	<i>Sentence Test with Adaptive Randomized Roving</i>
TFS	<i>Temporal Fine Structure</i>
TFS_p	<i>Physical Temporal Fine Structure</i>
TTİK	Tek Taraflı Total İşitme Kaybı
VCN	<i>Ventral Cochlear Nucleus</i>

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Kompleks bir seste ENV ve TFS ayrıştırılması	13
2.2.	Koklear implant sistemlerinin genel gösterimi.	19
2.3.	Uyaranın spektogram gösterimi.	25
3.1.	<i>HINT-PV</i> ana arayüzü gösterimi	31
3.2.	<i>HINT-PV</i> test parametreleri arayüzü gösterimi	32
3.3.	HINT GÖN koşulunda hoparlör yerleşimi gösterimi	32
3.4.	Katılımcı yanıtının HINT yazılımında işaretlenmesi	33
3.5.	HINT konuşmayı anlama eşiği sonucun gösterimi	34
3.6.	Katılımcı yanıtı ile yazılımın JND skoru elde etme gösterimi	35
3.7.	Azimut Lokalizasyon testi düzeneğinin gösterimi	36
3.8.	Katılımcı yanıtının Azimut Lokalizasyon testinde işaretlenmesi	36
3.9.	Azimut Lokalizasyon testi sonucunun gösterimi	37
4.1.	Gruplar için HI skorları ile ilgili kutu grafikleri	40
4.2.	Gruplar için DI skorları ile ilgili kutu grafikleri	41
4.3.	Gruplar için HINT GÖN koşulundaki sinyal gürültü oranı skorları ile ilgili kutu grafikleri	42
4.4.	Gruplar için Lokalizasyon RMS ^o Hata sonuçları ile ilgili kutu grafikleri	43
4.5.	A. A. HI/DI skorları ile HINT GÖN skorları arasındaki ilişki; B. HINT GÖN skorları ile Azimut Lokalizasyonu skorları arasındaki ilişki.	46
4.6.	A. HI/DI skorları ile HINT GÖN skorları arasındaki ilişki; B. HINT GÖN skorları ile Azimut Lokalizasyonu skorları arasındaki ilişki.	47

TABLolar

Tablo		Sayfa
2.1.	Gürültüde konuşmayı tanımanın değerlendirilmesinde kullanılan testler	22
2.2.	Zamansal incelikli yapı değerlendirilmesinde kullanılan testler	24
3.1.	İşitme kaybı derecesinin sınıflandırılması.	30
4.1.	Katılımcıların gruplara göre yaş ortalamalarının karşılaştırılması	39
4.2.	Gruplara göre HI, DI, HINT GÖN ve Azimut Lokalizasyon testleri üçlü karşılaştırma test bulguları	44
4.3.	Gruplara göre HI, DI, HINT GÖN koşulu ve Azimut Lokalizasyon testleri bulguları	45
4.4.	Araştırma grubu I'de test sonuçları arasındaki ilişki bulguları	46
4.5.	Araştırma grubu II'de test sonuçları arasındaki ilişki bulguları	47
4.6.	Test sonuçlarının grupların yaşları arasındaki ilişki bulguları	48
4.7.	Araştırma grubu I'de katılımcıların koklear implant kullandıkları taraf ile ilişkili bulgular	49
4.8.	Araştırma grubu II'de katılımcıların işitme kaybı tarafı ile ilişkili bulgular	51

1. GİRİŞ

Normal işitsel sistemde binaural işitme, ses lokalizasyonuna ve yatay düzlemde farklı konumlarda sunulan konuşma kaynağı ve gürültünün varlığında; gürültüde konuşmayı daha iyi anlamaya fayda sağlamaktadır (1).

Tek taraflı işitme kaybı olan bireylerde, özellikle de ileri/çok ileri derece işitme kaybı varlığında gürültüde dinleme ve sesin yönünü tayin etme görevleri zordur; ancak zorluk derecesi çevre tarafından tam olarak anlaşılmamıştır. Literatürde iletişim ve lokalizasyon sorunlarının tek taraflı total işitme kaybı olan bireyler için günlük yaşam üzerinde minimum bir etkiye sahip olduğu alışılmış fikrine karşı çıkan çalışmalar mevcuttur (2, 3).

Koklear implant (Kİ), işitme işlevselliğini restore edebilen implante edilebilir bir tıbbi cihazdır. Konvansiyonel amplifikasyondan fayda göremeyen ileri-çok ileri derecede sensorinöral tip işitme kaybına sahip bireyler için endikedir ve işitsel sınırı doğrudan elektriksel olarak uyaran koklear implantasyonun bu bireylerde başarılı olduğu kanıtlanmıştır (4, 5). Sessiz ortamda iyi konuşma algısına rağmen değişken arka plan gürültüsünde koklear implant kullanıcılarının zorluk çektiği belirtilmiştir (6).

Literatürde, akustik zamansal incelikli yapı (*Temporal Fine Structure*, TFS) bilgisinin gürültü varlığında konuşmayı anlama, lokalizasyon becerisi gibi görevlerde iyi performans gösterebilmek için önemli bir ipucu olduğunu bildirilmiştir (1, 7). Uyarının TFS bilgisine kilitlenen zamana bağlı mekanizma; faz kitleme, yatay düzlemde ses lokalizasyonu sağlamaktadır. Normal işiten bireylerin sesleri lokalize etme becerilerinin çoğunun, TFS'nin 1.5 kiloHertz (kHz) altındaki frekanslarda taşıdığı kulaklar arası zaman farkı (*Interaural Time Difference*, ITD) bilgisine bağlı olduğu düşünülmektedir. Yine bazı çalışmalar Kİ kullanıcılarının sesleri lokalize etmek için çoğunlukla kulaklar arası şiddet farkına güvendiklerini göstermiştir (8).

Tek taraflı işitme koşulları ile işitsel uyaranlar asimetrik olarak işlenmekte ve bu asimetri ile kortikal alanlarda reorganizasyon sağlanmaktadır (9). Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireyler yaşamlarını alternatif çözümleri kullanmayarak sürdürmektedirler. Bununla birlikte bilateral çok ileri derecede işitme kaybı bulunan bireyler de genelde tek taraflı Kİ kullanmaktadır (10). Literatürde tek taraflı işitme koşullarının birlikte, TFS bilgisi ve gürültüde konuşmayı anlama, lokalizasyon gibi

ilişkili olduğu durumların bütünlük içerisinde günlük yaşam şartlarına en yakın performanslarının incelenmesi henüz net değildir. Bu parametrelerin ayrı ayrı incelendiği çalışmalar mevcuttur (2, 6, 11).

Bu çalışma ile gürültüde konuşmayı anlama, ITD hassasiyetine izin veren lokalizasyon becerisi ve Harmonik Entonasyon (*Harmonic Intonation*, HI) /Harmonik Olmayan Entonasyon (*Disharmonic Intonation*, DI) ile TFS bilgisi hassasiyetini değerlendiren test bataryası varlığında, tek taraflı işitme sağlayan bireylerde akustik TFS bilgisi ipucunun işlenmesinin bir bütünlük içinde incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla katılımcılar HI/DI testleri, Azimut Lokalizasyon Testi ve Türkçe Gürültüde Ayırt Etme Testi (*Hearing in Noise Test*, HINT) testi ile değerlendirilmiştir.

Bu varsayımlar doğrultusunda çalışmanın hipotezleri aşağıda belirtilmiştir:

Hipotez 1;

H0: Tek taraflı Kİ kullanan bireylerin TFS işleme kapasitelerinde bilateral normal işiten bireyler ve tek taraflı total işitme kaybı (TTİK) bulunan bireylere göre zayıflık yoktur.

H1: Tek taraflı Kİ kullanan bireylerin TFS işleme kapasitelerinde bilateral normal işiten bireyler ve TTİK bulunan bireylere göre zayıflık vardır.

Hipotez 2;

H0: Tek taraflı Kİ kullanan bireylerin gürültüde konuşmayı anlama becerisinde bilateral normal işiten bireyler ve TTİK bulunan bireylere göre zayıflık yoktur.

H1: Tek taraflı Kİ kullanan bireylerin gürültüde konuşmayı anlama becerisinde bilateral normal işiten bireyler ve TTİK bulunan bireylere göre zayıflık vardır.

Hipotez 3;

H0: Tek taraflı Kİ kullanan bireylerin lokalizasyon becerisinde bilateral normal işiten bireyler ve TTİK bulunan bireylere göre zayıflık yoktur.

H1: Tek taraflı Kİ kullanan bireylerin lokalizasyon becerisinde bilateral normal işiten bireyler ve TTİK bulunan bireylere göre zayıflık vardır.

Hipotez 4;

H0: Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerin TFS işleme kapasitelerinde bilateral normal işiten bireylere göre zayıflık yoktur.

H1: Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerin TFS işleme kapasitelerinde bilateral normal işiten bireylere göre zayıflık vardır.

Hipotez 5;

H0: Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerin gürültüde konuşmayı anlama becerisinde bilateral normal işiten bireylere göre zayıflık yoktur.

H1: Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerin gürültüde konuşmayı anlama becerisinde bilateral normal işiten bireylere göre zayıflık vardır.

Hipotez 6;

H0: Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerin lokalizasyon becerisinde bilateral normal işiten bireylere göre zayıflık yoktur.

H1: Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerin lokalizasyon becerisinde bilateral normal işiten bireylere göre zayıflık vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Binaural İşitmenin Entegrasyonu ve Nöronal Temsilinin Modellenmesi

“Binaural işitme” terimi, sistemin iki kulağa sahip olmasından faydalanan görevler bağlamında, insanların veya hayvanların işitsel sisteminin işleyiş biçimini ifade etmektedir. Bu tür görevler tipik olarak işitsel lokalizasyon, fark etme veya tanıma ile ilgilidir (12).

Binaural işitmeyi simüle etmek için çeşitli modeller tanımlanmıştır. Bu modeller, literatürde genellikle fizyolojik veya psikolojik yönelimli yaklaşımlara ayrılmaktadır. Birinci tip modeller, nöronal hücrelerin davranışını ayrıntılı olarak simüle etmeyi amaçlarken, ikinci tip modeller ise daha soyut bir fenomenolojik temelde çalışmaktadır. Bununla birlikte, her iki model türü arasında kesin bir ayrım bulunmamaktadır. Bir yandan, fizyolojik modellerde simüle edilen hücrelerin sayısı ve doğruluğu, bu alandaki hesaplama gücü ve bilgisi ile sınırlı iken diğer taraftan, psikolojik temelli modellerin bir dizi psikoakustik fenomeni öngörmek için işitsel yolu doğru şekilde simüle etmesi gerekmektedir (12). Psikoakustik alanda yapılan incelemelerde, tesadüf dedektörleri (*coincidence-detection*) modeli, eşitleme-iptal (*equalization cancellation*, EC) modeli ve işitme sınırı tabanlı model dâhil olmak üzere binaural etkileşim mekanizmalarını açıklamak için çeşitli modeller önerilmiştir (13-16).

Günümüzde binaural etkileşimin birçok modeli Jeffress'in fikrine dayanmaktadır (17). Jeffress modeli (13), işitsel sistemlerin, azimutsal düzlemindeki ses kaynaklarının yönünü tahmin etmek için iki kulakta seslerin geliş zamanlarındaki küçük farklılıkları nasıl kaydedebildiğini ve nasıl analiz ettiğini açıklayan nörobilişimsel (*neurocomputational*) bir modeldir (17). Jeffress, E.G. Boring'in nöral “yer teorisi” hipoteziyle uyumlu olarak “bilginin fizyolojik anlamda potansiyel olarak uzamsal” olduğunu ve “her boyut için bir yer teorisi aradığını” söylemektedir (18). Bu modele göre, bir dizi nöron, iki kulaktan gelen gecikme hatları üzerinden sinyalleri almaktadır. Temel varsayım, her iki kulaktan gelen bu sinyallerin iletkenlik gecikmesi, kulaklar arası faz farkını tam olarak telafi ettiği an, her nöronun maksimum olarak yansıma gerçekleştirmesidir. Bu nöronlar tesadüf dedektörleri

olarak adlandırılmaktadır (17). *Coincidence-detection* modelinin fizyolojik temeli, eksitasyon-eksitasyon (EE) tip hücrelerdir ve bu hücreler medial süperior oliva (MSO)'da bulunmaktadır (19).

Binaural etkileşimin çoğunu gerçekleştirmek için kilit istasyon olan superior oliva, beyin sapında yaklaşık 4 mm uzunluğunda bir hücresel komplekstir. Bu kompleksin hücre yapısı üç bölümden oluşmaktadır: medial superior oliva, lateral superior oliva (LSO) ve trapezoid body çekirdeği. Oliva çekirdek kompleksi, işitsel sinyallerin binaural entegrasyonunun gerçekleştiği işitsel sistemdeki ilk düzeydir (17).

Medial nükleer trapezoid body (MNTB)'deki nöronların hücre gövdesi, kontralateral ventral koklear nükleus (*Ventral Cochlear Nucleus*, VCN)'deki hücrelerin aksonal projeksiyonundan, özellikle *globular bushy cells*'den girdi alır. Bilateral işitsel bilginin birleşmesi henüz MNTB düzeyinde gerçekleşmediğinden, nöronlar sadece çekirdeğin kendisinin kontralateralindeki kulağa sunulan seslere yanıt verir. Her hücre en iyi karakteristik frekans yanıtı oluşturur. Daha sonra LSO'ya inhibitör glisinergic (*glycine-ergic*) sinapslardan oluşan kısa bir akson gönderirler.

Lateral superior olivary nucleusda, eksitator girdi doğrudan ipsilateral VCN'den alınır. İnhibitör girdi ise, MNTB yoluyla iletilen karşı VCN'den gelir. İpsilateral kulaktan eksitator girdi ve diğer kulaktan inhibitör girişi alan hücrelere genellikle inhibisyon-eksitasyon tip hücreler denir (17).

Girdilerin organizasyonu nedeniyle LSO hücreleri, ipsilateral kulakta daha gür ve kontralateral kulakta daha az gür olan ses tarafından eksitasyona uğrar. Kontralateral kulakta ses, ipsilateral kulağa göre daha yüksek olduğunda neredeyse hiçbir yanıt oluşmaz [6].Yapılan hesaplama modelleri ile LSO nöronlarının kulak arası seviye farklılığına (*interaural level difference*, ILD) duyarlılık fonksiyonlarını sigmoidal olarak nasıl kodlanabileceğini gösterilmiştir (20).

Medial süperior olivadaki nöronların hücre gövdeleri iki dendrit setinden girdi almaktadır. Bu dendrit setinin biri hücreden lateral olarak projeksiyon yaparken, diğeri ise medialdeki hücreden çıkmaktadır. Lateralden projeksiyon alan dendritler girdisini ipsilateral VCN'den alırken, medialdekiler ise kontralateral VCN'den alır. Medial superior olivadaki hücreler, LSO'da olduğu gibi, bu iki dendritik girdi setine verdikleri yanıtlara göre sınıflandırılmaktadır. Bir hücre hem

kontralateral hem de ipsilateral girdi tarafından uyarılırsa, bir EE hücresi olarak tanımlanmaktadır (17).

Medial superior oliva nöronları hem binaural hem de monaural uyarılara yanıt vermesine rağmen monaural uyarılara oluşan yanıt, benzer binaural uyarılara oluşan yanıtla göre her zaman daha az düzeydedir (17).

Medial superior oliva karakteristik frekans olarak işitme spektrumunda alçak frekans ile ilişkilidir. Karakteristik bir frekansa ek olarak, MSO'daki birçok nöron, ipsilateral ve kontralateral uyarı arasında "karakteristik gecikme" olarak adlandırılan belirli bir gecikmeye en iyi şekilde yanıt verir. Bu mekanizma Jeffress modelinin temelini oluşturmaktadır. Memelilerde, MSO'daki tekil hücrelerden yapılan kayıtlar, birçok hücrenin tesadüf detektörleri özelliklerine sahip olduğunu doğrulamaktadır (17).

Beyindeki lokasyon modellerinin uygulanmasına çeşitli yaklaşımlar getirildikten sonra, algılama modelleri "eşitleme-iptal (*equalization-cancellation, EC*)" algoritmasına dayanan modellere odaklanarak ele alınmıştır. Eşitleme-iptal modeline göre, bireye binaural maskeleye uyarı (*binaural-masking stimulus*) sunulduğunda, işitsel sistem maskeleye bileşenleri her iki kulakta tamamen aynı oluncaya kadar bir kulaktaki toplam sinyali diğer kulaktaki toplam sinyale göre dönüştürerek maskeleye bileşenlerini ortadan kaldırmaya (E işlemi), sonrasında ise bir kulaktaki toplam sinyalin diğer kulaktaki toplam sinyalden çıkarılmasına (C işlemi) çalışmaktadır. Durlach'ın geliştirdiği EC modeli, binaural maskeleye seviyesi farklılığının diotik ve dikotik koşullar arasındaki algılama eşiğindeki fark olarak tanımlandığı, çok sayıda binaural maskeleye seviyesi farklılıklarını tahmin etmektedir. Psikoakustik deneylerde elde edilen bulgularda, hedef uyarı ve maske uyarısının binaural parametreleri birbirinden ne kadar farklıysa, sinyal gürültü oranı da o kadar fazladır (12, 14, 19).

Birçok bilgisayar temelli geliştirilen algoritmalara rağmen tüm binaural olgularını tanımlayabilen tam bir model henüz tanımlanmamıştır.

2.2. Binaural İşitmenin Olguları

2.2.1. Binaural Gürlük Sumasyon (Binaural Loudness Summation; Binaural Redundancy)

Binaural sumasyon etkisi, aynı sinyal ve gürültü tek bir kulaktan ziyade her iki kulakta da duyulabilir olduğunda konuşmayı alma becerisindeki iyileşmeyi ifade etmektedir (21). İki kulak beyin sapına ulaşan aksiyon potansiyellerine büyük ölçüde katkıda bulunmaktadır. Bir sesin ürettiği ses yüksekliği hissi, sesin tetiklediği ve beyin merkezlerine entegre edilen aksiyon potansiyeli sayısı ile ilgilidir. Normal işiten bireylerde bu sayı, dinleyicinin önünden gelen bir ses için bir kulak yerine iki kulak kullanıldığında iki katına çıkar. Algılama eşiklerinin en az 30 desibel (dB) üzerindeki sesler için ses yüksekliği iki katlık bir artışa maruz kalır. Tek bir kulakla yükseklikte aynı artışı elde etmek için ses seviyesinin yaklaşık 10 dB artırılması gerekir (22). Von Békésy (23) ve Causse & Chavasse (24), maksimum diotik sumasyonun kişinin eşik seviyesinde yaklaşık 3 dB iken, 30 dB'den fazla hissediş seviyesinin ise yaklaşık 6 dB'ye kadar ulaştığını bulmuştur. Fletcher ve Munson (22) ise, maksimum sumasyonun 60 phons gürlükte yaklaşık 12 dB'ye ulaşabileceğini göstermiştir.

Bireyler her iki kulakla dinleme sırasında tek kulakla dinlemeye göre sinyalleri daha gürlük duymakla kalmaz, aynı zamanda bilgilerdeki küçük farklılıklara karşı da daha duyarlı hale gelir. Bu nedenle, şiddet ve frekanstaki fark edilebilir en küçük farklar, sinyal fazlalığı (*redundancy*) ve dolayısıyla bilateral sunum ile gelişir. Bu avantaj, hem sessiz hem de gürültüyle sunulan konuşma algısı skorlarında iyileştirmeler sağlayabilir (25, 26).

2.2.2. Başın Gölge Etkisi

Ses alanında, başın varlığı, iki kulakta farklı sinyal-gürültü oranlarına yol açan bir kırınım (*diffraction*) paterni yaratmaktadır. Biri sinyal ve diğeri gürültü yayan iki rakip kaynak farklı yönlerde yerleştirildiğinde, iki kulakta farklı sinyal-gürültü oranlarına yol açmaktadır. Gürültüden uzak olan kulakta baş, gürültüyü azalttığı için sinyal-gürültü oranı artarken, bu oran gürültü kaynağına yakın olan kulakta azalmaktadır. Sonuç olarak, iki kulak arasında sinyal-gürültü oranında

frekanslar arasında ortalama 15 dB'den fazla bir fark ortaya çıkarabilir. Sinyal ve gürültü kaynakları yaklaşır ya da frekans spektrumu daralır etkinin boyutu daha düşük olup birkaç dB'yi aşamayacaktır (26).

Başın gölge etkisi frekansa bağlıdır. Yüksek frekanslı bilgiler (1500 Hertz ve üstü frekanslar) alçak frekanslı bilgilerden daha fazla etkilenmektedir. Bunun nedeni yüksek frekanslı seslerin, başın boyutuna göre dalga boylarının daha kısa olmasıdır. Böylece yüksek frekanslı sesler, alçak frekanslı bilgilerden çok daha fazla zayıflayacaktır. Başın gölge etkisi nedeniyle yüksek frekanslı sesler yaklaşık 20 dB veya daha fazla azaltılabilirken, alçak frekanslı sesler yaklaşık 3-6 dB azaltılabilmektedir (25).

Başın neden olduğu obstrüksiyon, toplam şiddetin önemli bir zayıflamasını açıklamanın yanı sıra bir filtreleme etkisine de neden olabilmektedir. Başın gölge etkisinin filtreleme etkileri, ses lokalizasyonunun önemli bir ögesidir. Beyin, iki kulak tarafından duyulan bir sesin göreceli olarak genliğini, tınısını, fazını tartar ve yön bilgilerini yorumlamak için bu farkı kullanmaktadır (27).

Başın gölge etkisi, TTİK olan bireylerde özellikle ses lokalizasyonunda zorluğa neden olmaktadır. Sessiz ortamlarda bile hedef ses dezavantaj yaratabilir ve bu dezavantaj, dağınık arka plan gürültüsünün varlığında artmaktadır (26, 27).

2.2.3. Maskelemenin Binaural Salınımı (Binaural Release from Masking / Binaural Squelch)

Santral işitsel sistemin ITD ve ILD analizinden uzamsal ipuçlarını çıkarma kabiliyetinin bir sonucu olarak, bir hedef ses sinyali ve rekabet eden seslerin (gürültü) uzamsal olarak ayrılması durumunda, maskelemeden uzamsal bir salınmanın ortaya çıkmasıdır. Sinyalin ve gürültünün göreceli olarak seviyeleri ayarlanmış, aynı yerdeki iki kaynaktan geldiğini varsayıldığında, hedef sinyal maskelenmiş olacaktır ve gürültü kaynağı farklı bir yere hareket ettiğinde, hedef tekrar duyulabilir hale gelebilecektir. Bu durum kaynakların uzamsal olarak ayrılmasıyla ilişkili olarak maskelemeden salınım olduğunu göstermektedir. Bu etki aynı zamanda *binaural squelch* (bastırma), *binaural unmasking* (maskesi kaldırma) veya *Hirsh etkisi* olarak da adlandırılmaktadır (26).

Hirsh (28) tarafından yazılan seminal makalede, 250 Hertz (Hz) ton frekansı için iki kulakta faz dışı bir ton ($S \pi$) ve fazda bir gürültüde ($N 0$), $N 0 S \pi$ konfigürasyonunda, binaural squelch etkisinin, maksimum olduğu bildirilmiştir. Frekans arttıkça etkisi azalmakla birlikte, 1.500 Hz ve daha yüksek frekanslarda *binaural squelch* etkisinin yaklaşık 3 dB'ye düştüğünü göstermiştir.

Binaural release from masking için sayısız model önerilmiştir ve sinyallerin matematiksel olarak birleştirildiği, lateralize veya çapraz ilişkili olduğu tam nöral mekanizması henüz bilinmemektedir.

2.2.4. Lokalizasyon

Ses lokalizasyonu, bir ses kaynağının yerini tayin etme işlemidir. Beyin, ses kaynaklarının yönünü tayin edebilmek için şiddet, spektral ve zamansal ipuçlarındaki küçük farklılıkları kullanmaktadır (29, 30).

Lokalizasyon, üç boyutlu konum olarak tanımlanabilir: I. Azimut/horizontal açı, II. Yükseklik/vertikal açı, III. Statik sesler için mesafe/hareketli sesler için hız. Bir sesin azimutu belirlenirken kulaklar arasındaki varış zamanlarındaki fark belirleyici olurken, yüksek frekanslı seslerin göreceli amplitüdü ve gövde, omuzlar ve pinna dahil olmak üzere vücudumuzun çeşitli bölümlerinden asimetrik spektral yansımalar belirleyici olmaktadır. Mesafe ipuçları, amplitüd kaybı, yüksek frekansların kaybı ve doğrudan sinyalin reverberasyon sinyaline oranıdır (31).

Kaynağın bulunduğu yere bağlı olarak baş; sesin tınısını, şiddetini ve spektral niteliklerini değiştirmek için bir engel görevi görerek beynin sesin nereden geldiğini yönlendirmesine yardımcı olmaktadır. İki kulak arasındaki bu küçük farklar, kulaklar arası ipuçları olarak bilinmektedir. Alçak frekanslar, daha uzun dalga boylarıyla başın etrafındaki sesi dağıtarak, beyni yalnızca kaynaktan gelen faz ipuçlarına odaklanmaya zorlamaktadır. Jeffress'e göre iki kulaktan gelen inervasyonda akson uzunluğu farklılıkları sebebiyle hat gecikmesi SOC'da yaşanmaktadır. Bu teori, çapraz korelasyonun matematiksel yöntemine eşit olmakta ancak bu, yankıların neden olduğu karışıklığın önlenmediği, çoklu özdeş seslerde sadece ilkinin kullanılması ile sesin konumunu belirlemek amacıyla, öncelik etkisini (*precedence effect*) açıklayamadığı için tek başına yeterli olamamaktadır (13).

Helmut Haas (32), orijinal dalga cephesinden daha yüksek olan 10 dB'lik ek yansımalara rağmen en erken gelen dalga cephelerini kullanarak, ses kaynağını ayırt edebileceğimizi keşfetmiştir. Bu ilke, öncelik etkisinin belirli bir versiyonu olan *Haas etkisi* olarak bilinir (30). İşitsel orta beyin çekirdeğinde, inferior kollikulusta birçok ILD'ye duyarlı nöronun, ILD'nin bir fonksiyonu olarak maksimumdan sıfıra atışlenmede aşamalı olarak düşen tepki fonksiyonları vardır (33).

Ses lokalizasyonu ikili teoriye (*duplex theory*) göre, sesler ITD ve ILD'nin bir kombinasyonu ile lokalize edilmektedir. ITD ve ILD başlangıçta Lord Rayleigh tarafından ortaya konan lokalizasyon mekanizmalarıdır (34, 35).

Kulaklar Arası Zaman Farkı

Ses dinleyicinin önünde bulunduğu, her iki kulağa olan uzaklık aynı olduğundan, sol ve sağ kulağa aynı anda ulaşmaktadır. Ancak, bir kaynak sağ tarafa yakınsa, ses sağ kulağa daha önce ulaşır (36, 37). Woodworth ve Schlosberg (38), ses kaynağı bir kulağa 90° azimut ile yerleştirildiğinde maksimum zaman farkının ortalama 660 mikrosaniye (μs) olduğunu deneysel olarak göstermiştir. İnsanlarda fark edilebilir fark ölçüldüğünde ise 10 μs farkı tespit edebildikleri gösterilmiştir (39).

Kulaklar arası zaman farklılıkları; alçak frekansta faz gecikmesi, yüksek frekansta grup gecikmesinden kaynaklanmaktadır. Bazı çalışmalar, uyaranların frekansını manipüle ederek farklı uyaran türlerinin lokalizasyon performansı üzerindeki etkisini göstermiştir (40, 41). Henning ve ark. (42), uyarının yaklaşık 1.5 kHz'den daha yüksek frekanslarda verildiğinde, sesin her iki kulağa geliş zamanlarında herhangi bir fark oluşturmadığını, diğer bir deyişle ITD tespit edemediklerini göstermiştir.

ITD'nin yüksek frekanslı seslerde etkin olmamasıyla işitsel lokalizasyon için diğer fark ipuçları kullanılmaktadır. Sonuçlar, sesin frekansı 1500 Hz'den düşük olduğunda dalga boyunun, kulaklar arasındaki bu maksimum zaman gecikmesinden daha fazla olduğunu yansıtmıştır. Böylece, kulaklara gelen ses dalgaları arasında bir faz farkı oluşmasıyla akustik lokalizasyon ipuçları sağlanmaktadır. 1500 Hz'e yakın frekansa sahip bir ses ile ses dalgasının dalga boyu doğal zaman gecikmesiyle benzerlik göstermektedir. Bu nedenle, başın büyüklüğü ve kulaklar arasındaki

mesafe nedeniyle, faz farkının azalmasıyla lokalizasyon hataları yapılmaya başlanmaktadır. 1500 Hz'den daha yüksek frekanslı bir ses kullanıldığında, dalga boyu iki kulak arasındaki mesafeden daha kısa olması sebebiyle başın gölge etkisi üretilir. Böylece kulaklar arası şiddet farkı bu sesin lokalizasyonu için ipuçları sağlar (38).

Santral anlamda lokalizasyonun işlenmesinde; ses kaynağını yatay düzlemde lokalize etme yeteneği için çok önemli olan ve her iki kokleadan da girdi alan işitsel yoldaki ilk aşama poststaki bir grup çekirdeğin oluşturduğu SOC'dur (43).

Medial süperior oliva, sol ve sağ anteroventral koklear nükleusun alçak frekanslı liflerinden girdi alan nöronlardan oluşur. Her iki kokleadan girdi elde edilmesinin sonucu olarak, MSO birimlerinin ateşleme hızında bir artış görülmektedir. MSO'daki nöronlar, kulaklar arası sesin varış zamanı farkına duyarlıdır, bu da *ITD* olarak bilinir. Uyarının bir kulağa diğerinden önce gelmesi durumunda, MSO birimlerinin çoğunun deşarj oranlarının arttığı gösterilmiştir. MSO'dan aksonlar, ipsilateral lateral lemniscus aracılığıyla işitsel yolun daha yüksek kısımlarına devam eder (43).

Kulaklar arası Şiddet Farkı

Kulaklar arası zaman farkıyla beraber diğer binaural ipucu, kulaklar arası şiddet farkıdır. Başın ses kaynağından uzak olan kulağa giden yolu kesmesiyle, her iki kulağa ulaşan ses farklı frekanslarda iletilmektedir. Baş, uzak kulağa yüksek frekansları kesen akustik bir gölge oluşturur. Bireyin başından daha büyük veya daha küçük olmasına göre sesin dalga boyu, gölgenin miktarını belirler. Yaklaşık 1000 Hz'den düşük frekanslar için şiddette çok az fark var iken daha yüksek frekanslar için oldukça büyük yoğunluk farkları meydana gelir (44).

2.3. Sesin Zamansal Bilgisi ve Temsili

Akustik sinyallerdeki zamansal bilgiler konuşma dahil çevresel seslerin algılanması için önemlidir. İnsan işitsel sistemi, konuşma da dahil olmak üzere doğal seslerde bulunan, yakın ilişkili spektral ve zamansal bilgileri ayıklamak ve kodlamak için uyarlanmıştır. Ayıklama (*extraction*) ve kodlama mekanizmaları, akustik dalga formunun spektral ve zamansal detaylarını yakalamak için yeterince kısa, ancak art

arda gelen akustik olayların entegrasyonuna izin vermek için yeterince uzun süre çalışmalıdır (45). Helmholtz (46) ve Rutherford (47) tarafından kokleada spektral ve zamansal bilginin nasıl çıkarıldığı ve işitsel sinir dizisinde nasıl iletildiği ortaya konmuştur.

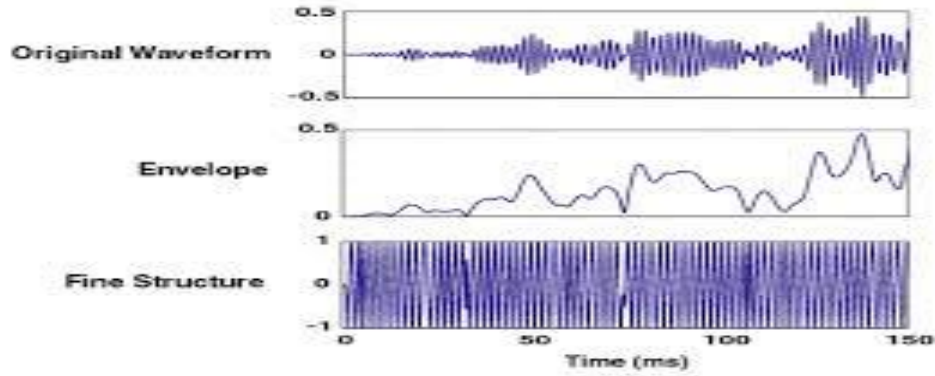
Bir sesteki *spektral özellikler*, kokleanın mekanik rezonans özellikleri aracılığıyla iç tüy hücrelerine ve bununla birlikte sinaptik olarak bağlandıkları işitsel sinir fibrillerine frekans seçiciliği kazandırılarak çözülür. İşitme sinir dizisini karakterize eden frekans ayarının (*tuning*) düzenli gösterimi, işitsel korteks de dahil olmak üzere santral işitsel yolun her seviyesinde tonotopik olarak korunur. Topografik olarak organize olmuş anatomik projeksiyonlar ile ardışık santral işitsel yapılara uygulanan tonotopik harita, frekans için bir yer temsili olarak adlandırılır (45).

Akustik dalga formundaki *zamansal özellikler*, uyaran tarafından kokleaya verilen titreşim paternini takiben iç tüy hücresi stereosilyasının yerinden oynaması sayesinde çözülür. İşitsel sinir fibrillerinin deşarjları, sinaptik temas kurdukları iç tüy hücreleri stereosilyalarının hareketiyle senkronize olur ve uyarı zamansal özelliklerine özgü bir şekilde temsil eder. Fizyolojik kayıtlar, işitsel sinir liflerinin sinüzoidal dalga formunun aynı fazında art arda ateşlediğini göstermiştir. Bu dalga formunun tekrarlama hızının çok yüksek olmaması şartıyla, nöral ateşleme arasındaki zamanlardan belirlenmesine izin verdiğini göstermiştir. Böylece uyarının zamansal yapısı korunmaktadır. Cevap zamanı paternlerinde, uyaran ve yanıt birbirleriyle zamansal bir kodun temsilcisi olarak ‘‘izomorfik’’ olarak adlandırılmaktadır (45).

2.3.1. Zamansal Zarf Bilgisi ve Zamansal İncelikli Yapı Bilgisi

Zarf (*Envelope*, ENV) ipuçlarının işitsel sistemin ilgili nöronlarında kısa süreli ateşleme hızındaki dalgalanmalar olarak temsil edildiğine inanılırken, TFS ipuçlarının ise nöral ateşlemelerin, taşıyıcının belirli bir fazına senkronizasyonu ile temsil edildiği düşünülmektedir (48, 49). Genel olarak, sinyallerin ENV ve TFS cinsinden temsili, sinyal bant genişliği, merkez frekansa göre küçük olduğunda daha iyi tanımlanmaktadır. Yaygın olarak kullanılan bir yöntem, dalga şeklini düzeltmek ve daha sonra merkez frekansın altındaki bir *cut-off* frekansıyla *low-pass*

filtrelemektir (50). Diğer bir yöntem olan Hilbert dönüşümü ise, zaman sinyalini, zamansal zarfa ve zamansal incelikli yapıya ayırtırmak için kullanılmaktadır (51). Kompleks bir sesin ENV ve TFS bilgilerine ayırtırılması şekil 2.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Kompleks bir seste ENV ve TFS ayırtırılması (52)

Zamansal zarf ve zamansal incelikli yapı kavramları birçok çalışmada farklı şekillerde açıklanmıştır. Moore (53), bu kavramları üç türe ayırarak tanımlamıştır:

1) *Band-pass* filtrelenmiş bir sinyal için daha hızlı salınan bir taşıyıcı olan fiziksel zamansal incelikli yapı (*physical temporal fine structure*, TFS_p) üzerine yerleştirilen bir fiziksel zarf (*physical envelope*, ENV_p) (51);

2) Konuşma ve müzik de dahil olmak üzere günlük hayatta birçok ses geniş banttır. Frekans bileşenleri geniş bir aralığa yayılmıştır ve sinyali ENV_p ve TFS_p cinsinden göstermenin iyi tanımlanmış bir yolu yoktur. Ayrıca, sağlıklı bir kokleada, kompleks geniş bant sinyaller koklea içindeki baziler membran (BM) üzerinde bir dizi dar bant sinyale süzülerek ayırtırılır. Bu sinyalin BM üzerindeki temsili ENV_{BM} ve TFS_{BM} şeklinde (54);

3) Hem ENV_{BM} hem de TFS_{BM} , işitsel sinirdeki aksiyon potansiyellerinin zaman paternlerinde temsil edilir ve işitsel sinirde sırasıyla ENV_n ve TFS_n şeklinde tanımlanır. TFS_n alçak frekanslara ayarlanmış nöronlarda en belirgin şekilde temsil edilirken, ENV_n yüksek frekanslara ayarlanmış nöronlarda en belirgin şekilde temsil edilmektedir (55, 56).

Konuşma gibi karmaşık ses, bir dizi dar frekans bandının çıkışlarını temsil eden amplitüd modülasyonlu sinyallerin toplamı olarak karakterize edilebilir. Her bandın çıkışındaki zamansal bilgilerde, merkez frekansa yakın hızlı salınımlar zamansal incelikli yapıya ve TFS'nin üzerine yerleştirilen daha yavaş genlik

modülasyonları ise zamansal zarfa ayrılabilir (57). ENV bilgisi yaklaşık 2 ila 50 Hz arasındaki hızları tanımlarken, TFS ipuçları yaklaşık 600 ila 10.000 Hz arasında baskın fluktuasyon hızlarına sahiptir (58). TFS bilgisi, uyarıcı dalga formuna faz kilitleme paterninde taşınırken, ENV zaman içinde ateşleme hızındaki değişikliklerle taşınabilir (57). Hem ENV hem de TFS bilgileri, nöral deşarjların zamanlamasında temsil edilir; ancak TFS bilgileri, uyarıcı dalga formu döngülerine, faz kilitlenmesine bağlıdır (59). Moore, baziller membran üzerindeki uyarıcıda, en yüksek işitilebilir frekanslara kadar TFS mevcut olsa da, işitme sinirindeki faz kilitleme modellerinde gösterildiği gibi TFS bilgilerinin muhtemelen yüksek frekanslarda zayıflayacağını öne sürmüştür (60). Çalışmalar faz kilitlemenin türler arasında farklılık gösterdiğini vurgulamıştır. İşitsel sinir seviyesinde, tonal uyarıcılar için zamansal senkronizasyon, birkaç memeli türünde bildirildiği gibi 3.5-5 kHz'e kadar olan frekanslarda ölçülebilmektedir. Normal işiten insanlarda, genellikle bu sınırın 4000 ila 5000 Hz arasında olduğu varsayılmaktadır; ancak fizyolojik olarak ölçülemediği için net olarak bilinmemektedir (57).

Zamansal ENV ve TFS bilgilerinin konuşmayı anlamadaki göreceli önemi çeşitli ses işleme teknikleri kullanılarak incelenmiştir. Bir dizi çalışma ENV ipuçlarının sessiz ortamda konuşmayı tanıma ile ilişkili olduğunu, TFS ipuçlarının ise muhtemelen melodi/perde algısı ve rakip bir arka plan gürültüsü varlığında konuşmayı dinleme ile bağlantılı olduğunu göstermiştir (57).

Ses perdesi, farklı kaynaklardan gelen sesleri ayırmanın yanı sıra konuşma ve müzik algısı için de önemlidir. Temel frekans (F_0) ve eşzamanlı seslerin algısal korelasyon aralığı aynı ise, seslerin tek bir nesne olarak duyulması daha olasıdır. Yapılan çalışmalar saf ve karmaşık sesler için ses perdesi algısında TFS'nin önemli bir rol oynadığını göstermektedir (61).

Smith ve ark. (62) farklı akustik durumlarda ENV ve TFS'nin göreceli algısal önemini araştırmak için ilk olarak bir sesin ENV'sine ve başka bir sesin TFS'sine sahip olan "*speech chimeras*" geliştirmiştir. *Speech chimeras* ile yapılan bu çalışmada, TFS'nin ses perdesi algısı ve ses lokalizasyonu için önemli olduğunu ortaya koymuşlardır.

Zarf ipuçları sessiz ortamda iyi konuşma anlaşılabilirliği sağlamak için yeterliyken, arka plan gürültüsü varlığında yeterli olmamaktadır. Bu durum ENV

ipuçlarının ses karmaşıklıklarını algısal olarak ayırmak için tek başına yeterli olmadığı anlamına gelmektedir. Literatürde, özellikle rakip konuşmacı ile değişkenlik gösteren bir gürültü varlığında gürültüde konuşma algısı için TFS'nin gerekli olduğu ileri sürülmektedir (63-67).

2.4.Tek Taraflı İşitme Kayıpları

Bess ve ark. (68), TTİK tanılanmış bireylerin normal dil gelişimini, işitsel algısal yetenekleri ve akademik başarıyı etkileyebilecek sayısız zorluğa maruz kaldıklarını göstermiştir. Ayrıca birçoğunun işitme güçlüğü durumları hakkında olumsuz duygular bildirdiklerini yansıtmıştır. Tek taraflı işitme kaybı olan bireylerde, işitme kaybının ileri ve çok ileri derecede olması durumunda, gürültüde dinleme ve sesi lokalize etme zor görevler olmasına rağmen bu zorluk derecesi çevre tarafından tam olarak anlaşılmamıştır. Yapılan gözlemsel çalışmalar, iletişim ve lokalizasyon sorunlarının TTİK olan bireyler için günlük yaşam üzerinde minimum bir etkiye sahip olduğu fikrine karşı çıkmaktadır (2, 3). Binaural işitme, yukarıda bahsedilen olgularının katkılarında da belirtildiği gibi tek taraflı işitmeye göre avantajlıdır (44, 69).

2.4.1. Tek Taraflı Çok İleri Derecede İşitme Kayıplı Bireylerde İşitsel İşleme

İnsanlar da dahil olmak üzere memelilerin merkezi işitsel sistemi, uyarılmış kulağa ipsilateral olarak beynin yan tarafında kortikal olarak yansıtan hastaların yanı sıra beyin sapı seviyesinde orta çizgiyi aşan ve karşı taraftaki kortekse yansıtan afferentleri içerir. Kontralateral yol, daha fazla sayıda sinir lifleri içerir ve kortekste ipsilateral yola göre daha az sinaps ile daha doğrudan bir yolu temsil eder (70, 71). İnsan harici memelilerde yapılan fizyolojik çalışmalar, monoaural uyarılarla uyarılan santral işitsel sistem aktivitesinin, kontralateral işitsel yolun ipsilateral yoldakinden daha güçlü ve daha düşük aktivasyon eşiklerine sahip olduğunu göstermiştir (72, 73). Santral işitsel sistemin bu asimetric aktivasyonu insanlarda da görülür (74, 75). İnsan harici memelilerde, deneysel olarak indüklenen çok ileri derecede TTİK, santral işitsel sistemin normal olarak gözlenen asimetric aktivasyonunu önemli ölçüde değiştirir. Tek taraflı total işitme kaybı beyinde dengesiz bir girdiye yol açar ve

kortikal reorganizasyon ile sonuçlanır. Çeşitli hayvan deneyleri, TTİK'in santral işitsel yollardaki nöronal aktivasyonu ve binaural etkileşimleri değiştirdiğini göstermiştir (9, 76). İnsanlarda uygulanan çalışmalar ise TTİK'i takiben merkezi işitsel yolların modifiye aktivasyonunun oluştuğunu kanıtlamıştır (77-80). Bu değişiklikler subkortikal olarak inferior kolikulus gibi işitsel çekirdeklerde ve ayrıca işitsel korteks seviyesinde görülür (9). Çoğu çalışma herediter kaynaklı işitme kaybını takiben değişikliklere odaklanmış olsa da, Popelar ve ark. (72), TTİK'e uğratılmış yetişkin kobaylarda hem subkortikal hem de kortikal düzeylerde benzer değişim paternleri göstermiştir.

İnsanlarda, çok ileri derecede TTİK'i takiben kortikal aktivitedeki değişiklikler, insan harici memelilerde deneysel olarak indüklenen TTİK'i takip eden değişikliklerle tutarlıdır. Bu nedenle, erken ve geç başlangıçlı çok ileri derecede TTİK olan bireyleri içeren Manyetoensefalografi (MEG) çalışmaları, hem sağlam kulağa ipsilateral kortikal aktivasyonda bir artış, hem de diğer kortikal alanlarda ek aktivasyon olduğunu kanıtlamışlardır (81, 82). Hendry ve Jones (83), inhibitör süreçlerin kaybının artmış ipsilateral yol aktivitesini açıklayabileceğini öne sürmüştür. Alternatif olarak, Kitzes'in (73) verileri, işitme kaybına uğramış hayvanlarda, artmış aktivitenin, ipsilateral yolda ek afferent fibrillerin ortaya çıkmasını yansıtabileceğini düşündürmektedir.

Scheffler ve ark. (77) yaptığı fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (MRG) çalışmasında sağlıklı bireyler ve tek taraflı çok ileri derecede işitme kaybı bulunan bireyler arasında kortikal tepki paterninde anlamlı bir fark bulmuştur. Sağlıklı bireylerde monoaural uyarın sonucu güçlü kontralateral kortikal cevaplar elde ederken, TTİK bulunan bireylerde daha dengeli kortikal cevaplar elde etmişlerdir. Ortalama lateralizasyon oranı sağlıklı bireyler için 3,4-5,2 iken, TTİK bulunan bireyler için 1,3 olarak bulunmuştur. Bu belirgin lateralizasyon farkı, TTİK bulunan bireyler için işitsel korteksin plastisitesini göstermektedir. Çalışmada konjenital ve akkiz işitme kayıplı bireyler arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Yapılan MEG çalışmaları da bu bulguları desteklemektedir (81, 84).

Literatürde TTİK'de işitsel işleme ilişkin araştırmanın, işitsel sinir sisteminin yapısı ve işlevi, özellikle de işitmenin zamansal yönleri ile ilgili bilgilerden kaynaklanabileceğini göstermiştir. Bunun nedeni, sol hemisferdeki

işitsel korteksin, karmaşık temporal yapı (konuşma dahil) ile akustik uyarıların işlenmesinde uzmanlaşmış olması; sağ hemisferin ise spektral işlemede önemli olması, tonal uyarı ve müzik algılanmasını desteklemesidir. Seslerin işlenmesindeki bu asimetri, kontralateral kulağa öncelikli uyarılar sunulduğunda daha fazla vurgulanmaktadır (70, 71). Bu nedenle, TTİK bulunan bireylerde temporal işleminin değerlendirilmesi ve performansın etkilenen kulağa göre karşılaştırılması hakkında daha fazla bilgi sağlayabilmektedir (85).

2.5. Bilateral İşitme Kayıplarında Tek Taraflı Koklear İmplant Uygulaması

Koklear implantasyon, geleneksel işitme cihazlarından yarar göremeyen, çok ileri derecede işitme kaybı olan bireylerde kullanılan bir tedavi yöntemidir. Koklear implant, akustik sinyali doğrudan işitsel sinir liflerini aktive eden elektrik sinyaline dönüştürür (86, 87).

Koklear implantasyonun, özellikle iyi gelişmiş sentral işitsel yollara sahip olan bireyler için çok başarılı olduğu vurgulanmıştır (örneğin, erken yaşta Kİ uygulanan bireylerde veya işitsel korteks gelişiminden sonra işitme kaybına uğrayan postlingual işitme kayıplı bireylerde) (88).

Akkiz sebepli bilateral işitme kayıplı yetişkinlerde tek taraflı Kİ uygulaması tercih edilmektedir. Özellikle ardışık olarak implantasyon yapıldığında, tek taraflı koklear implantasyonun bilateral Kİ uygulamasına göre risk/fayda oranının daha uygun olduğu ileri sürülmektedir. Bunun nedeninde ise, ikinci bir Kİ cerrahisindeki risk birincisinde olduğu kadar büyük olmasına rağmen, sağlanacak ek yararın neredeyse ilki kadar büyük olmadığı görüşü savunulmaktadır. Brown ve Balkany'e (89) göre, klinisyenler, hastalarını ve ailelerini ikinci bir Kİ cerrahisinde, ilk operasyonun %100'üne eşit bir risk olduğunu göz önünde bulundurarak bilgilendirmektedir; ancak ikinci Kİ'den sağlanan fayda yalnızca %20 ek fayda ile sınırlı kalmaktadır. Maliyet/fayda oranının da bir başka problem olduğu düşünülmektedir. Ardışık implantasyon, maliyeti ikiye katlamakla beraber, maliyet, bir kamu politikası sorununu da gündeme getirmektedir. Hem risk/fayda hem de maliyet/fayda oranları, ikinci bir hastaneye yatış ve genel anesteziden kaçınılması

nedeniyle eş zamanlı bilateral Kİ uygulamasının ardışık uygulamaya göre daha elverişli görüldüğü vurgulanmıştır.

Bilateral simetrik sensorinöral işitme kaybına sahip yetişkinlerde uzun dönemde tek taraflı amplifikasyon uygulamaları, işitme cihazı uygulanmayan kulakta konuşmayı tanıma becerilerinin bozulmasına neden olabilmektedir. Bu fenomen, çeşitli ülkelerdeki birçok araştırmacı tarafından bildirilerek, işitsel deprivasyon, işitsel inaktivite ve *auditory acclimatization* olarak isimlendirilmektedir (90).

Koklear implantasyon normal işitmeyi restore edememektedir. Akustik seslerin yalnızca kaba gösterimini sağlamaktayken, önemli koklear işlemlemeyi elimine etmesi sebebiyle, işitme kaybının etkilerini tamamen tersine çevirememektedir. Tek taraflı koklear implantasyon ise, kontralateral işitsel yolları işitsel girdiden yoksun bıraktığı için dejenerasyon ve reorganizasyona duyarlı hale getirmiştir (91).

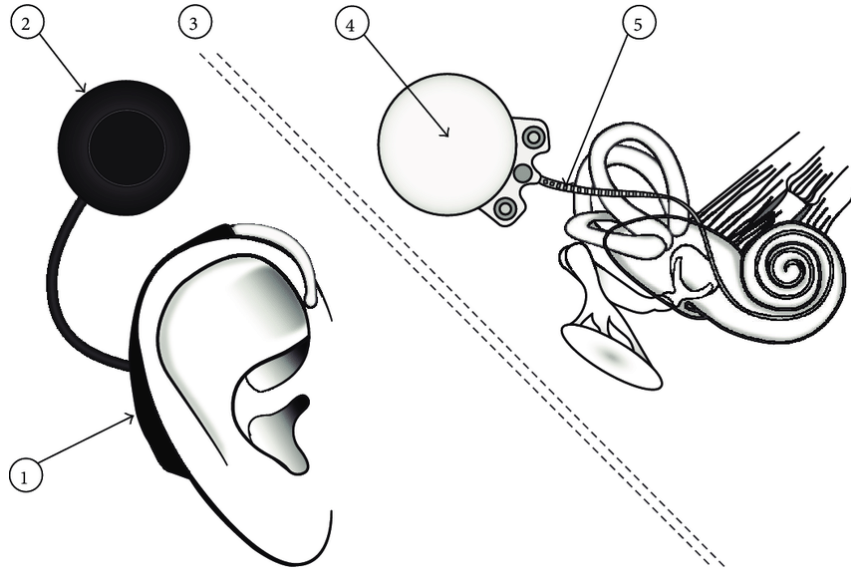
2016 yılında yayımlanan Sağlık Uygulama Tebliği sonrasında, ülkemizde bilateral Kİ uygulaması 4 yaştan küçük çocuklar için standart tedavi seçeneği olmuştur. 4 yaşından büyük çocuklar ve yetişkinlerde ise, yalnızca kokleada ossifikasyona yol açabilecek menenjit kaynaklı işitme kaybı varlığında veya bilateral körlük durumunda ikinci kulağa Kİ uygulaması devlet tarafından karşılanmaktadır (92).

Mevcut işleme stratejileri, bilateral koklear implantasyon potansiyelini sınırlayabilmektedir; çünkü bu stratejiler zamansal ve spektral ipuçlarını optimal binaural işitmeye izin verecek kadar taklit edememektedir (93). Yine elektrik stimülasyonu, kulaklar arası zaman farklılıklarının tespiti için temel oluşturan seslerin zamansal incelikli yapısını iletememektedir (94).

2.5.1. Koklear İmplant ile İşitme Prensibi

Koklear implant, işitme sinirinin doğrudan elektriksel stimülasyonu yoluyla işitsel duyuyu tetikleyen elektriksel uyarım sistemleridir. Koklear implant ekipmanı, dış parça, ses işlemcisi ve iç implant, alıcı-stimülatör ve elektrot dizininden oluşur. Koklear implant sistemleri temel komponentleri şekil 2.2.'de gösterilmiştir. Çalışma prensibi olarak; ses, konuşma işlemcisi üzerindeki mikrofonlar tarafından alınır. Konuşma işlemcisi, gelen sesi konuşma işlemcisinde mevcut olan bireyselleştirilmiş

program parametrelerine dayalı olarak elektrik sinyallerine dönüştürür. Söz konusu implant sistemi tarafından kullanılan ses işleme stratejisi, sesin iletilme modelini belirlemek için kullanılmaktadır. Bu işlemin ardından, iletici bobin aracılığıyla kokleada konumlandırılan elektrot dizinine iletmektedir (95). Gelen ses frekanslar bağlamında, üretici firmaya bağlı olarak 12, 16 veya 22 kanala bölünür ve her bir kanal, dizin üzerinde belirli bir elektrotla yönlendirilmektedir. Böylece intrakoklear elektrik uyarımı kokleanın tonotopik organizasyonuna göre ayrılmaktadır. Elektrotlar, modiolumdaki spiral gangliyonun nöronlarını, ses zarındaki frekanslara göre elektrik akımları ile uyarmaktadır. İşitsel sinir uçları, bilginin işitme korteksinde çözüldüğü işitsel yol boyunca üst merkezlere giden elektrik sinyallerini almaktadır (96).



Şekil 2.2. Koklear implant sistemlerinin genel gösterimi. Dış konuşma işlemcisi; sol, implante edilmiş alıcı/dönüştürücü; sağ. 1) Kulak arkası konumlandırılmış konuşma işlemcisi 2) anten 3) cilt bariyeri 4) alıcı gövdesi 5) elektrot dizini (97).

Koklear implant sistemleri, biyolojik mikrofon rolü olan iç tüy hücrelerinin işlevini değiştirmektedir. Böylece, işitme sinirinin farklı bölümlerinde baziler membran boyunca frekansların tonotopik sunumuyla, doğal işitme sürecinin teknik bir simülasyonu gerçekleştirilmektedir. Koklear implant sistemleri, yüksek frekanslı seslerin işlenmesini temsil etmek için bazalda yerleştirilmiş elektrotları; alçak frekanslı seslerin işlenmesini yansıtabilmek için ise daha apikal konumlarda yerleştirilmiş elektrotları uyarmaktadır (98).

2.5.2. Koklear İmplantlar Sistemlerinde Temel Sinyal İşleme

Bir koklear implantın temel sinyal işleme prensibinde; gelen ses (input), konuşma işlemcisinde bulunan mikrofon tarafından algılanmaktadır. İntput, otomatik kazanç kontrolü (*automatic gain control*, AGC) biriminde ön işleme girmektedir. Otomatik kazanç kontrolü, input güçlü olduğunda ses seviyesini etkili bir şekilde azaltırken, mevcut input ses seviyesi önceki sestten daha zayıf ise sesi artırmaktadır. Ortalama çıkış sinyali seviyesi, bir sonraki giriş seviyesinin kazancını ayarlamak için geri beslenmektedir. Otomatik kazanç kontrolünün çıkışı, Nucleus Kİ sistemlerinde 6dB / oktavda 1200 Hz'nin altındaki frekansları azaltan ön-vurgu filtresi tarafından işlenmektedir. Diğer tüm Kİ sistemleri benzer AGC seviyelerine sahiptir. Bu filtre, konuşma için önemli bilgiler içerebilecek güçlü alçak frekanslı bileşenlerin katkısını artırmaktadır. Filtre bankının outputu, baziler membranı taklit etmeye çalışan filtre frekanslarına sahip bir dizi *bandpass* filtresine iletilmektedir. Filtrelerin sayısı kanal sayısına eşittir. Daha sonra her bir filtre output zarfı, alçak geçişli filtrelenir ve yarım dalga rektifiye edilmektedir (99). Çıkarılan zarf daha sonra dar elektriksel dinamik aralık üzerindeki geniş input dinamik aralığını haritalayan logaritmik bir ölçekte sıkıştırılmaktadır. Elektriksel dinamik aralık 6-20 dB arasındadır ve 50 dB olan konuşma dinamik aralığına kıyasla çok daha düşüktür (100). Son olarak, zarfların amplitüdüleri, şarj dengeli uyarınları yaklaşık 900 pps veya daha yüksek bir hızda modüle etmek için kullanılmaktadır (101, 102). Paralel uyarımın neden olduğu komşu elektrotların akımlarının örtüşmesiyle kontrol edilemeyen ses yüksekliği artefaktları nedeniyle mevcut Kİ sistemleri tarafından çoğunlukla sıralı uyarım kullanılmaktadır. Böylece elektrokimyasal reaksiyonların zarar göstermesi de önlenmektedir (103). Her elektroda gelen uyarın kısa bifazik darbeler şeklinde art arda uygulanmaktadır. Şarj dengeli bir sinyale sahip olması nedeniyle bifazik darbeler kullanılmaktadır (104).

Yaygın olarak klinik kullanımdaki işleme stratejileri sırasıyla, *continuous interleaved sampling (CIS)*, *CIS +*, '*n-of-m*', *advanced combination encoder (ACE)*, *spectral peak (SPEAK)*, *HiResolution (HiRes)*, *HiRes Fidelity 120*, and *fine structure processing (FSP)* stratejileridir. Bu stratejiler, üç ana firma olan, *Advanced Bionics (Advanced Bionics LLC, Valencia)*, *Cochlear™ (Cochlear Corp., Sydney, Australia)* ve *Med-El (MED-EL GmbH, Innsbruck, Austria)*'e aittir (105).

Continuous Interleaved Sampling: Research Triangle Institute tarafından geliştirilen, Wilson ve ark. (96), tarafından tanımlanan CIS yaklaşımı, nispeten az sayıda kanalda yüksek sabit bir uyarın hızı kullanmaktadır. Bu strateji eşzamanlı olmayan, aralıklı uyarımlar kullanarak kanal etkileşimi sorununu ele almaktadır. Bifazik darbelerin dizinleri, eşzamanlı olmayan, tek seferde yalnızca bir elektrot uyarılacak şekilde elektrotlara iletilmektedir. Darbelerin amplitüdüleri, *bandpass* dalga formlarını frekans bantlarına bölerek, farklı bantlar içindeki zarfların varyasyonlarının çıkarılmasıyla elde edilmektedir (106).

Advanced Combination Encoder: Vandali ve ark. (107) tarafından tanımlanan ACE stratejisi, kanal başına uyarın hızını, toplam kanal sayısını ve maksima sayısını seçebilmektedir. Toplam uyarın hızının 14.400 Hz'yi aşmadığı, 22 kanal arasından 20 maksimuma kadar seçim yapılabilmektedir. Seçilebilir uyarın hızı seçenekleri 8 maksima kanal başına 250, 500, 720, 900, 1200, 1800 ve 2400 Hz'dir.

ACE stratejisi diğer stratejiler ile karşılaştırıldığında bazı farkları olduğu dikkati çekmektedir. SPEAK stratejisi sinyali ortalama bir uyarın hızında (250-300 darbe/saniye) iletmektedir ve gelen sinyalin şiddetine ve frekansına bağlı olarak uyarılacak elektrotların sayısını ve yerini seçmektedir (108). CIS stratejisi ise, az sayıda kanala yüksek sabit uyarın hızı (600–1800 darbe/saniye) sunmaktadır (96). ACE stratejisi, dinamik elektrot seçimi ve çok sayıda mevcut elektrot ile yüksek uyarın hızı (600–1800 darbe/saniye) kullanarak hem SPEAK hem de CIS stratejilerinin bu avantajlarını birleştirmektedir (109).

Fine Structure Processing: *Opus* konuşma işlemcisi ile bağlantılı olarak MED-EL, standart CIS stratejisinin iki gelişmiş varyasyonunu: *High definition* CIS ve FSP dahil etmiştir. Bu stratejilerin her ikisinin de çan şeklinde frekans tepkisine sahip filtreler kullanarak daha iyi spektral bilgi sağladığı varsayılmaktadır. FSP stratejisi, ek olarak, spesifik filtre bandındaki sinyalin incelikli yapısına karşılık gelen değişken bir hızda ortaya çıkan apikal 1-3 elektrotlarda uyarınlar kullanarak TFS sağlamayı amaçlamaktadır (110).

Kurulum parametreleri dışında odyologlar stratejiyi bireye spesifik değiştirebilmesine rağmen, genel olarak önerilen stratejiyi kullanmayı tercih etmektedirler. FSP ve *HiRes 120* stratejileri haricinde tüm stratejiler, normal işitmenin frekans aralığının çoğunu veya tamamını kapsayan çoklu *bandpass*

filtrelerden zarf bilgilerini çıkarır ve sunar. Halen gelişmekte olan stratejiler, normal işitsel çevrede meydana gelen işlemlerin ve incelikli yapı bilgilerini temsil etmeyi amaçlayan ek yaklaşımların taklit edilmesini sağlamak için tasarlanmış stratejileri içermektedir (105).

Son zamanlarda Kİ kullanıcılarında “incelikli yapı” bilgisini temsil etmeye daha fazla önem verilmiştir. Bu incelikli yapı bilgisi, CIS ve diğer zarf tabanlı stratejilerle iyi temsil edilemeyen *bandpass* kanallardaki frekans değişiklikleriyle ilgilidir. Bu tür stratejilerde banttaki tek bileşenlerin frekans varyasyonları veya banttaki birden fazla bileşenin frekansları hakkındaki bilgiler, zarf detektöründe kaybolmaktadır veya atılmaktadır. Bu kayıp, konuşma seslerinin gösterimini bozabilir ve müzikal seslerin gösterimini büyük ölçüde azaltabilmektedir (94).

Koklear implant sistemlerinin başlangıçtan bu yana, gelişimlerinin birincil amacı konuşma dilinin yeterli anlaşılmasının sağlanması olduğu vurgulanmıştır. Koklear implantlar sessiz akustik ortamlarda iyi konuşma algılama sonuçları sağlamada başarılı olmakla birlikte, gürültülü ortamlarda ve birden çok konuşmanın olduğu ortamlarda konuşmayı ayırt etmekte, bunun yanı sıra müziğin sunulması Kİ kullanıcıları için zorlu olmaya devam etmektedir (111).

2.6. Gürültüde Konuşmayı Anlamanın Değerlendirilmesi

Günlük yaşamdaki dinleme koşullarının değerlendirilmesinde farklı test bataryaları kullanılmaktadır. Gürültüde konuşmayı tanıma becerisinin değerlendirilmesinde kullanılan temel testler Tablo 2.1.'de sunulmuştur.

Tablo 2.1. Gürültüde konuşmayı tanımanın değerlendirilmesinde kullanılan testler

<i>Speech Perception in Noise Test</i>	Kalikow ve ark. (1977) (112)
<i>Hearing in Noise Test</i>	Nilsson ve ark. (1994) (113)
<i>Matrix Noise Test</i>	Hagerman ve ark. (1982) (114)
<i>Sentence Test with Adaptive Randomized Roving level Test</i>	Boyle ve ark. (2013) (115)

2.6.1. Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi

İşitme kaybına tipik saf ses eşiklere dayalı geleneksel yaklaşımlar, işitsel sistemin işlevini yeterince ölçememekte ve bu değerlendirmeler gürültü varlığında konuşma anlaşılabilirliğini doğru bir şekilde yansıtamamaktadır. Nilsson ve ark. (113) tarafından 1993 yılında geliştirilen HINT, sessiz ortamda ve gürültü varlığında ölçülen konuşmayı anlama eşiklerinin değerlendirilmesi için güvenilir ve faydalı bir yöntemi tanımlamıştır.

HINT, *Bamford-Kowal-Bench* İngiliz cümle materyallerinden, kayıtlı cümlelerden oluşan fonetik dengeli 10 cümle olarak 25 listenin kullanıldığı bir testtir. Testin orijinali anadili İngilizce olan bireylerin gürültü varlığında ve sessiz ortamda konuşmayı anlama becerilerini değerlendirmeye yöneliktir (113). Çekiç ve Sennaroğlu (116) tarafından 2006 yılında “Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi” olarak Türkçeye adapte edilmiştir. Uyarlanan test anadili Türkçe olan bireylerin gürültü varlığında ve sessiz ortamda konuşmayı anlama becerilerini değerlendirmeye yöneliktir.

Gürültüde konuşmayı anlama testinde kullanılmak üzere 24 tane 10 cümlelik ve 12 tane 20 cümlelik listeden oluşan iki set geliştirilmiştir. Türkçe HINT testinde bulunan materyaller, algılama esnasında üst düzey beyin fonksiyonu gerektirmeyecek şekilde, mümkün olduğunca basit ve tekrarlama esnasında bellek etkisinin en az olması için olabildiğince kısa ve kişilerin aşına olduğu cümlelerden oluşmaktadır. Tek bir liste ile sinyal gürültü oranı ölçümü yaklaşık iki dakika sürmektedir ve böylece test pratik olarak uygulanabilmektedir (116).

2.7. Zamansal İncelikli Yapı Bilgisinin Değerlendirilmesi

Zamansal incelikli yapı bilgisinin perde algısı, gürültüde konuşmayı ayırt etme ve lokalizasyon becerisi ile ilişkili olduğu belirtilmiştir (60). Günlük yaşamda gürültü varlığında konuşmayı algılamak için TFS bilgisinin önemi farklı çalışmalarda vurgulanmıştır (60, 117). Stacey ve ark. (117) normal işiten bireylerle yaptıkları çalışmada, gürültüde konuşmayı anlamada görsel bilginin önemli olduğunu ve TFS bilgisinin yoksun bırakıldığı takdirde görsel bilginin önemini arttırdığını vurgulamıştır. TFS bilgisini iletmeyen Kİ kullanıcılarının işitsel görsel entegrasyon ile fayda sağladığını sunmuştur.

Zamansal incelikli yapı bilgisinin değerlendirilmesinde kullanılan farklı testler Tablo 2.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 2.2. Zamansal incelikli yapı değerlendirilmesinde kullanılan testler

<i>TFSI</i> Testi	Moore ve Sek (2009) (118)
<i>TFS-LF</i> Testi	Hopkins ve Moore (2010) (119)
<i>TFS-AF</i> Testi	Fullgrabe ve ark (2017) (120)
<i>Harmonic Intonation/Disharmonic Intonation</i> Testi	Vaarenberg ve ark (2011) (121)

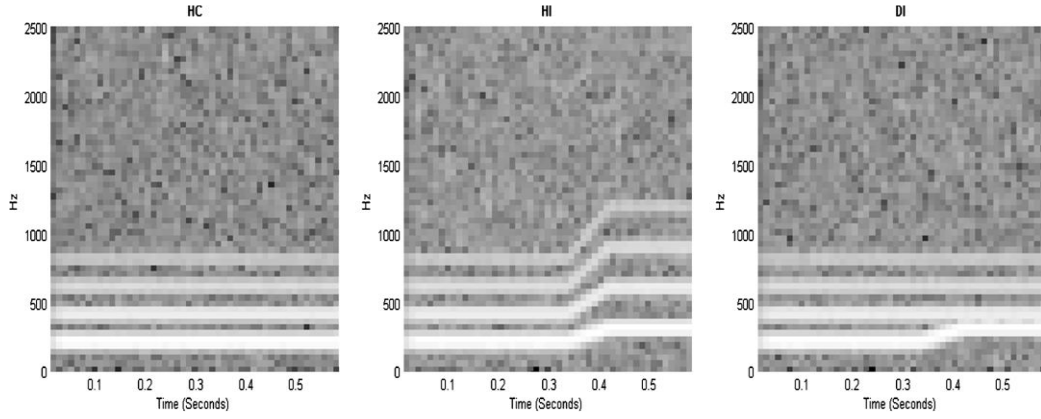
2.7.1. Harmonik Entonasyon ve Harmonik Olmayan Entonasyon Testleri

Vaarenberg ve ark. (121) tarafından 2011 yılında geliştirilen, HI ve DI testleri, TFS duyarlılık testleridir. Hem HI hem de DI testlerinin her bir denemesinde, biri tonlama olan diğeri ise tonlama olmayan iki uyarın art arda sunulmaktadır.

Tüm denemelerde kullanılan, her iki uyarından biri olan tonlama olmayan uyarın, 200 Hz temel frekansına (F_0) ve 3 daha yüksek harmoniğine ($2F_0$, $3F_0$ ve $4F_0$ frekansları ile) sahip bir harmonik kompleks sinyaldir. Harmoniklerin şiddeti F_0 'a göre her harmonikte azalır (400 Hz'de -6 dB, 600 Hz'de -12 dB ve 800 Hz'de -18 dB). Uyarana (sinyal-gürültü oranı, +10,9 dB) beyaz gürültü eklenerek bu seslerin daha doğal algılanması ve dinlenmesi kolay hale getirilmiştir. Hem HI hem de DI testinde, tonlama sesi, tonlama olmayan sesin kontrastı olarak sunulmaktadır.

HI testinde kullanılan tonlama sesleri $N F_0$ ila $N (F_0 + \Delta F)$ arasındaki tüm harmoniklerin (F_0 dahil) bir frekans kaymasına sahiptir, N değeri 1 ila 4 arasında değişmektedir. DI testinde, tonlama sesleri sadece temel frekansın kaydırılması (F_0 ila $F_0 + \Delta F$), daha yüksek harmoniklerin ise Şekil 2.3.'te gösterildiği gibi başlangıç frekanslarında sabit tutulmasıyla oluşur. Sonuç olarak, kısmi tonların harmonik ayrılması kaydırma ile bozulmaktadır, dolayısıyla harmonik olmayan bir tonlama ortaya çıkar [91]. Her iki uyarın tipi için, kaydırma doğrusaldır ve sinyalin başlamasından sonra, 330 milisaniye (ms)'de verilir. Kaydırma süresi 120 ms ve toplam sinyal süresi 600 ms'dir.

Her deneme, 500 ms sessizlik süresi ile ayrılmış 2 ardışık uyarandan oluşmaktadır. İki uyarandan biri tonlama olmayan ses, diğer ses ise bir perde değişimi ΔF tonlama sinyalidir.



Şekil 2.3. Uyarının spektrogram gösterimi. Tonlama yapmayan 200 Hz harmonik kompleks; solda, $N \times 200$ Hz'den $N \times 294$ Hz'ye kadar tüm harmoniklerin kaydırılması ile harmonik tonlama sesi; ortada, ve temel frekansı 200 ila 294 Hz arasında kaydırılırken diğer yüksek harmonikleri başlangıç frekanslarında sabit tutulması ile harmonik olmayan tonlama; sağda verilmiştir (121).

3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Türü

Bu çalışma, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Odyoloji Anabilim Dalı Odyoloji Yüksek Lisans Programı'nda Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 15.10.2019 tarihinde GO 19/951 numaralı izni ile yapılmıştır. Etik kurul izin yazısı Ek-1'de sunulmuştur. Çalışma öncesinde yapılan güç analizi sonucunda %95 güvenilirlikle katılımcı sayısı minimum 42 olarak belirlenmiştir.

Çalışma gönüllülük esasına dayalı olup, çalışmaya katılmayı kabul eden bireylere çalışmanın kapsamı ve amacı anlatılmış olup onam formlarında yazılı izinleri alınmıştır. Katılımcılar sosyal seviye farkı gözetenmeden randomize olarak seçilmiştir. Araştırmamız tanımlayıcı araştırma niteliğindedir.

3.2. Araştırmanın Örnekleme

3.2.1. Katılımcıların Belirlenmesi

Çalışma araştırma grubu I, araştırma grubu II ve kontrol grubu olmak üzere üç gruptan oluşmaktadır. Çalışmaya, araştırma grubu I için 18 birey, araştırma grubu II için 18 birey, kontrol grubu için 18 birey olmak üzere toplam 54 birey dahil edilmiştir. Ancak yapılan değerlendirme esnasında testi tamamlayamadığı için araştırma grubu I'den 1 birey, araştırma grubu II'den 2 birey olmak üzere toplam 3 birey değerlendirmede güvenilir sonuçlar veremeyeceği için çalışmaya dahil edilmemiştir.

Araştırma grubu I'de Hacettepe Üniversitesi Hastaneleri KBB Anabilim Dalı'nda Koklear İmplant uygulanmış ve Odyoloji Anabilim Dalı'nda takipli olan, 18-40 yaş aralığında postlingual işitme kayıplı koklear implant kullanıcısı 17 yetişkin birey; araştırma grubu II'de Hacettepe Üniversitesi Hastaneleri Odyoloji Anabilim Dalı'nda takipli olan, 18-40 yaş aralığında tek taraflı ileri/çok ileri derecede işitme kaybı olan 16 yetişkin birey; kontrol grubunda Hacettepe Üniversitesi SBF Odyoloji Bölümü'ne başvuran 18-40 yaş aralığında normal işitmeye sahip 18 yetişkin birey dahil edilmiştir.

3.2.2. Katılımcıların Çalışmaya Dahil Edilme ve Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

Kontrol grubu için dahil olma kriterleri:

- Her iki kulağın 0.25, 0.5, 1 ve 2 kHz'de saf ses ortalamasının 15 dB'den daha iyi olması
- Anadilinin Türkçe olması
- Sağ el üstünlüğünün bulunması
- Her iki kulakta %92 ve üstü konuşmayı tanımlama skoru olması
- Montreal Bilişsel Değerlendirme Testi (MoCA) testinden 21 ve üzeri puan almış olması

Tanılanmış engel, nörolojik ve psikolojik problemi, aktif ve/veya tekrarlayan orta kulak patolojisi olan bireyler kontrol grubu için çalışma dışı bırakılmıştır.

Araştırma grubu I için dahil olma kriterleri:

- Postlingual işitme kayıplı olması
- Bilateral çok ileri derecede işitme kayıplı olması
- Koklear implant kullanım süresinin en az 1 yıl olması
- Koklear implantlı işitme eşiklerinin konuşma alanı içerisinde yer alması
- Apikal bölgedeki tüm elektrotların aktif olması
- Anadilinin Türkçe olması
- Sağ el üstünlüğünün bulunması
- Serbest alanda koklear implantlı konuşmayı tanıma skorunun %92 ve üzerinde olması
- MoCA testinden 21 ve üzeri puan almış olması

Tanılanmış ek engel, nörolojik ve psikolojik problemi, işitsel nöropati spektrum bozukluğu, iç kulak anomalisi, koklear sinir patolojisi olan bireyler araştırma grubu I için çalışma dışı bırakılmıştır.

Araştırma grubu II için dahil olma kriterleri:

- Normal işiten kulakta 0.25, 0.5, 1 ve 2 kHz'deki saf ses ortalamasının 15 dB'den daha iyi olması
- İşitme kaybı bulunan kulakta ileri/ çok ileri derecede işitme kaybına sahip olması
- İşitme kaybının postlingual olması
- Anadilinin Türkçe olması

- Sağ el üstünlüğünün bulunması
- Normal işiten kulakta konuşmayı tanıma skorunun %92 ve üzerinde olması
- MoCA testinden 21 ve üzeri puan almış olması

Tanılanmış ek engel, nörolojik ve psikolojik problemi, normal işiten kulakta aktif ve/veya tekrarlayan orta kulak patolojisi olan bireyler araştırma grubu II için çalışma dışı bırakılmıştır.

3.3. Yöntem

Bu çalışmaya katılan bireylerin saf ses odyometrisi, konuşma odyometrisi değerlendirmeleri, HI/DI Testleri, Azimut Lokalizasyon testi, Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi değerlendirmeleri Sağlık Bilimleri Fakültesi Odyoloji Bölümü'nde yer alan uygulama laboratuvarında yapılmıştır. Çalışmaya katılan bireylere uygulanan değerlendirmeler sırasıyla aşağıda sunulmuştur.

Tüm katılımcılara öncelikle bilişsel işlevleri değerlendiren kısa tarama testi olan Montreal Bilişsel Değerlendirme Testi uygulanmıştır (Ek 3). Bireylerin el üstünlüğünü belirleyebilmek açısından Edinburgh El Tercihi Anketi uygulanmıştır (Ek 4). Bu ön değerlendirmeler sonucunda dâhil edilme kriterlerine uyan katılımcıların detaylı hikâyeleri alınmıştır. Yetişkinler için oluşturulan hikâye formunda yaş, cinsiyet gibi demografik bilgiler ve anamnez formunda aile hikayesi, işitme kaybı sebebi, işitme kaybı zamanı, implantasyon zamanı, koklear implant bölümleri yer almıştır (Ek 2).

Katılımcılara KBB uzmanı tarafından yapılan otoskopik muayene sonrasındaki tüm değerlendirmeler *Industrial Acoustics Company* çift cidarlı, çift odalı sessiz kabinde yapılmıştır. Kontrol grubunda bulunan normal işitmeye sahip bireyler ile araştırma grubu II'de bulunan tek taraflı total işitme kaybına sahip bireylerin normal işiten kulaklarına saf ses işitme taraması yapılmıştır. Araştırma grubu I'de koklear implant kullanıcılarının koklear implant mevcut programlama ayarları kontrol edilmiştir ve koklear implantlı işitme eşikleri serbest alanda belirlenmiştir. Kayıtlı ses materyali ile konuşmayı tanıma testi yapılarak yüzdeler skor belirlenmiştir. Olası orta kulak patolojisini ekarte etmek için immitansmetrik değerlendirme yapılmıştır.

Dahil edilme kriterlerini karşılayan tüm katılımcılara HI/DI testleri, Azimut Lokalizasyon Testi ve HINT uygulanmıştır. HI/DI testleri ve Azimut Lokalizasyon Testi değerlendirmesi için *Otoconsult* yazılımı, HINT değerlendirmesi için *HINT-PV* yazılımı kullanılmıştır. Testler için *Yamaha HS5* marka hoparlör kullanılmıştır. Hoparlörlerin kalibrasyonu *Wintact* markalı ve WT1357 model *sound level meter* ile yapılmıştır. Bilgisayar ile 7 hoparlör arası bağlantı Zoom UAC-8 marka ses kartı ile sağlanmıştır. Çalışmaya katılan bireylerden elde edilen tüm değerlendirmeleri tek seansta olmak üzere 4 farklı oturumda yapılmıştır.

3.3.1. Bireylerin Değerlendirilme Süreci

Tüm katılımcılara bilişsel fonksiyonları değerlendiren bir tarama testi olan, Nasreddine tarafından oluşturulan Montreal Bilişsel Değerlendirme Testi (MoCA) uygulanmıştır. Çalışmaya Selekler ve Cangöz tarafından hazırlanan Türkçe versiyonunda *cut-off* değeri olarak kabul edilen 21 ve üzerinde puan alan bireyler dahil edilmiştir. Sonrasında el tercihlerinin belirlenmesi için Oldfield ve ark. (122) tarafından geliştirilen, Uysal ve ark. (123) tarafından Türkçe 'ye uyarlanan Edinburgh El Tercihi Anketi uygulanmıştır. Edinburgh El Tercihi Anketi bireyin günlük yaşam aktiviteleri esnasında, 10 ayrı el aktivitesinin gerçekleştirilmesinde kullanılan eli betimlemesi istenen, kişinin baskın elini belirlemek amacıyla kullanılan bir ölçektir. Yapılan değerlendirmeler sonucunda çalışmaya dahil edilme kriterlerine uyan bireylere aşağıdaki prosedürler uygulanmıştır.

3.3.2. Saf Ses Odyometrik Değerlendirme

Kontrol grubu ve araştırma grubu II'ye dahil edilen tüm katılımcılara KBB bölümünde yapılan dış kulak muayenesinden sonra 250 Hz'den 8 kHz'e kadar tüm oktav frekanslarda saf ses uyaranlar aracılığıyla insert kulaklıklar (*Etymotic Research, ER.3A*) kullanılarak klinik odyometre (*GSI AudioStar Pro™, Grason-Stadler Inc*) ile saf ses odyometrisi uygulanmıştır. İşitme eşiklerinin belirlenmesinde *Modifiye Houston Westlake* prosedürü kullanılmıştır (124). İşitme test sonuçları, Clark'ın (125) işitme kaybı sınıflandırması kullanılarak değerlendirilmiştir. Saf ses ortalamasının belirlenmesinde 500 Hz- 1 kHz- 2 kHz- 4 kHz frekanslarındaki hava yolu işitme eşiklerinin ortalaması alınmıştır. İşitme sınıflandırması tablo 3.1.'de

gösterilmektedir. Katılımcıların kemik yolu işitme eşikleri *Radioear* B-71 marka kemik vibratör ile 0.5 – 4 kHz aralığında belirlenmiştir.

Araştırma grubu I'e dahil edilen tüm katılımcıların serbest alanda koklear implantlı işitme eşikleri 250 Hz'den 6 kHz'e kadar tüm oktav frekanslarda *Yamaha HS5* marka hoparlör kullanılarak belirlenmiştir.

Tablo 3.1. İşitme kaybı derecesinin sınıflandırılması (125).

İşitme Kaybı Derecesi	İşitme Kaybı Ranjı (dB HL)
Çok Hafif	16-25
Hafif	26-40
Orta	41-55
Orta- İleri	56-70
İleri	71-90
Çok İleri	90+

dB: Desibel; HL: Hearing Level

3.3.3. İmmitansmetrik Değerlendirme

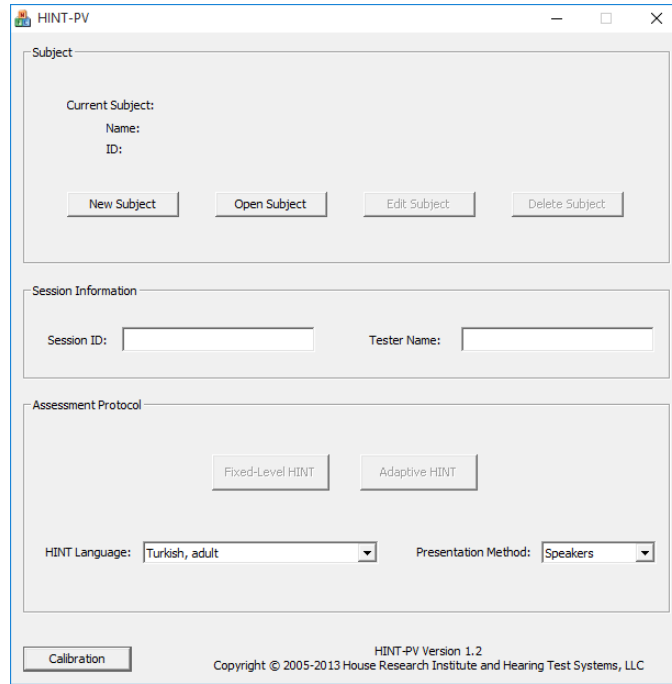
Bireylerin timpanometrik değerlendirmesi, 226 Hz probe tone kullanılarak *GSI TymStar Pro™* marka immitansmetre ile yapılmıştır. Normal orta kulak immitansmetrik sonuçlar, Jerger, J.'in (126) sınıflandırmasına göre belirlenmiştir.

3.3.4. Kayıtlı Ses Materyali ile Konuşmayı Tanıma Testi

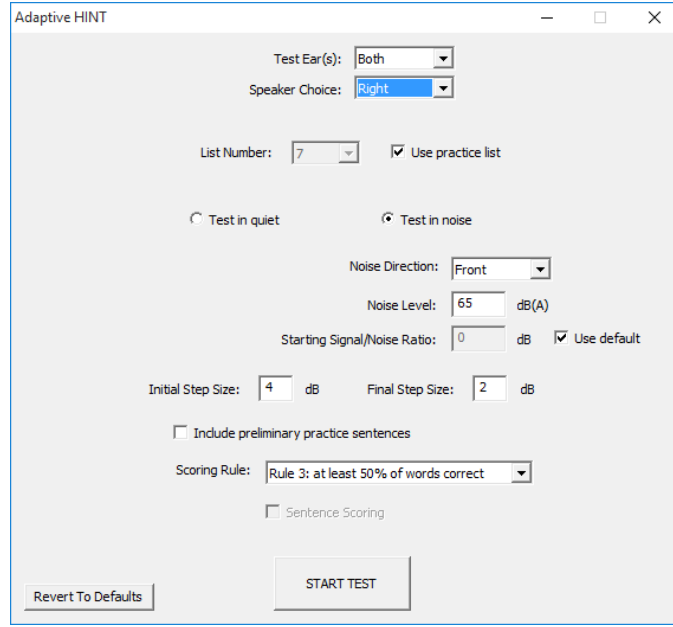
Bireylere *Yamaha HS5* hoparlör ile, Dokuz Eylül Üniversitesi Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Bölümü'nün hazırladığı tek heceli, fonetik dengeli kelimelerden oluşan konuşmayı tanıma testi uygulanmıştır (127). Konuşmayı tanıma skorları yüzdelik olarak hesaplanmıştır. Konuşmayı tanıma skoru %92 ve üzeri olanlar çalışmaya dahil edilmiştir.

3.3.5. Türkçe Gürültüde Anlama Testi

HINT testi, Çekiç ve Sennaroğlu (116) tarafından 2006 yılında Türkçeye adapte edilmiştir. Uyarlanan test anadili Türkçe olan bireylerin gürültü varlığında ve sessiz ortamda konuşmayı anlama becerilerini değerlendirmeye yöneliktir. Test, kayıtlı cümlelerin “*HINT for Windows*” isimli yazılım programı ve bilgisayara bağlı “*HINT BOX*” adlı cihaz aracılığıyla otomatik olarak yapılmaktadır. Uygulamanın yapılacağı her durum ve alan için kalibrasyon yapılması ve buna uygun ayarlamaların gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Kalibrasyon bilgileri ve testin doğru bir biçimde uygulanabilmesi için gerekli uygulama kuralları “*HINT for Windows*” kullanım kılavuzunda yer almaktadır. HINT ile serbest alanda cihazlı ya da cihazsız konuşmayı anlama ölçümü yapılabilmektedir. *HINT-PV* ana ara yüz ekranı şekil 3.1.’de ve test parametreleri ara yüzü şekil 3.2.’de verilmiştir.



Şekil 3.1. *HINT-PV* ana arayüzü gösterimi



Şekil 3.2. HINT-PV test parametreleri arayüzü gösterimi

Katılımcı merkezde olmak üzere hoparlörler katılımcının baş merkezinden 1 metre uzaklıkla yerleştirilmektedir. Serbest alan koşulunu oluşturmak için *KEMAR Head Related Transfer Function* kullanılarak 4 ayrı ortamda HINT uygulaması yapılabilmektedir:

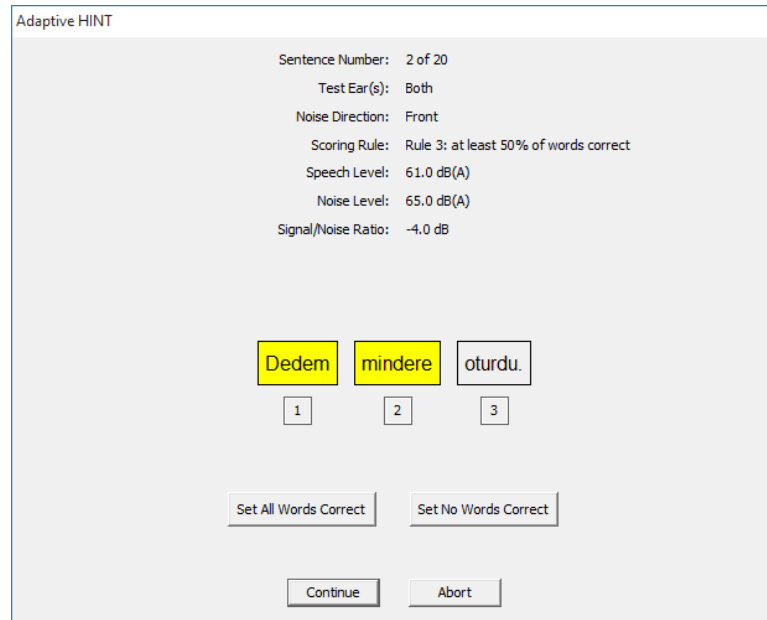
1. Sessiz (konuşma 0°)
2. Gürültü Önde (GÖN) (konuşma ve gürültü 0°)
3. Gürültü Sağda (GSAĞ) (konuşma 0° gürültü 90°)
4. Gürültü Solda (GSOL) (konuşma 0° gürültü 270°)

Konuşma & Gürültü



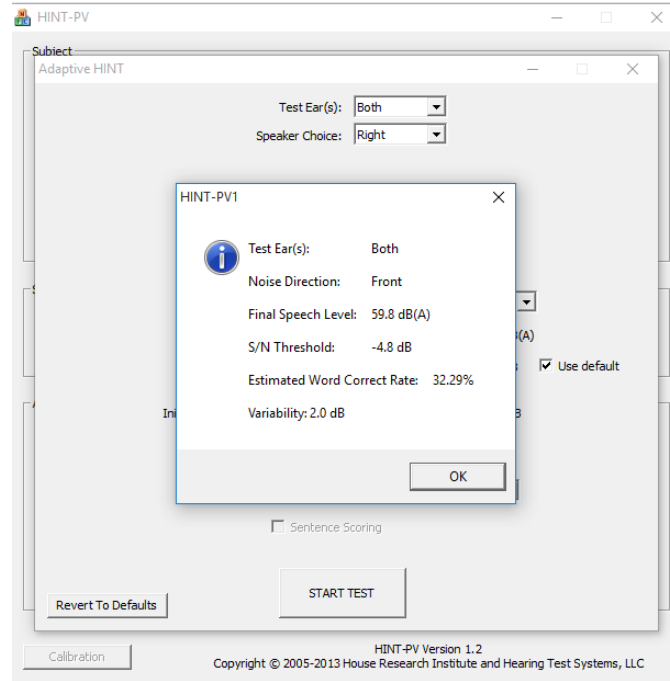
Şekil 3.3. HINT GÖN koşulunda hoparlör yerleşimi gösterimi

Bu çalışmada HINT testinin uygulamasında GÖN koşulu kullanılmıştır. Konuşma kaynağının yeri doğrudan katılımcının önünde (0°) ve katılımcı baş merkezine 1 metre uzaklıkta bulunmakta ve bu koşul şekil 3.3.'de gösterilmiştir. Konuşma kaynağının yerden yüksekliği katılımcının kulak hizasında eşdeğerdir. Serbest alan için kalibrasyon esnasında SLM mikrofonu katılımcı ile aynı koşulda konumlandırılmıştır. Katılımcıya bu belirlenen koşul altında, 20 cümleden oluşan listeler kılavuzda önerildiği şekilde HINT yazılım programı tarafından rastgele sunulmuştur. Konuşma spektrumuna uygun gürültü 65 dB'ye sabitlenmiştir. GÖN koşulunda ilk cümle 0 dB sinyal gürültü oranı ile sunulmuştur. Konuşma seviyesi bireyin doğru veya yanlış cevaplarına göre yazılım tarafından ayarlanmıştır. İlk dört cümlenin seviye değişkenliği için 4 dB'lik adımlar, daha sonra 2 dB'lik adımlar adaptif olarak kullanılmıştır. Konuşmayı alma eşiği bireyin cümlelerin %50'sini doğru tekrarlayabildiği ortalama sunum seviyesi olarak tanımlanarak, 5. ve 11. cümlelerin ortalaması ile yazılım tarafından tahmin edilmiştir (113, 116). Katılımcıya testin içeriği anlatılarak, gürültü varlığında duyabildiği tüm konuşmayı tahmin ederek tekrar etmesi istenmiştir. Bireyin doğru tekrar edebildiği kelimeler yazılımda ilgili butona işaretlenmiştir. (Şekil 3.4.)



Şekil 3.4.Katılımcı yanıtının HINT yazılımında işaretlenmesi

Test tamamlandığında bireyin GÖN koşulu için yazılım tarafından belirlenen (Şekil 3.5.) konuşmayı anlama skoru elde edilerek kaydedilmiştir (Ek5).



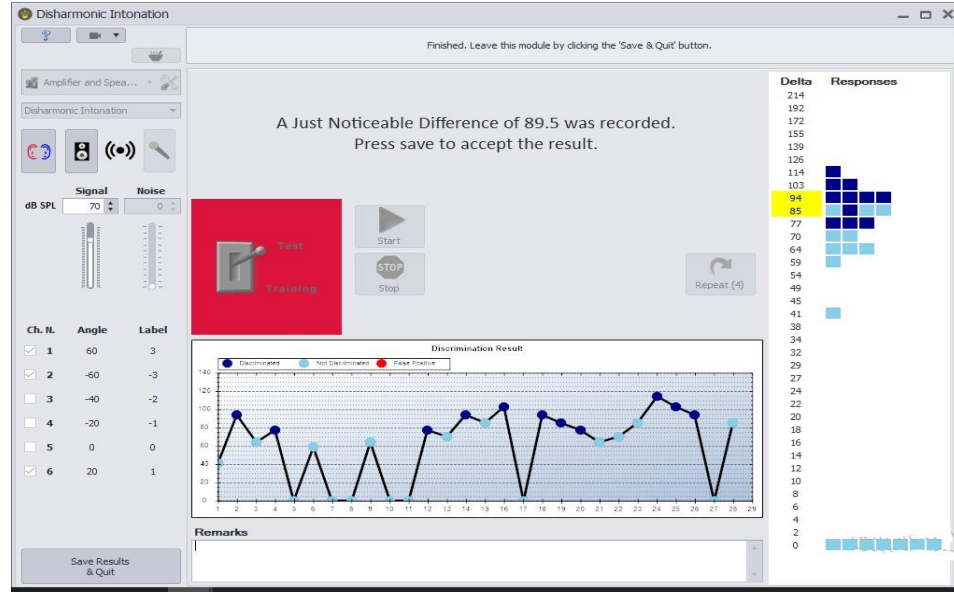
Şekil 3.5. HINT konuşmayı anlama eşiği sonucun gösterimi

3.3.6. Harmonik Entonasyon ve Harmonik Olmayan Entonasyon Testleri

Vaerenberg ve ark. tarafından 2011 yılında TFS duyarlılığının test edilmesi amacıyla geliştirilen HI ve DI testleridir. HI ve DI değerlendirmeleri için *Otoconsult* yazılımında AŞE psikoakustik test bataryası kullanılmıştır.

Değerlendirmedeki uyarıların sırası randomizedir. Uyarılar dinleyiciye aynı farklı şekilde iki ayrı zorunlu seçim görevi olarak sunulmuştur. Bu, dinleyicinin sunulan sesler arasında bir fark algılayıp algılamadığını göstermektedir. Adaptif merdiven prosedürü kullanılarak bir *just noticeable difference* (JND) aranmaktadır. Katılımcıyı göreve ve kullanılan test seslerine alıştırmak için yapılan bir eğitim denemesi uygulanmıştır. Denemeden sonra, test 41 Hz'lik büyük bir ΔF ile başlamaktadır. Bireyin 2 sesi ayırt etmesi durumunda, psikometrik eğri üzerindeki %50 noktasına yaklaşan bir tek yönlü yukarı-aşağı prosedürüne göre, ΔF azaltılır, ayrıca bunun tersi de geçerlidir. İç kontroller ve stokastik süreçler, güvenilirliği artırmak ve yanlış pozitif yanıtları düzeltmek için uygulanmaktadır. Şiddet gezici (*intensity roving*) (± 2 dB), dinleyicilerin sesler arasında ayırım yapmak için olası ses yüksekliği ipuçlarını kullanmasını engellemek için uygulanmıştır [91]. Uyarı 70 dB *sound pressure level* (SPL) ses seviyesinde gönderilmiştir. Test tamamlandığında

bireyin yazılım tarafından belirlenen JND skoru şekil 3.6.'te gösterildiği üzere elde edilerek kaydedilmiştir (Ek5).

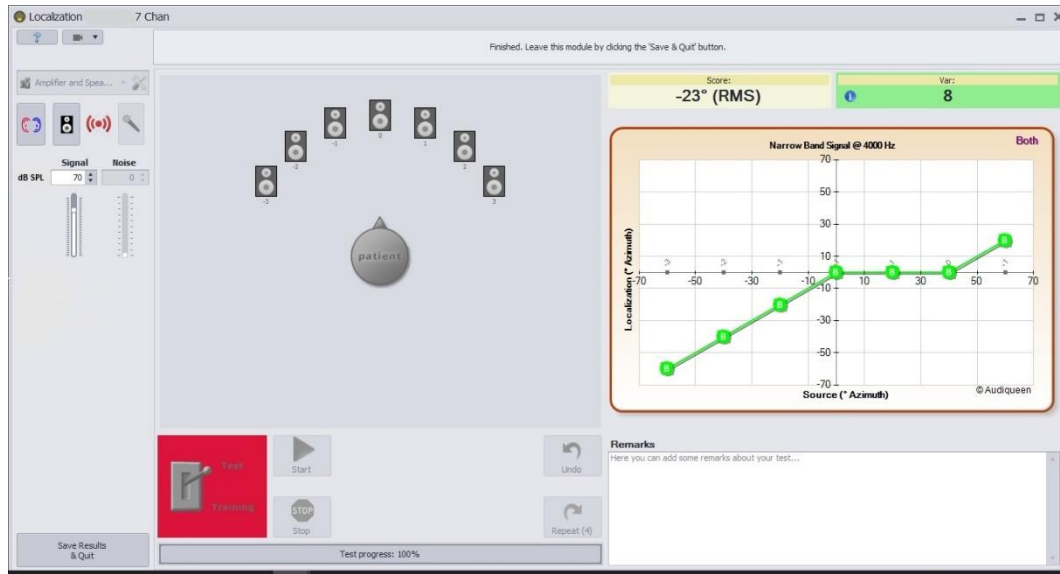


Şekil 3.6. Katılımcı yanıtı ile yazılımın JND skoru elde etme gösterimi

3.3.7. Azimut Lokalizasyon Testi

Araştırmaya dahil edilen tüm katılımcıların lokalizasyon becerileri *AŞE* psikoakustik test bataryasında yer alan Azimut Lokalizasyon Testi ile *Otoconsult* yazılımı kullanılarak değerlendirilmiştir. Test, katılımcıya -60 ve 60 derece arasında yerleştirilmiş yedi hoparlör aracılığıyla, 70 dB SPL ses seviyesinde, kadın sesi tarafından, /a/ foneminin 500 Hz *cut-off* alçak frekans *bandpass* filtre ile oluşturulan uyarın kullanılarak sunulmuştur. Düzenekte -3 (sol) ile 3 (sağ) arasında numaralandırılmış yedi hoparlör, 20 derecelik aralıklarla yarım daire üzerine kurulmaktadır. Katılımcılar doğrudan 0 numaralı hoparlörün karşısına oturtularak ve başını hareket ettirmeden gelen sesin yönünü tayin etmeye çalışmıştır. Test düzeneği aşağıdaki şekil 3.7.'te sunulmuştur.

otomatik olarak hesaplanan ortanca değerleri ve test hatası kök ortalama kare (*root mean square*; RMS) hata derecesi olarak lokalizasyon performansı şeklinde kaydedilmiştir. Daha düşük bir RMS hata skoru, daha iyi lokalizasyon becerilerini temsil etmektedir. (Şekil 3.9.) Test tamamlandığında bireyin yazılım tarafından belirlenen RMS Hata [$^{\circ}$] skoru elde edilerek kaydedilmiştir (Ek5).



Şekil 3.9. Azimut Lokalizasyon testi sonucunun gösterimi

3.4. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler, tablo ve grafiklerin oluşturulması IBM SPSS versiyon 22 yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemlerle (*Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk* testleri) incelenmiştir. Araştırma ve kontrol grubunun demografik özellikleri için ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri hesaplanmıştır. Tanımlayıcı analizler, normal dağılmayan değişkenler için ortanca ve çeyrekler arası aralık kullanılarak verilmiştir. *Kolmogorov-Smirnov* testleri araştırma grupları ve kontrol grubu için uygulandığında verilerin normal dağılmadığını göstermesiyle parametrik olmayan istatistiksel testler kullanılmıştır. Araştırma grubu I, araştırma grubu II ve kontrol grubunun HI, DI ve HINT GÖN sonuçları arasındaki fark *Kruskal Wallis Testi* ile karşılaştırılmıştır. Grupların ikili karşılaştırmaları, *Bonferroni Düzeltmesi* ile belirlenen yeni p değeri kullanılarak *Mann Whitney U Testi* ile analiz edilmiştir. Hem araştırma grupları hem kontrol

grubu için değişkenler normal dağılım göstermediğinden grupların kendi değişkenleri arası ilişkiler için korelasyon katsayıları ve istatistiksel anlamlılıklar *Spearman Korelasyon Testi* ile hesaplanmıştır. Değişkenler arası ilişkiler doğrusal regresyon grafikleri ile gösterilmiştir. İstatistiksel anlamlılık için tip 1 hata düzeyi %5 olarak kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Katılımcıların Demografik Özelliklerine Göre Tanımlayıcı İstatistikleri

Bu çalışmada araştırma grubu I'de 17 birey, araştırma grubu II'de 16 birey, kontrol grubunda 18 birey olmak üzere toplam 51 birey değerlendirilmiştir. Çalışmaya katılan bireylerin cinsiyete göre dağılımı; araştırma grubu I'de 10 (%58,8) erkek, 7 (%41,2) kadın, araştırma grubu II'de 12 (%75) erkek, 4 (%25) kadın ve kontrol grubunda 10 (%55,6) erkek, 8 (%44,4) kadın şeklindedir. Bireylerin gruplara göre yaş ortalamalarının karşılaştırılması Tablo 4.1.'de verilmiştir. Üç grup arasındaki yaş farklılığı *Kruskal Wallis* testi ile değerlendirilmiştir. Gruplar arasında yaş açısından anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.1. Katılımcıların gruplara göre yaş ortalamalarının karşılaştırılması

	Grup	n	$\bar{x} \pm SS$	Min-Mak	Ortanca
Yaş(yıl)	Araştırma Grubu I	17	28,71±6,45	18-40	28
	Araştırma Grubu II	16	26,44±7,01	18-40	24
	Kontrol Grubu	18	27,39±5,06	22-40	25
X ²	1,640				
p	0.44				

X²: Kruskal Wallis Testi Chi-square değeri; n: Kişi sayısı; \bar{x} : Ortalama; SS: Standart Sapma; Min: Minimum; Mak: Maksimum

Araştırma grubu I için işitme kaybına ilişkin demografik özelliklerinin sonuçları incelenmiştir. Araştırma grubu I'de yer alan katılımcılardan 7'si sağ tarafta (%41,2) ve 11'i sol tarafta (%58,8) Kİ kullanmaktadır. Bireylerin ortalama işitme kaybı başlangıç yaşı $11,71 \pm 6,53$ (5-25) yıldır. Bireylerin ortalama bilateral işitsel yoksunluk süresi $5,06 \pm 5,67$ (1-18) yıldır. Bireylerin ortalama Kİ kullanım süresi $7,47 \pm 5,26$ (2-10) yıldır. Bireylerin 14'ü (%82,4) Cochlear ve 3'ü (%17,6) Med-El marka koklear implant kullanmaktadır. Bireylerin işitme kaybı nedenleri; idiyopatik progresif 7 (%41,2), ateşli hastalık 5 (%29,4), idiyopatik ani işitme kaybı 3 (%17,6), kabakulak 1 (%5,9) ve kronik otitis media 1 (%5,9) olarak bildirilmiştir.

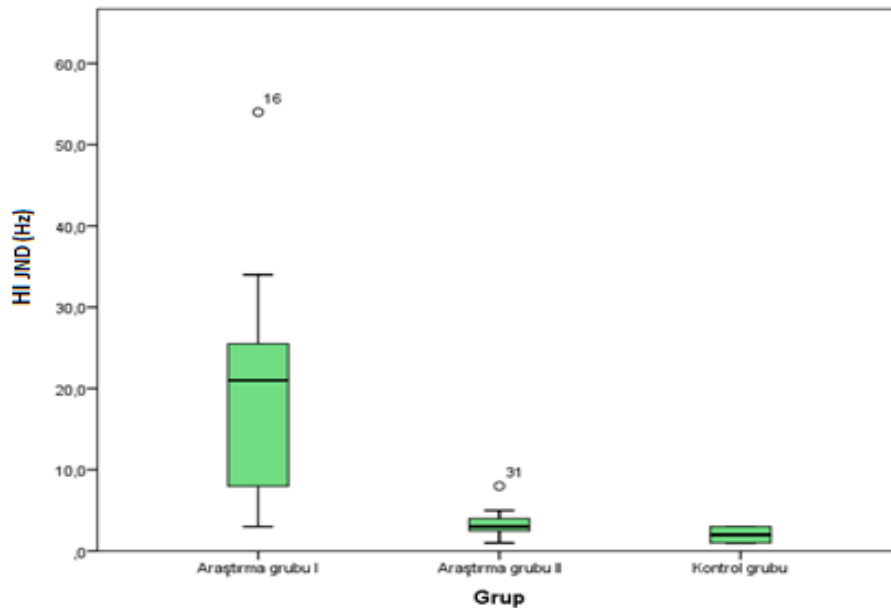
Araştırma grubu II için işitme kaybına ilişkin demografik özelliklerinin sonuçları incelenmiştir. Araştırma grubu II'de yer alan katılımcıların, 8'inde (%50) sağ ve 8'inde (%50) sol tarafta işitme kaybı bulunmaktadır. Bireylerin ortalama

işitme kaybı süresi $11,75 \pm 8,02$ (1-28) yıldır. Bireylerin işitme kaybı nedenleri; idiyoPATİK ani işitme kaybı 7 (%43,8), viral enfeksiyon 5 (%28,3), iatrojenik 2 (%12,5), akustik travma 1 (%6,3) ve ateşli hastalık 1 (%6,3) olarak bildirilmiştir.

4.2. Harmonik Entonasyon Test Bulguları

Araştırma grubu I, araştırma grubu II ve kontrol grubuna ait HI testinin sonuçları Kruskal Wallis Testi ile karşılaştırılmıştır ve gruplar arası HI sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p < 0,001$). Gruplar arası en düşük HI JND ortalaması kontrol grubuna ($2,05 \pm 0,87$ Hz) aitken, en yüksek HI JND ortalaması araştırma grubu I'e ($19,61 \pm 12,53$ Hz) aittir (Tablo 4.2.).

Gruplar arası ikili karşılaştırmalar Bonferroni düzeltmesi ile belirlenen $p^a < 0,016$ değeri kullanılarak Mann Whitney U testi ile analiz edilmiştir. Araştırma grubu I ile araştırma grubu II arasında ve araştırma grubu I ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p^a < 0,016$); araştırma grubu II ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p^a > 0,016$). Sonuçlar değerlendirildiğinde araştırma grubu I'e ait HI JND skorları araştırma grubu II'ye ait skorlardan ve kontrol grubuna ait skorlardan anlamlı derecede daha kötü bulunmuştur ($p^a < 0,016$) (Tablo 4.3.). HI JND sonuçlarının araştırma grubu I, araştırma grubu II ve kontrol grubu karşılaştırmaları Şekil 4.1.'de görülmektedir.

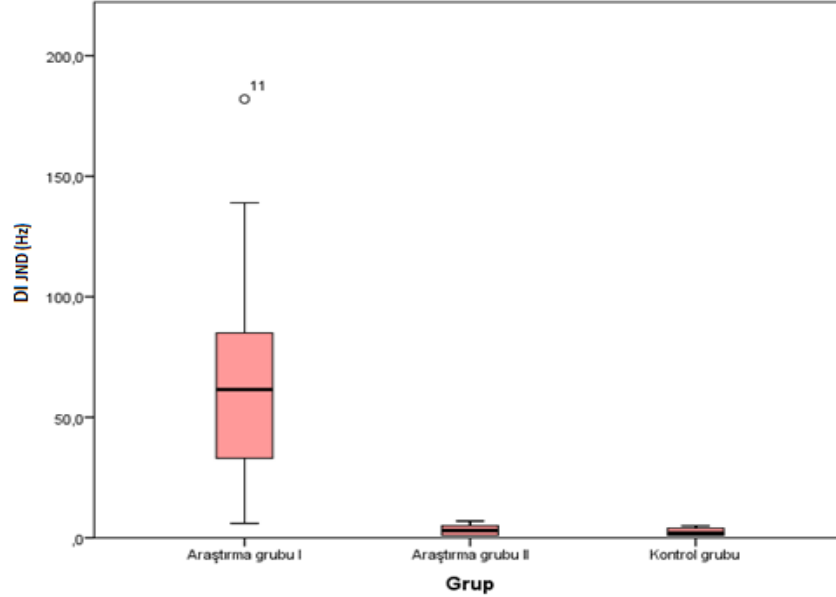


Şekil 4.1. Gruplar için HI skorları ile ilgili kutu grafikleri

4.3. Harmonik Olmayan Entonasyon Test Bulguları

Araştırma grubu I, araştırma grubu II ve kontrol grubuna ait DI testinin sonuçları Kruskal Wallis Testi ile karşılaştırılmıştır ve gruplar arası DI JND sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p < 0,001$). Gruplar arası en düşük DI JND ortalaması kontrol grubuna ($2,22 \pm 1,39$ Hz) aitken; en yüksek DI JND ortalaması araştırma grubu I'e ($65,05 \pm 46,53$ Hz) aittir (Tablo 4.2.).

Gruplar arası ikili karşılaştırmalar Bonferroni düzeltmesi ile belirlenen $p^a < 0,016$ değeri kullanılarak Mann Whitney U testi ile analiz edilmiştir. Araştırma grubu I ile araştırma grubu II arasında ve araştırma grubu I ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p^a < 0,016$); araştırma grubu II ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p^a > 0,016$). Sonuçlar değerlendirildiğinde araştırma grubu I'e ait DI JND skorları araştırma grubu II'ye ait skordardan ve kontrol grubuna ait skordardan anlamlı derecede daha kötü bulunmuştur ($p^a < 0,016$) (Tablo 4.3.). DI JND sonuçlarının araştırma grubu I, araştırma grubu II ve kontrol grubu karşılaştırmaları Şekil 4.2.'de görülmektedir.



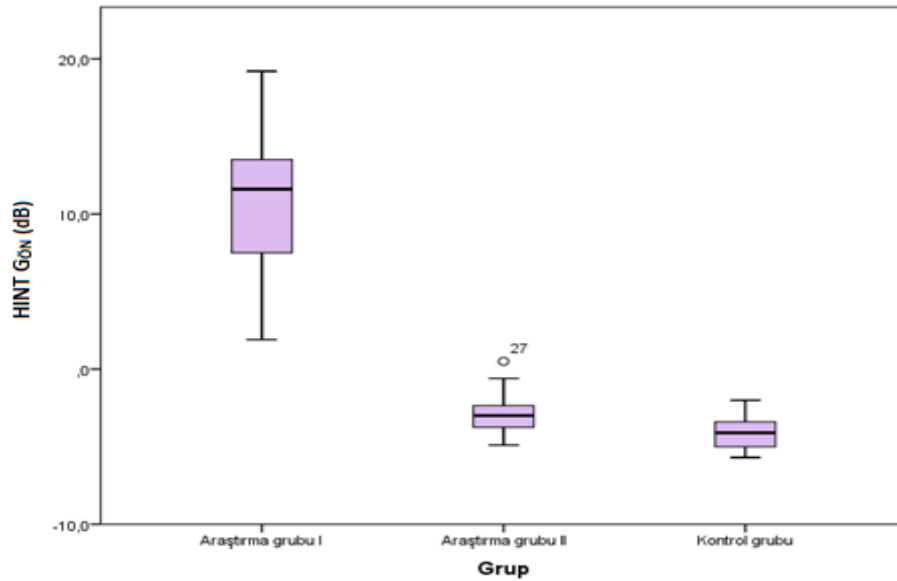
Şekil 4.2. Gruplar için DI skorları ile ilgili kutu grafikleri

4.4. HINT Testi GÖN Koşulu Bulguları

Araştırma grubu I, araştırma grubu II ve kontrol grubuna ait HINT testi GÖN koşulundaki konuşmayı anlama eşiği bulguları Kruskal Wallis Testi ile

karşılaştırılmıştır ve gruplar arası HINT GÖN sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p < 0,001$). Gruplar arası en düşük HINT GÖN ortalaması kontrol grubuna ($-3,66 \pm 2,36$ dB) aitken en yüksek HINT GÖN ortalaması araştırma grubu I'e ($10,91 \pm 5,13$ dB) aittir (Tablo 4.2.).

Gruplar arası ikili karşılaştırmalar Bonferroni düzeltmesi ile belirlenen $p^a < 0,016$ değeri kullanılarak Mann Whitney U testi ile analiz edilmiştir. Araştırma grubu I ile araştırma grubu II ve kontrol grubu arasında; araştırma grubu II ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p^a < 0,016$). Sonuçlar değerlendirildiğinde araştırma grubu I'e ait HINT GÖN skorları araştırma grubu II'ye ait skorlardan ve kontrol grubuna ait skorlardan anlamlı derecede daha kötü bulunmuştur ($p^a < 0,016$). Araştırma grubu II'ye ait HINT GÖN skorları kontrol grubuna ait skorlardan anlamlı derecede daha kötü bulunmuştur ($p^a < 0,016$) (Tablo 4.3.). HINT GÖN skorlarının araştırma grubu I, araştırma grubu II ve kontrol grubu karşılaştırmaları Şekil 4.3.'te görülmektedir.



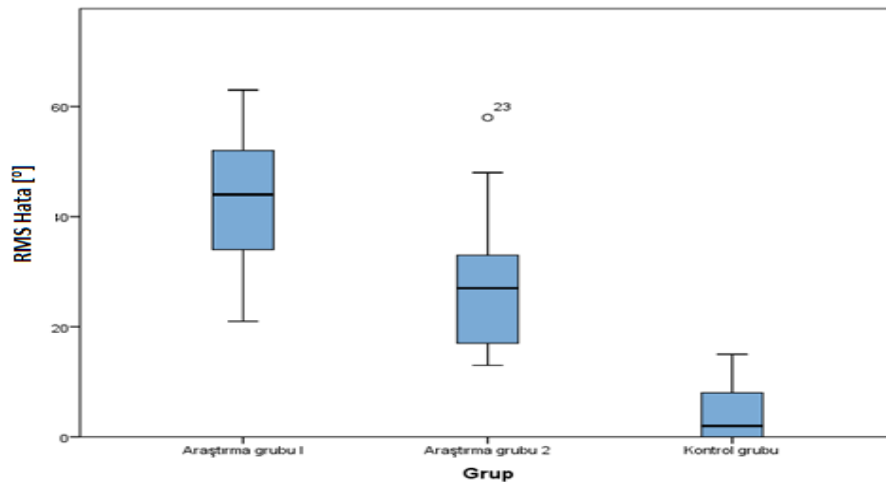
Şekil 4.3. Gruplar için HINT GÖN koşulundaki sinyal gürültü oranı skorları ile ilgili kutu grafikleri

4.5. Azimut Lokalizasyon Testi Bulguları

Araştırma grubu I, araştırma grubu II ve kontrol grubuna ait Lokalizasyon RMS Hata sonuçları Kruskal Wallis Testi ile karşılaştırılmıştır ve gruplar arası Lokalizasyon RMS Hata sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit

edilmiştir ($p < 0,001$). Gruplar arası en düşük Lokalizasyon RMS Hata ortalaması kontrol grubuna ($4,67 \pm 5,24$ °) aitken en yüksek Lokalizasyon RMS Hata ortalaması araştırma grubu I'e ($43,06 \pm 11,68$ °) aittir (Tablo 4.2.).

Gruplar arası ikili karşılaştırmalar Bonferroni düzeltmesi ile belirlenen $p^a < 0,016$ değeri kullanılarak Mann Whitney U testi ile analiz edilmiştir. Araştırma grubu I ile araştırma grubu II ve kontrol grubu arasında; araştırma grubu II ile kontrol grubu arasında olmak üzere istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p^a < 0,016$). Sonuçlar değerlendirildiğinde araştırma grubu I'e ait Lokalizasyon RMS Hata sonuçları araştırma grubu II'ye ve kontrol grubuna ait skordardan anlamlı derecede daha kötü bulunmuştur ($p^a < 0,016$). Araştırma grubu II'ye ait Lokalizasyon RMS Hata sonuçları kontrol grubuna ait skordardan anlamlı derecede daha kötü bulunmuştur ($p^a < 0,016$) (Tablo 4.3.). Lokalizasyon RMS Hata sonuçları araştırma grubu I, araştırma grubu II ve kontrol grubu karşılaştırılmaları Şekil 4.4.'te görülmektedir.



Şekil 4.4. Gruplar için Lokalizasyon RMS^o Hata sonuçları ile ilgili kutu grafikleri

Gruplara ait Harmonik Entonasyon, Harmonik Olmayan Entonasyon, HINT GÖN ve Azimut Lokalizasyon bulguları üçlü karşılaştırma sonuçları Tablo 4.2.'te verilmiştir.

Tablo 4.2. Gruplara göre HI, DI, HINT GÖN ve Azimut Lokalizasyon testleri üçlü karşılaştırma test bulguları

	Araştırma Grubu I (n=17)		Araştırma Grubu II (n=16)		Kontrol Grubu (n=18)		x ²	p
	$\bar{x} \pm SS$	Ortanca	$\bar{x} \pm SS$	Ortanca	$\bar{x} \pm SS$	Ortanca		
HI (Hz)	19,61 ± 12,53	21,00	3,18 ± 1,72	3,00	2,05 ± 0,87	2,00	33,203	<,001**
DI (Hz)	65,05 ± 46,53	61,50	3,06 ± 2,14	3,00	2,22 ± 1,39	2,00	34,158	<,001**
HINT GÖN (dB)	10,91 ± 5,13	11,60	-2,82 ± 1,43	-3,00	-3,66 ± 2,36	-4,10	35,609	<,001**
RMS Hata (°)	43,06 ± 11,68	44,00	27,56 ± 12,82	27,00	4,67 ± 5,24	2,00	38,370	<,001**

n: kişi sayısı; \bar{x} : Ortalama; x²: Kruskal Wallis Testi Chi-square değeri; ** p<0,001; HI: Harmonik Entonasyon DI: Harmonik Olmayan Entonasyon; HINT GÖN: Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Gürültü Önde Koşulu Sinyal Gürültü Oran; RMS Hata [°]: Lokalizasyon *Root Mean Square* Hata Derecesi

Gruplara ait Harmonik Entonasyon, Harmonik Olmayan Entonasyon, HINT G_{ÖN} ve Lokalizasyon RMS Hata test bulguları ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 4.3.'te verilmiştir.

Tablo 4.3. Gruplara göre HI, DI, HINT G_{ÖN} koşulu ve Azimut Lokalizasyon testleri bulguları

		HI		DI		HINT G _{ÖN}		HATA RMS [°]	
		p ^a	Z	p ^a	Z	p ^a	Z	p ^a	Z
Araştırma Grubu I	Araştırma Grubu II	<,001**	-4,433	<,001**	-4,849	<,001**	-4,900	0,002*	-3,085
	Kontrol Grubu	<,001**	-4,984	<,001**	-5,089	<,001**	-4,985	<,001**	-5,099
Araştırma Grubu II	Kontrol Grubu	0,018	-2,356	0,306	-1,025	0,013*	-2,487	<,001**	-4,990

p^a: Bonferoni düzeltmesiyle hesaplanmış yeni p değeri; *p^a<0.016; **p^a<0.001; Z: Standart değer; HI: Harmonik Entonasyon DI: Harmonik Olmayan Entonasyon; HINT G_{ÖN}: Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Gürültü Önde Koşulu Sinyal Gürültü Oran; RMS Hata [°]: Lokalizasyon *Root Mean Square* Hata Derecesi

Araştırma gruplarında işitilen taraf ile lokalizasyon becerisi arasındaki ilişki karşılaştırılmıştır. Araştırma grubu I'de koklear implantasyon tarafları ile lokalizasyon yön tayin etme tarafı aynı tarafa 13 (%76,47), karşı tarafa 4 (%24,52) birey olacak şekilde bulunmuştur. Araştırma grubu II'de işitme kaybı bulunan taraf ile lokalizasyon yön tayin etme tarafı aynı tarafa 8 (%50), karşı tarafa 8 (%50) birey olacak şekilde bulunmuştur.

4.6. Test Sonuçları Arasındaki İlişkinin İncelenmesi

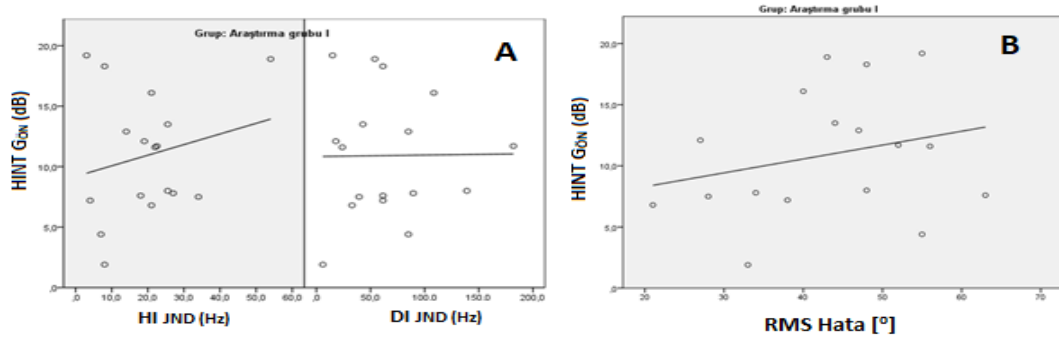
Her bir gruba ait HI, DI, HINT G_{ÖN} ve Azimut Lokalizasyonu sonuçları arasındaki ilişkiler Spearman Korelasyon Testi ile incelenmiştir. Araştırma grubu I'de testler arası anlamlı derecede ilişki bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 4.4.).

Tablo 4.4. Araştırma grubu I’de test sonuçları arasındaki ilişki bulguları

Spearman Korelasyon	Araştırma Grubu I (n=17)							
	HI		DI		HINT GÖN		HATA RMS [°]	
	r	p	r	p	r	p	r	p
<i>HINT GÖN</i>	0,120	0,646	0,054	0,837	.	.	0,258	0,318
<i>HATA RMS [°]</i>	-0,242	0,349	0,264	0,306	0,258	0,318	.	.

* $p < 0,05$; r: Korelasyon Katsayısı; n: Kişi sayısı; HI: Harmonik Entonasyon DI: Harmonik Olmayan Entonasyon; HINT GÖN: Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Gürültü Önde Koşulu Sinyal Gürültü Oran; Hata RMS[°]: Lokalizasyon *Root Mean Square* Hata Derecesi

Araştırma grubu I’in HI/DI sonuçları ve Azimut Lokalizasyonu sonuçları ile HINT GÖN sonuçları arasındaki korelasyon Şekil 4.5.’te gösterilmiştir.



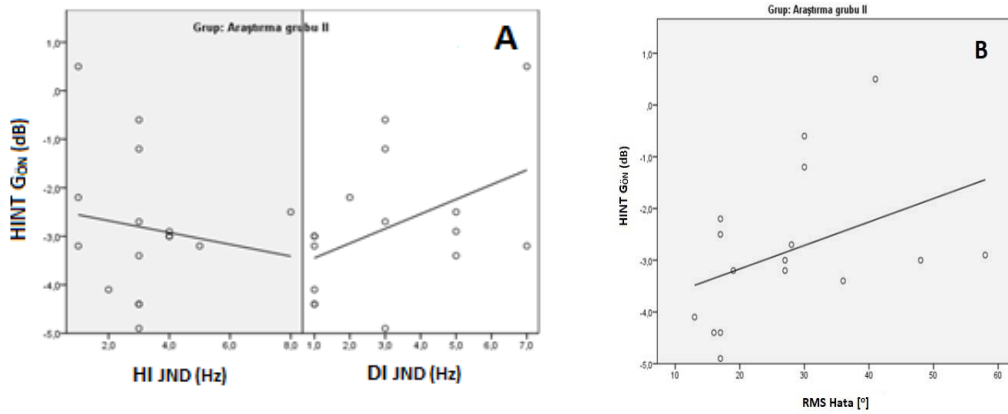
Şekil 4.5. A. HI/DI skorları ile HINT GÖN skorları arasındaki ilişki; B. HINT GÖN skorları ile Azimut Lokalizasyonu skorları arasındaki ilişki.

Araştırma grubu II’de HINT GÖN ve Azimut Lokalizasyonu testleri arasında orta düzeyde korelasyon bulunmuştur ($p < 0,05$). Diğer testler arasında ise anlamlı korelasyon tespit edilmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.5.). Araştırma grubu I’in HI/DI sonuçları ve Azimut Lokalizasyonu sonuçları ile HINT GÖN sonuçları arasındaki korelasyon bulguları Şekil 4.6’da gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Araştırma grubu II’de test sonuçları arasındaki ilişki bulguları

	Araştırma Grubu II (n=16)							
	HI		DI		HINT GÖN		HATA RMS [°]	
	r	p	r	p	r	p	r	p
<i>HINT GÖN</i>	-0,063	0,815	0,423	0,103	.	.	0,518	0,040*
<i>HATA RMS [°]</i>	0,151	0,576	0,404	0,121	0,518	0,040*	.	.

* $p < 0,05$; r: Korelasyon Katsayısı; n: Kişi sayısı; HI: Harmonik Entonasyon DI: Harmonik Olmayan Entonasyon; HINT GÖN: Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Gürültü Önde Koşulu Sinyal Gürültü Oran; Hata RMS [°]: Lokalizasyon *Root Mean Square* Hata Derecesi

**Şekil 4.6.** A. HI/DI skorları ile HINT GÖN skorları arasındaki ilişki; B. HINT GÖN skorları ile Azimut Lokalizasyonu skorları arasındaki ilişki.

4.7. Katılımcıların Yaşları ile Test Sonuçları Arasındaki İlişki

Yapılan Spearman Korelasyon Testi analizinde HI, DI, HINT GÖN koşulu ve Azimut Lokalizasyonu test sonuçları ile yaş arasında üç grupta da istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon elde edilmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.6.).

Tablo 4.6. Test sonuçlarının grupların yaşları arasındaki ilişki bulguları

	HI		DI		HINT G _{ÖN}		HATA RMS [°]	
	r	p	r	p	r	p	r	p
<i>Araştırma Grubu I (Yaş)</i>	0,130	0,618	0,301	0,240	-0,179	0,491	0,005	0,985
<i>Araştırma Grubu II (Yaş)</i>	-0,292	0,273	- 0,160	0,555	0,260	0,331	-0,110	0,684
<i>Kontrol Grubu (Yaş)</i>	-0,271	0,277	0,098	0,698	0,036	0,888	0,152	0,548

*p<0,05; HI: Harmonik Entonasyon DI: Harmonik Olmayan Entonasyon; HINT G_{ÖN}: Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Gürültü Önde Koşulu Sinyal Gürültü Oran; Hata RMS [°]: Lokalizasyon *Root Mean Square* Hata Derecesi

4.8. Araştırma Grubu I için Test Sonuçlarını Etkileyen Değişkenlerin İncelenmesi

Araştırma grubu I'de bireylerin Kİ tarafı ile test sonuçlarının farklılık gösterip göstermediği Mann Whitney U testi ile karşılaştırılmıştır. HI, DI, HINT G_{ÖN} koşulu, Azimut Lokalizasyonu test bulguları ile Kİ tarafı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 4.7.).

Tablo 4.7. Araştırma grubu I'de katılımcıların koklear implant kullandıkları taraf ile ilişkili bulgular

	Sağ Taraf (n=7)				Sol Taraf (n=10)				Z	P
	$\bar{x} \pm SS$	Min	Mak		$\bar{x} \pm SS$	Min	Mak			
<i>HI</i>	22,07±16,09	7,0	54,0		17,90±9,92	3,0	34,0		-0,391	0,696
<i>DI</i>	54,35±33,91	6,0	89,5		72,55±54,13	15,0	182,0		-0,489	0,625
<i>HINT GÖN</i>	10,21±5,85	1,9	18,9		11,40±4,83	6,8	19,2		-0,098	0,922
<i>Hata RMS [°]</i>	40,43±9,58	27	55		44,90±13,12	21	63		-1,026	0,305

n: kişi sayısı; \bar{x} : Ortalama; Min: Minimum; Mak: Maksimum; *p<0,05; HI: Harmonik Entonasyon DI: Harmonik Olmayan Entonasyon; HINT GÖN: Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Gürültü Önde Koşulu Sinyal Gürültü Oran; Hata RMS [°]: Lokalizasyon Root Mean Square Hata Derecesi

Araştırma grubu I'de bireylerin, bilateral işitsel yoksunluk süresi ile test sonuçlarının farklılık gösterip göstermediği Spearman Korelasyon Testi ile karşılaştırılmıştır. HI ($p= 0,804$), DI ($p= 0,683$), HINT GÖN koşulu ($p= 0,992$), Azimut Lokalizasyonu ($p= 0,700$) test bulguları ile bilateral işitsel yoksunluk süresi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Araştırma grubu I'de bireylerin Kİ kullanım süresi ile test sonuçlarının farklılık gösterip göstermediği Spearman Korelasyon Testi ile karşılaştırılmıştır. HI ($p= 0,322$), DI ($p= 0,495$), HINT GÖN koşulu ($p= 0,731$), Azimut Lokalizasyonu ($p= 0,766$) test bulguları ile Kİ kullanım süresi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Araştırma grubu I'de bireylerin kullandıkları Kİ markası ile test sonuçlarının farklılık gösterip göstermediği Mann Whitney U testi ile kıyaslanmıştır. HI ($p= 0,900$), DI ($p= 0,312$), HINT GÖN koşulu ($p= 0,529$), Azimut Lokalizasyonu ($p= 0,659$) test bulguları ile Kİ markası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

4.9. Araştırma Grubu II için Test Sonuçlarını Etkileyen Değişkenlerin İncelenmesi

Araştırma grubu II'de bireylerin işitme kaybı tarafı ile test sonuçlarının farklılık gösterip göstermediği Mann Whitney U testi ile karşılaştırılmıştır. HI, DI, HINT GÖN koşulu, Azimut Lokalizasyonu test bulguları ile işitme kaybı tarafı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.8.).

Tablo 4.8. Araştırma grubu II’de katılımcıların işitme kaybı tarafı ile ilişkili bulgular

	Sağ Taraf (n= 7)			Sol Taraf (n= 10)			Z	p
	$\bar{x}\pm SS$	Min	Mak	$\bar{x}\pm SS$	Min	Mak		
<i>HI</i>	3,00±1,06	1,0	4,0	3,37±2,26	1,0	8,0	-0,110	0,912
<i>DI</i>	2,12±1,45	1,0	5,0	4,00±2,39	1,0	7,0	-1,637	0,102
<i>HINT GÖN</i>	-3,4±0,94	-4,9	-2,2	-2,25±1,65	-4,4	,5	-1,000	0,317
<i>Hata RMS [°]</i>	28,00±16,52	13	58	27,13±8,93	17	41	-0,689	0,491

n: kişi sayısı; \bar{x} : Ortalama; Min: Minimum; Mak: Maksimum; *p<0,05; HI: Harmonik Entonasyon DI: Harmonik Olmayan Entonasyon; HINT GÖN: Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Gürültü Önde Koşulu Sinyal Gürültü Oran; Hata RMS [°]: Lokalizasyon Root Mean Square Hata Derecesi

Araştırma grubu II’de bireylerin işitme kaybı süresi ile test sonuçlarının farklılık gösterip göstermediği Spearman Korelasyon Testi testi ile kıyaslanmıştır. HI (p= 0,037), DI (p= 0,648), HINT GÖN koşulu (p= 0,460), Azimut Lokalizasyonu (p= 0,847) test bulguları ile işitme kaybı süresi testlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma tek taraflı işitmenin, bireylerin gürültüde konuşmayı tanıma ve lokalizasyon becerilerini olumsuz yönde etkilediğini ve Kİ kullanıcısı genç erişkinlerde TFS bilgisinin doğru bir şekilde kodlanmadığını ortaya koymaktadır.

Normal işitmeye sahip bireyler, ortamda gürültü varlığında konuşmayı anlama ve ses kaynaklarını yatay düzlemde konumlandırma için bilateral işitme kullanmaktadır. Diotik toplamın lokalizasyona, gürültü varlığında konuşmayı anlamaya ve seslerin algılanmasına yardımcı olduğu öne sürülmüştür. Tek taraflı dinleme ile aynı performans elde edilemeyeceği belirtilmiştir (128).

Fizyolojik ve bilişsel etkilenim ile santral işitsel işlemlenin bozulduğu farklı çalışmalarda vurgulanmıştır. İşitsel işleme görevlerinde kötü performans gösteren ve dinleme güçlüğü çeken bireylerin bilişsel eksikliklerinin de mevcut olduğu gösterilmiştir (129, 130). Zamansal işleme, lokalizasyon becerisi ve gürültüde ayırt etme gibi üst bilişsel fonksiyonları gerektiren görevler, bireylerin bilişsel beceri durumlarından etkilenebilmektedir (131). Bir bireyin periferik işitmesi klinik olarak normal olmasına karşın, bazı eşik üstü işitsel işleme yeteneklerinin yaşla birlikte azalacağı vurgulanmıştır (132).

Bu çalışmada bilişsel fonksiyonların etkilenimini ekarte etmek amaçlanarak Nasreddine (133) tarafından geliştirilen, Selekler ve ark. (134) tarafından Türkçeye uyarlanan MoCA testi katılımcılara uygulanmıştır. Uyarlanan formuna göre belirtilen, 21 puan altı performans gösteren bireyler çalışma dışı bırakılmıştır.

Literatürde yaşla birlikte sözel dil işlemlenin algısal, bilişsel ve sosyal-duygusal süreçlerdeki değişikliklerden ve bu değişiklikler arasındaki etkileşimlerden etkilendiği belirtilmiştir (131). Getzmann ve ark. (135) yaşlanmanın zorlu dinleme koşullarındaki bireyler arası farklılıkların potansiyel kaynaklarını incelemiştir. Simüle edilen “kokteyl partisi” senaryosunda genç ve geriatric yetişkinlerde konuşma algısı değerlendirilerek, düşük ve yüksek performanslı olarak geriatric bireyler ayrılmıştır. Yüksek performanslı geriatric bireylerle eşleşen genç yetişkin bireyler ile üç grup oluşturulmuştur. Olaya ilişkin işitsel potansiyeller ile yapılan değerlendirmede geriatric bireylerin, genç yetişkinlere göre dikkat kontrolü latansının geciktiği ve konuşma işlenmesi ile ilişkin amplitüdlere azaldığı gözlemlenmiştir. Yüksek performans gösteren geriatric bireylerin düşük

performanslılara göre her iki parametrede de daha iyi sonuçlar verdiği bulunmuştur. Periferal ve santral işitsel işlemedeki potansiyel eksikliklerin, kognitif becerileri ile ilişkisi olduğunu vurgulamıştır.

Füllgrabe ve ark. (136), geriatric bireylerde, gürültüde konuşmayı ayırt etmeyi kognitif ve TFS duyarlılığının bileşik ölçüleriyle değerlendirmiştir. Geriatric bireylerde konuşma algısındaki düşüşlerin bilişsel ve algısal değişikliklerden kaynaklandığını göstermiştir. Yine Füllgrabe (137) hem monaural hem de binaural TFS duyarlılığını yaşa bağlı incelemiştir. Genç yetişkinlikten başlayarak kademeli olarak azaldığını ve orta yaşın başlarında (40 ila 49 yaşları arasında) önemli derecede eksikliklerin görüldüğünü belirtmiştir.

Çalışmalar lokalizasyon bilgisinin işlenmesinin de yaşlanmayla giderek daha az verimli hale geldiğini vurgulamıştır (138-140). Dobrev ve ark. (141), yaş ile lokalizasyon becerisi ilişkisini araştırmak için, genç yetişkin, orta-yaşlı yetişkin ve geriatric yetişkin olmak üzere üç gruptan, karanlık bir odada görsel olarak kılavuzlu manuel lazer işaretleme kullanarak bant geçiren hedefleri lokalize etmelerini istemiştir. Geniş bantlı (0,1–20 kHz) uyarın, ITD ve ILD değerlendirmek için 250 Hz aralıklarla uyarınlar sunulmuştur. Genç yetişkinler ile karşılaştırıldığında, orta yaşlı ve geriatric bireyler, işitsel zamansal işlemede yaşa bağlı 1250-1575 Hz içindeki dar bant hedefler için belirgin yatay lokalizasyon eksiklikleri göstermiştir. Böylece bu çalışma işitsel uzamsal ipuçlarının ses lokalizasyonundaki farklı sinirsel işleyişinin ve ilerleyen yaşla birlikte seçiciliğin bozulmasının altını çizmiştir.

Birçok çalışma yaşın gerek binaural işleme, gerekse zamansal işleme üzerinde etki ettiğini belirtmiştir. Yaşa bağlı olarak TFS işleme kapasitesinin kötüleştiği, gürültüde konuşmayı tanıma ve lokalizasyon becerisinin azaldığı vurgulanmıştır (53, 132, 138). Bu nedenle belirtilen olası etkilerin çalışmayı sınırlandırmaması için bu çalışmada 18-40 yaş arası bireyler çalışmaya dahil edilerek yaş aralığı sınırlı tutulmuştur. Bu çalışmada gruplar içerisinde yaş ile test sonuçlarının arasında korelasyon olmaması da bu ön hipotezi doğrulamaktadır.

İşitsel beyin fizyolojisinin maturasyonu için kritik dönemin sona ermesinin ardından da plastisite azalmış da olsa devam etmektedir. Böylece postlingual işitme kayıplı bireyler modifiye edilmiş duyuşal girdilere uyum sağlayabilmektedir. Postlingual işitme kaybının neden olduğu sözel iletişim zorlukları, sözel dili

işlemler için özelleşmiş nöral ağların kortikal reorganizasyonunu şekillendirmektedir (142).

Postlingual işitme kayıplı yetişkinlerde nöroplastisitenin mevcut olup olmadığını araştıran Lee ve ark., (143) Flor-18 işaretli florodeoksiglukoz ile pozitron emisyon tomografisi görüntülemelerinde serebral glikoz metabolizması modelini incelemiştir. Bu çalışma, postlingual işitme kaybı bulunan yetişkin bireylerin beyinlerinde plastisitenin mevcut olduğunu göstermiştir. Olgun beyinde, işitsel yoksunluğun birincil işitsel ve işitme ile ilişkili kortekslerde nöronal aktiviteyi geçici olarak azalttığı ve zamanla işitsel kortekste fonksiyonel reorganizasyonun gerçekleşebileceği vurgulanmıştır. Plastisite, duyuusal yoksunluğa sahip olgun beyinlerde superior temporal ve anterior singulat girusta belirgin olduğunu ve koklear implantları olan hastalarda implantasyon sonrası iyileşme fonksiyonu göstereceği belirtilmiştir.

Prelingual ile postlingual işitme kaybı arasında işitsel işlemedeki farklılıklar göz önüne alınarak bu çalışmada dil edinim süreci olan kritik dönemde bilateral normal işitmeye sahip bireyler ile daha doğru bulguları yansıtabilmek açısından her iki çalışma grubuna da postlingual bireyler dahil edilmiştir.

Bu çalışmanın bir amacı, unilateral Kİ kullanıcısı ve unilateral işitme kayıplı bireylerin HINT Türk versiyonu ile konuşma algısını değerlendirmektir. HINT orijinali İngilizce dilidir. Sessiz ortam, gürültü-konuşmanın karşıdan geldiği, gürültünün karşıdan konuşmanın soldan geldiği ve gürültünün karşıdan konuşmanın sağdan geldiği olmak üzere dört koşulu mevcuttur. Bu çalışmada gerçek normal ortam koşullarını sağlayabilmek için gürültü-konuşmanın karşıdan geldiği koşulda değerlendirme yapılmıştır. Türkçe versiyonunda (116) GÖN koşulda norm değeri $-3,2 \pm 1,1$ iken bu çalışmada kontrol grubunda GÖN koşulda ortanca $-4,1$ olarak belirlenmiştir.

Bu çalışmanın bir diğer amacı, TFS hassasiyetini üç grup arasında karşılaştırmaktır. Literatürde TFS değerlendirilmesi için çeşitli davranışsal ve elektrofizyolojik yaklaşımlar kullanılmaktadır (120, 144). Binaural TFS bilgisini işleme kapasitesini değerlendirmek için 250, 500 ve 750 Hz merkez frekanslarında yerleşik *TFS-LF* testi ve kulaklar arası faz farkının sabitlendiği *TFS-AF* testi geliştirmiştir. Moore ve Sek (118), TFS'ye monoaural duyarlılığı

değerlendirmek için TFS1 testi adı verilen bir test geliştirmiştir. Bu test, dinleyicilerin harmonik tonları temel frekansı F_0 ile aynı tonlardan ayırt etmelerini gerektiren ve tüm bileşenlerin Hertz, Δf 'de aynı miktarda yukarı kaydırılarak uyumsuz bir ton oluşturduğu mekanizmadır. Hopkins ve Moore (119) tarafından TFS'ye binaural duyarlılık testi geliştirilmiştir. *TFS-LF* testi olarak adlandırılan test, kulaklıklar aracılığıyla sunulan saf ton patlamalarındaki sesler arası faz farkındaki değişiklikleri tespit etmek için eşikleri ölçmeye dayanmaktadır.

TFS-LF testinin bilateral TFS'ye karşı iyi bir hassasiyet ölçüsü sağladığı yaygın olarak kabul edilmesine rağmen, testin sınırlamalarının mevcut olduğu belirtilmiştir. Tonların frekansının örneğin 500 veya 750 Hz'de sabit olması ve seçilen frekansla, özellikle geriatric bireylerin görevi yerine getiremediği vurgulanmıştır (145). Fullgrabe ve ark. (120) tarafından son olarak da binaural TFS bilgisini işleme kapasitesini değerlendirmek için 250, 500 ve 750 Hz merkez frekanslarında yerleşik *TFS-AF* testini geliştirmiştir.

Bu çalışmada TFS bilgisinin işlenmesini değerlendirmek için Vaarenberg (121) tarafından geliştirilen HI/DI testi tercih edilmiştir. Bu test bataryası farklı çalışmalarda kullanılmıştır (146, 147). Bu çalışmada kontrol grubu HI/DI skorlarında min-maks değer aralığı, Varenberg'in belirttiği normal aralık içerisinde elde edilmiştir (121). Tek taraflı işitme ile yaşamını sürdüren unilateral koklear implant kullanıcısı ve unilateral işitme kayıplı bireylerin TFS işleme kapasitesinin serbest alanda değerlendirilmesi için HI/DI test bataryası seçilmiştir.

Bu çalışmanın diğer amacı ise, üç grup arasında lokalizasyon becerilerini kıyaslamaktır. Normal işitmeye sahip bireylerin ses lokalizasyonu becerisinin çoğunlukla 1.5 kHz'in altındaki frekanslarda, akustik TFS tarafından taşınan kulaklar arası zaman farkı bilgisine büyük ölçüde dayandığı belirtilmiştir (7, 148, 149). Kulak arası zaman farkı ipuçlarının alçak frekanslarda belirgin olduğu, ITD hassasiyetinin 300 Hz'in üzerindeki uyarın hızlarında azaldığı, konuşmayı anlama ve ITD arasında bir denge olduğu belirtilmiştir (150). Önceki çalışmalarda bireylerin lokalizasyon becerisinin değerlendirilmesinde daha çok yüksek frekans uyarın kullanılması ile ILD ipucunun da lokalizasyon becerisine katkı sağlayabileceğini düşünülmüştür (151, 152). Bu çalışmada alçak frekans kapasitesini daha doğru yansıtabilmek adına ITD değerlendirmesi için azimut lokalizasyonu /a/ foneminin

500 Hz *cut-off* alçak frekans *bandpass* filtreden geçirilerek oluşturulan uyaran tercih edilmiştir. Böylece TFS işlemlerinin ilişkili olduğu iddia edilen lokalizasyon becerisini daha doğru temsil edilmesi amaçlanmıştır.

Normal işitmeye sahip bireylerin hedef konuşmacı ve rakip maskeleyici etkenlerin konumuna göre ayırma becerisinin, gürültüde konuşmayı tanımayı anlamak için önemli olduğu belirtilmektedir (153). Maskeleymeden uzamsal salınım (*spatial release from masking*) olarak bilinen bu fenomenin büyük ölçüde, alçak frekans TFS bilgisi tarafından taşınan kulaklar arası zaman farkının alınmasına da bağlı olduğu vurgulanmıştır (154). Normal işitsel sistemde, TFS bilgisinin bir sesin ürettiği baziler membrandaki mekanik salınımlar ile sinir ateşlemelerinin zaman bazlı mekanizmada "faz kilitleme" paterni ile kodlandığı düşünülmektedir (150). Bu çalışmada gürültüde konuşmayı anlama, ITD hassasiyetine izin veren lokalizasyon becerisi ve HI/DI ile TFS bilgisi hassasiyetini değerlendiren test bataryası varlığında, üç gruptaki bireylerde akustik TFS bilgisi ipucunun işlemlenmesinin bir bütünlük içinde incelenmesi amaçlanmıştır.

Günümüzde TTİK bulunan bireylerde, kontralateral sinyal yönlendirme (*Contralateral Routing Of Signals*) işitme cihazları, kemiğe monte işitme cihazı (*Bone-anchored hearing systems*) sistemleri, koklear implantlar ve frekans modülasyonlu sistemler dahil olmak üzere çeşitli müdahale seçenekleri mevcuttur. Tüm bireyler için tek bir protokol önerilmemektedir. Herhangi bir müdahale planında, her bireyin benzersiz ihtiyaçları ve beklentileri dikkate alınarak kişiselleştirilmesi gerektiği belirtilmiştir (155). Tek taraflı total işitme kaybının negatif etkisine rağmen kozmetik kaygı, maddi sebepler ve bilgi eksikliği sebebiyle genel olarak tek taraflı işitme ile yaşamlarını sürdürmektedirler (156, 157).

Literatürde daha uzun süre TTİK'e sahip ya da konjenital işitme kaybı olan bireylere kıyasla, akkiz işitme kaybı ve daha kısa işitme kaybı süresi olan bireylerin daha iyi sonuçlara doğru bir eğilimi gösterilmiştir. (158). Mevcut çalışmada tek taraflı total işitme kaybı süresi değişkeninin test sonuçlarına olası etkisi değerlendirilmiş ve anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Tek taraflı total işitme kaybı süresinin test sonuçlarına herhangi bir etkisinin olmamasının sınırlı örneklem sayısına bağlı olabileceği düşünülmüştür ve çalışmanın bir limitasyonu olarak belirlenmiştir.

Yang ve ark. (159) TTİK'in beyin morfolojisi ve bölgesel beyin aktivitesi üzerindeki etkisini araştırmak için sağ kulakta total işitme kaybı olan 14 birey ile, 19 sağlıklı bireyden alınan T1-ağırlıklı volümetrik görüntüler ve görevden bağımsız fonksiyonel MRG ile değerlendirmiştir. Tek taraflı işitme kaybı bulunan bireylerde değişen gri madde hacmi, beyaz madde hacmi olan beyin bölgelerini tespit etmek için voksel bazlı morfometri yapılmıştır. Alçak frekans fluktuasyonunun amplitüdü, başlangıçtaki beyin aktivitesini analiz etmek için hesaplanarak iki grup arasında karşılaştırılmıştır. Tek taraflı işitme kaybı bulunan bireylerde bilateral posterior singulat girus ve prekuneus, sol üst/orta/alt temporal girus, sağ parahipokampal girus ve lingual girusta gri madde hacminde azalma görmüştür. Ayrıca bilateral prekuneus, sol inferior parietal lobül ve sağ inferior frontal girus ve insulada alçak frekans fluktuasyonunun amplitüdünde anlamlı azalma, sağ inferior ve orta temporal girusta alçak frekans fluktuasyonunun amplitüdünde artış göstermiştir. Tek taraflı işitme kaybı bulunan bireylerin beyin morfolojik değişikliklerini tetikleyebileceğini ve anormal temel beyin aktivitesi ile ilişkili olduğu gösterilmiştir. Böylece, tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerde çeşitli bilişsel bozukluklarla potansiyel olarak ilişkili olan beyin parankiminde atrofiyi düşündüren gri madde hacminin azaldığı keşfedilmiştir. Ayrıca alçak frekans fluktuasyonunun amplitüdündeki değişiklikleri, başlangıçtaki anormal beyin aktivitesini yansıtarak, TTİK hastalarında beyin işlev bozukluğuna işaret edeceği öne sürülmüştür.

Mevcut çalışmada elde edilen sonuçlar, HI ve DI uyaranlarının zamansal perde karmaşıklığı JND ile değerlendirildiğinde TTİK bulunan bireylerdeki tek taraflı işitsel girdinin TFS işlemeleme yeteneklerini etkilemediğini göstermektedir.

Literatürde TTİK bulunan bireylerde frekans ayırt etme ile zamansal işlemeleme ve perde algısını değerlendiren sınırlı sayıda çalışma yer almaktadır. Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerin TFS işlemeleme kapasiteleri değerlendirilmemiş olup genel olarak zamansal çözünürlüğün değerlendirilmesinde kullanılan yaygın psikoakustik yaklaşımlar arasında "boşluk tespiti" veya "genlik modülyasyon tespiti" yer almaktadır. Boşluk tespiti, bir dinleyicinin algılayabileceği en kısa sessizlik aralığını yansıtırken, genlik modülyasyon tespiti, bir kişinin bir sesin genliğindeki değişiklikleri algılama yeteneğini yansıtmaktadır (128).

Beynin sol hemisferindeki işitsel korteks, konuşma dahil olmak üzere karmaşık zamansal yapıya sahip akustik uyarıların işlenmesi için uzmanlaşmış olması ve sağ hemisferin ise spektral işleme için birincil olması, tonal uyarı ve müzikal algıyı desteklemesiyle ilişkilidir. Sininger ve Bode (85) yaptıkları çalışmada, gürültü ipuçlarını kullanarak boşluk tanıma eşikleri için önemli bir sağ kulak avantajı bulurken, tonal uyarılar için daha küçük bir sol kulak avantajı bulmuştur. Tek taraflı işitme kaybı olan bireylerin ise sağ veya sol işiten kulaklarında normal işiten bireylere benzer şekilde performans gösterdiğini ortaya koymuştur.

Miller ve Deborah (160), TTİK bulunan bireylerin sağlam kulağına iletilen sesler ile bilateral normal işitmeye sahip bireylerin tek taraflı girdi sunularak zamansal işleme kabiliyetini kıyaslamıştır. Tek taraflı işitme kaybı bulunan bireyler ile bilateral normal işitmeye sahip bireyler arasında anlamlı fark bulunmadığını belirtmiştir. Bu bulgular zamansal çözünürlüğün boşluk algılama ölçümlerini kullanan Sininger ve Bode'un (85) sonuçlarını desteklemektedir.

Mevcut çalışmanın bulguları önceki çalışmalar ile tutarlı olmakla birlikte, Ghazaleh ve ark.'ın (161) yapmış olduğu fonksiyonel MRG görüntüleme çalışması ile de ilişkilendirilebilir. Ghazaleh ve ark. (161) TTİK ve tinnitus olan bireylerin birincil işitme korteksinde fonksiyonel aktivitede değişim gösterip göstermediğini test etmek için 7T ultra yüksek çözünürlüklü fonksiyonel MRG ile incelemiştir. 1-4 kHz'de en az 40 dB HL seviyede işitme kaybı bulunan TTİK ve tinnitus olan on bir katılımcı normal işitmeye sahip kontrol grubu ile karşılaştırılmıştır. Tek taraflı işitme kaybı bulunan bireylerde, kortikal harita distorsiyonunu birincil işitme korteksindeki alçak frekanslı bölgelerin artan temsili ve artan cevap amplitüdü ile açıklamıştır. Bu değişikliklerin 250-354 Hz arasında zirveye ulaştığını, katılımcıların tinnitus frekans aralıklarında oldukça düşük olduğunu belirtmiştir. Sonuç olarak kortikal haritanın alçak frekanslı seslere karşılık gelen bir bölgesinde aşırı temsil ve hiperaktivite bulgularına erişmiştir.

Mevcut çalışmada elde edilen sonuçlardan, TTİK bulunan bireylerdeki tek taraflı işitsel girdinin, gürültüde konuşmayı tanıma becerilerini etkilediği görülmektedir. Normal işiten bireylere göre gürültüde konuşmayı anlama becerisinin belirgin şekilde etkilendiği belirlenmiştir. Bu sonuçlar tek taraflı işitme kaybı

tanısıyla takip edilen bireylerin günlük yaşamda gürültülü ortamda konuşmayı anlama performanslarındaki etkilenimini ortaya koymaktadır.

Nishihata ve ark. (162) TTİK olan bireylerde zamansal çözünürlük ve zamansal sıralama, ses lokalizasyonu ve işitsel tahmin performanslarını değerlendirmiş, öğrenme, iletişim ve dil güçlükleri ile ilişkilerini araştırmışlardır. Katılımcılara ses lokalizasyonu, sıralı bellek, Rastgele Boşluğu Tanıma testi ve gürültü içinde konuşma testi yoluyla işitsel işleme değerlendirmesi uygulanmıştır. Tek taraflı işitme kaybı olan grubun zamansal sıralama, çözünürlük, ses lokalizasyonu ve işitsel tahmin yeteneklerinde daha kötü performans gösterdiklerini ortaya koymuştur. Ayrıca sol kulakta işitme kaybı olan bireylerin ses lokalizasyonu dışında tüm yeteneklerde sağ kulakta işitme kaybı olanlara göre daha kötü sonuçlar gösterdiğini vurgulamıştır. Mevcut çalışmada TTİK bulunan bireylerin gürültüde tanıma performansı literatürü desteklerken, işitilen kulak taraflarına göre sonuçlarda anlamlı farkı saptanmamıştır.

Mevcut çalışmada elde edilen sonuçlara göre TTİK bulunan bireylerdeki tek taraflı işitsel girdinin lokalizasyon becerilerini olumsuz yönde etkilediği görülmektedir. Normal işiten bireylere göre lokalizasyon becerisinin belirgin şekilde eksik olduğu belirlenmiştir. Böylece bu çalışmadaki sonuçlar TTİK tanısıyla takip edilen bireylerin günlük yaşamda sesin yönünü tayin etmede zorluk çektiklerini ortaya koymaktadır.

Slattery ve ark. (163), geniş-bant gürültü uyaran ile prelingual TTİK'e sahip beş birey ile hem bilateral hem de tek kulağı tıkanan bilateral normal işitmeye sahip yedi birey arasında lokalizasyon kabiliyetlerini değerlendirmiştir. Kulak tıkaçının mevcut olduğu normal işitmeye sahip bireyler lokalizasyon performanslarında açık kulak tarafına doğru ortalama 30.9° oranında belirgin bir lateralizasyon ile sonuçlanmıştır. Dikey lokalizasyonda ise daha az bozulma görülmüştür. Beş monaural hasta, sesleri lokalize etmek için önemli ölçüde yetenek göstermiştir. Tek taraflı total işitme kaybına sahip bireylerin ikisinde, bir kulağı tıkalı normal işitmeye sahip bireylerle benzer lateralite sonuçları elde edilmiştir. Diğer üç katılımcı ise işiten kulak tarafına doğru çok az yanal lateralizasyon göstermeleri veya hiç göstermemeleri ve hedefleri işitme kayıplı taraflarına yaklaşık eşit derecede iyi konumlandırmaları ile bir kulağı tıkalı gruba göre önemli ölçüde daha iyi

lokalizasyon performansı göstermişlerdir. Bu son hastaların performansı, tek kulak ile olan ipuçlarının hem yatay hem de dikey boyutta yararlı lokalizasyon bilgileri sağlayabileceğini vurgulamıştır. Slattery ve ark. (163) tarafından yapılan çalışmaya benzer olarak, mevcut çalışmada sesin lokalize olduğu yön incelendiğinde bireylerin tek taraflı işitme sağladıkları taraf ile işitme kayıplı taraf arasındaki sıklıklar aynı bulunmuştur.

Koklear implant aracılığıyla işitme sinirinin elektrikle uyarılması, total işitme kaybı bulunan bireylere işitme duyularını geri kazandırabilmektedir. Gelişmiş, konuşma işleme stratejilerinin, konuşma işlemcilerinin ve elektrot tasarımlarının ilerlemesiyle, koklear implant hastalarının konuşma tanıma yeteneklerinde genel bir artış gözlemlendiği vurgulanmıştır. Bununla birlikte, koklear implant kullanıcılarının genel olarak iyileştirilmiş konuşma performansının yanı sıra, kullanıcıların bireysel olarak sağladığı yararda önemli değişkenlik devam etmektedir. Kullanıcıların implantasyon yaşı ve bilateral işitsel yoksunluk süresi gibi birçok faktörün bu değişkenliği açıkladığı öne sürülmüştür (164). Mevcut çalışmada bu değişkenliklerin test sonuçlarına olası etkisi araştırılmıştır. Bilateral işitsel yoksunluk süresi ve Kİ kullanım süresinin bu çalışmada test sonuçları ile ilişkisi olmadığı belirlenmiştir. İlgili değişkenlerin test sonuçlarını etkilememesinin sınırlı örnek sayısına bağlı olabileceği düşünülmüştür. Bu, çalışmanın bir limitasyonu olarak belirlenmiştir.

Busby ve ark. (165), Cochlear™ markasının cihazını kullanan implant kullanıcılarında, pulsatil elektrik uyarılarının zamansal modülasyonlarının algılanmasını ölçmüştür. Prelingual olan üç katılımcının performanslarında grup içinde daha fazla varyasyon gösterdiklerini ve genel performans seviyelerinin postlingual olan yetişkinlere göre daha zayıf olduklarını bildirmiştir. Busby ve ark. (165), erişmiş olduğu sonuçlar da bu çalışmada, Kİ kullanan tüm katılımcıların postlingual seçilmesinin daha faydalı olacağını desteklemektedir.

Kong ve ark. (129), işitsel algılamada alçak frekanslarda TFS'nin rolünü açıklığa kavuşturmak, akustik ve elektriksel işitme kombinasyonunun ayrı ayrı her iki durumdan daha iyi performans ürettiği hipotezini test etmek için beş koklear implant kullanıcılarını implante edilmemiş kulaktaki rezidüel akustik işitmeyi kullanarak değerlendirmiştir. İlk olarak rakip gürültünün varlığında konuşmayı tanıma ölçülmüştür. Rezidüel alçak frekans mevcut olmasına rağmen akustik

işitmede gürültüde konuşmayı tanıma başarısız iken, elektriksel işitme ile birleştirildiğinde performans önemli ölçüde artırmıştır. İkinci olarak, aynı grupta melodi tanımayı ölçmüşlerdir ve konuşmayı tanıma sonucunun aksine, alçak frekanslı akustik işitmenin elektriksel işitmeden önemli ölçüde daha iyi performans ürettiğini bulmuştur.

Bu çalışmada tüm tek taraflı koklear implant kullanıcılarının alçak frekans rezidüel işitmesi değerlendirilmiştir. Rezidüel işitmesi olan bireyler çalışma dışı bırakılarak bu etkilenim ekarte edilmiştir. Ayrıca tüm tek taraflı koklear implant kullanıcılarının programlama ayarlamaları değerlendirmeden önce yeniden kontrol edilmiştir. Koklear implantlı saf ses eşikleri 40 dB HL'den daha iyi ve tek heceli konuşmayı tanıma yüzdesi %92 ve üstü olan bireyler çalışmaya dahil edilmiştir. Böylece bireyler arası kullanıcı performans farklılıklarının ve bu değişkenlerin hipotezler üzerine olası etkisinin azaltılması sağlanmıştır.

Günümüz koklear implant işleme stratejileri, akustik TFS bilgilerini çoğunlukla kullanmamaktadır. Bu da TFS ile ilişkili olarak Kİ kullanıcılarının sesin lokalizasyonu ve gürültüde konuşmayı ayırt etme gibi becerilerinin normal işiten bireylere göre gözlemlenen eksikliklere katkıda bulunabileceği ileri sürülmüştür (150). Postlingual yetişkin Kİ kullanıcıları çoğunlukta tek taraflı koklear implant ile günlük yaşamlarını sürdürmektedirler. Bu sebeple mevcut çalışmada tek taraflı koklear implant kullanıcıları yalnızca bilateral normal işiten bireyler ile değil, aynı zamanda postlingual tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerle kıyaslanarak daha tutarlı sonuçlara erişilmesi amaçlanmıştır.

Dunn ve ark. (166) yaptıkları çalışmada implantasyon yaşına ve bilateral işitsel yoksunluk süresine göre eşleşen dinleyicileri kullanarak tek taraflı Kİ kullanıcıları ile bilateral Kİ kullanıcılarını karşılaştırmıştır. Elde ettikleri sonuçlar, bilateral Kİ grubunun tek taraflı Kİ grubuna kıyasla sessiz ortamda kelime, cümle testi ve lokalizasyon testinde önemli ölçüde daha yüksek puan aldığını göstermiştir. Daha sonrasında Dunn ve ark. (167) daha dinamik ve zorlu bir dinleme ortamını yansıtan 8 hoparlör kullanılan gürültüde bir dizi konuşma algılama testi uygulamışlardır. Bilateral Kİ grubunun tek taraflı Kİ grubuna göre gürültüde konuşma algısında önemli ölçüde daha iyi performans gösterdiğini ve bilateral

koklear implantasyonun tek taraflı implantasyona göre daha faydalı olduğu hipotezlerini doğruladıklarını savunmuşlardır.

Müzik, Kİ kullanıcılarının günlük yaşamında önemli bir rol oynamasına rağmen elektriksel işitme ve konuşma işleme, müzikten zevk almak için zorluklar yaratmaktadır. Tek taraflı Kİ kullanıcılarının müzik algısı üzerine yapılan araştırmalar, bu kullanıcıların tempo ve ritim tanımada çok az güçlük çektiğini, ancak perde, aralık ve melodide büyük zorluk yaşadıklarını göstermiştir (168-170). Veekmans ve ark. (171) koklear implant kullanıcılarının müzik algısını Münih Müzik Anketi ile değerlendirerek, bilateral koklear implant kullanıcılarını, tek taraflı koklear implant kullanıcıları ve normal işitmeye sahip bireyler ile kıyaslamıştır. Bilateral kullanıcıların tek taraflı kullanıcılara göre birtakım avantajları olduğu görülse de müzikten aldıkları zevk normal işiten dinleyicilerin seviyesine ulaşamamıştır.

Gordon ve ark. (91) yaptıkları derlemede, prelingual dönemde sınırlı sürede bilateral işitme kaybı bulunmakla beraber tek taraflı koklear implant ile uzun yıllar işitme deneyimi olan çocuklarda, işitsel yolların normal işitmeye sahip bireylere benzer aktivite gelişimini teşvik ettiğini gösteren kanıtları incelemiştir. Tek taraflı olarak sağlanan uyarımın, kontralateral yolları girdiden yoksun bırakmakta ve reorganizasyona yatkın hale getirmekte olduğunu belirtmişlerdir. 18 aydan daha uzun tek taraflı işitme kaybı süresi döneminden sonra bireylere bilateral koklear implant sağlamanın beyin sapı ve korteks düzeyinde anormal uyumsuzluk inaktivitesine (*abnormal mismatches inactivity*) yol açtığını bulmuştur. Bu durum, ilk implante edilen kulaktan gelen girdilerin hem kontralateral hem de ipsilateral işitme kortekslerindeki aktivitenin anormal güçlenmesi ile karakterizedir. İşitsel gelişimdeki bu anormallikler, daha asimetrik konuşma algısı, gürültüde daha zayıf işitme, anormal ses lokalizasyonu ve işitsel zamanlama ipuçlarını tanımlayamama ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle, 18 ayı aşan bir tek taraflı implant kullanım süresinden sonra bilateral koklear implant uygulanan bireylerde bilateral işitmenin tehlikeye atıldığını iddia etmişlerdir.

Duarte ve ark. (172), Frekans Patern Testi ve Gürültüde Boşluk Tanıma testi ile postlingual işitme kayıplı yetişkinlerin zamansal işleme yeteneklerini

değerlendirmiştir. Postlingual işitme kayıplı yetişkinlerin zamansal işleme yeteneklerinin normal işiten bireylere kıyasla daha düşük olduğu bulunmuştur.

Schatzer ve ark. (11) Kanton tonal dilini kullanan Kİ kullanıcılarında CIS ve TFS kodlama stratejilerini kıyaslamıştır. Apikal kanallarda TFS bilgisini ve bazal kanallarda CIS uyarılarını taşıyarak Kanton sözcük tonları ve Kanton HINT cümlelerinin tanınmasını karşılaştırmışlardır. Her iki strateji arasında konuşma algısı sonuçlarına göre önemli bir farklılık ortaya konmadığını bildirmişlerdir. Diğer çalışmalarda gözlemlenen TFS kullanımının faydalarının tonal dilleri için araştırılması gerektiğini öne sürmüşlerdir. Bu stratejideki değişikliğin akut etkilerini değerlendiren bir çalışma olduğu için longitudinal sonuçlarının da değerlendirilmesi gerektiği düşünülmüştür.

Sladen ve ark. (173), geriatrik Kİ kullanıcılarının TFS bilgisini kullanıp kullanamayacağını araştırmak amacıyla, 19 geriatrik Kİ kullanıcı bireyleri iki farklı gruba ayırmıştır. Bir grup *high definition* CIS, bir diğer grup ise TFS stratejisi ile 3 ay süreyle takip edilmiştir. Üç aylık dönemin sonunda ünsüz tanıma, gürültüde konuşmayı anlama, zamansal modülasyon eşikleri ve kişisel algılanan fayda açısından bireyler değerlendirilmiştir. HDCIS ile karşılaştırıldığında TFS kullanılarak konuşma algılama performansının seslendirme için geliştirilmesine rağmen eklemleme biçimi veya yeri açısından iyileştirilmediğini belirtmişlerdir. Ayrıca gürültüde konuşmayı anlama, zamansal modülasyon tespiti veya kendi kendine algılanan faydaya yönelik iki strateji arasında herhangi bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Çalışmanın ilginç sonuçlarından biri de 19 katılımcıdan 13'ünün TFS stratejisini kullanmaya devam etmek istediklerini bildirmeleridir.

D'Alessandro ve ark. (147), alçak frekans perde algısının yetişkin koklear implant kullanıcılarında normal işitenlere göre daha düşük olduğunu bulmuş ve bunu TFS işleme kapasitesi ile ilişkilendirmiştir. *Sentence Test with Adaptive Randomized Roving* (STARR) gürültüde konuşmayı anlama testi ve HI/DI testleri ile yapılan değerlendirmede, testler arasındaki korelasyon ile koklear implantlı bireylerin TFS bilgilerine erişiminde eksiklik olduğunu göstermiştir.

Mevcut çalışmada elde edilen sonuçlardan, Kİ kullanan bireylerin, TFS işleme kapasitelerinin zayıf olduğu görülmektedir. Normal işiten ve TTİK

bulunan bireylerde TFS işleme kapasitesi benzer bulunurken, koklear implant kullanıcısı genç erişkinlerde TFS işleme kapasitesinin anlamlı derecede düşük olduğu ortaya konmuştur. Böylece çalışmanın bulguları literatürü destekler niteliktedir. Tek taraflı Kİ kullanan bireylerin, TTİK bulunan bireylerden daha kötü sonuç vermesi ise bildiğimiz kadarıyla literatürde ilk kez öne sürülmüştür.

Schauwers ve ark. (146) Kİ kullanan bireyler ile yaptığı çalışmada HI ve DI test sonuçları ortanca değeri sırasıyla 16 Hz ve 139 Hz JND skoru bulmuştur. Ayrıca Dinçer D'Alessandro ve ark. ise çalışmasında Kİ kullanan bireylerde sırasıyla ortanca değeri 27 Hz ve 147 Hz olduğunu belirtmiştir. Bu çalışmadaki ortanca değerleri HI için 21 Hz ve DI için 61,5 Hz olarak bulunmuştur. Yapılan çalışmalarda DI testinin daha çok alçak frekans kapasitesini yansıttığı düşünülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları da literatürü destekler niteliktedir. Mevcut çalışmada DI testi ile alçak frekans bilgisini daha iyi değerlendirildiği bulunmuştur. Bu bulgu yalnızca temel frekans F_0 'ın kaydırılmasıyla ilgili ilişkili olabileceğini düşündürmüştür.

Koklear implant kullanıcıları işleme stratejilerine göre kıyaslandığında ACE ve FSP stratejileri arasında TFS işleme becerileri arasında anlamlı fark bulunmamıştır. ACE stratejisinin zarf bilgisi temelli olması ve FSP stratejisinin *future extraction* özelliği ile TFS bilgi temelli olmasına rağmen bu ilişkinin bulunamamasının düşük katılımcı sayısına bağlı olabileceğini düşündürmektedir. Bu durum çalışmanın limitasyonu olarak kabul edilmiştir.

Smulders ve ark. (174) tarafından yapılan çok merkezli randomize bir çalışmada, tek taraflı koklear implant kullanıcısı ve eş zamanlı bilateral koklear implant kullanıcısı postlingual yetişkinler Adaptif Rastgele Gezici Utrecht Cümle Testi ile gürültüde konuşma, sessiz ortamda ünsüz-ünlü-ünsüz kelimeler tanıma testi, uzamsal olarak ayrılmış kaynak ile konuşma anlaşılabilirliği testi, ses lokalizasyonu ve işitme kalitesi anketi ile değerlendirilmiştir. Bir senelik operasyon sonrası takibin ardından Adaptif Rastgele Gezici Utrecht Cümle Testi ve sessiz ortamda ünsüz-ünlü-ünsüz kelimeler tanıma testi değerlendirmesinde unilateral ve bilateral kullanıcılar arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Ancak bilateral Kİ kullanıcıları grubu, gürültü farklı yönlerden geldiğinde ve sesin lokalizasyonunda unilateral Kİ kullanıcıları grubundan önemli ölçüde daha iyi performans göstermiştir. Sonuçların hastaların kendi bildirdikleri işitme kabiliyetleriyle tutarlı olduğunu belirtmişlerdir. Günlük

yaşamda seslerin farklı yönlerden gelmesi ve genellikle arka planda gürültü varlığı sebebiyle çalışma, bilateral koklear implantın faydasını öne sürmüştür.

Tyler ve ark. (175), ardışık bilateral koklear implantasyon uygulanan yedi yetişkinin konuşmayı anlama ve lokalizasyon sonuçlarını bildirmiştir. Önden sunulan cümle uyarıları ile sessiz ortamda konuşmayı anlama ve önden, sağdan veya soldan 90° açıyla sunulan gürültü varlığında cümle uyarıları ile de gürültüde konuşmayı anlama testleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Bilateral lokalizasyon, sekiz hoparlörden birinden sunulan uyarılarla günlük konuşma sesleri kullanılarak test edilmiştir. Sonuçlarda tüm deneklerin en az bir konuşmayı algılama testinde bilateral implant mevcudiyetinde önemli gelişme gösterdiğini vurgulamıştır. Bilateral implant kullanan yedi katılımcıdan dördünün, sapma derecelerinin 30°'nin altında lokalizasyon yetenekleri gösterdiğini belirtmiştir. Yıllarca tek taraflı kullanımlarından sonra bile ardışık bilateral implantların faydalı olabileceği sonucuna varmıştır. Yaptıkları bu çalışmada ayrıca bireyler arası ve iki kulak arası farklı marka koklear implant kullanmalarına rağmen fayda sağladığı vurgulanmıştır.

Looi ve Radford (176), yaptıkları çalışmada tek taraflı koklear implant kullanıcısı, bimodal kullanıcı ve bilateral işitme cihazı kullanan çocuklarda, konuşmayı tanıma ve perde sıralama becerisini değerlendirmişlerdir. Katılımcılar sessiz ortamda tek heceli kelime tanıma, sessiz-gürültülü ortamda cümle tanıma (10 dB sinyal-gürültü oranı) ve 1, ½ ve ¼ oktav aralıklarla söylenen ünlü çiftleri kullanılarak bir perde sıralama görevi üzerinde değerlendirilmiştir. Bimodal kullanıcıların perde algısının tek taraflı Kİ kullanıcısı prelingual işitme kayıplı çocuklardan avantajlı olmadığını bulmuşlardır. Akustik işitmenin ise perde algısında herhangi bir kulağında elektriksel stimülasyon kullanan katılımcılardan önemli ölçüde başarılı olduğunu görmüşlerdir.

Mevcut çalışmada elde edilen sonuçlar literatürle uyumlu olup, postlingual işitme kayıplı tek taraflı Kİ kullanıcısı genç yetişkinlerin gürültüde ayırt etme becerilerinin normal işiten bireylerden ve ayrıca TTİK bulunan bireylerden de anlamlı derecede düşük olduğu belirlenmiştir. Kİ kullanan bireylerin yaşamlarını sürdürdükleri tek taraflı işitsel girdinin, gürültüde konuşmayı tanıma becerilerini etkilediği görülmektedir. Koklear implant kullanan bireylerin hem normal işiten bireylerden hem de TTİK bulunan bireylerden daha kötü sonuçlar vermesi, Kİ

sistemlerinin gürültü varlığında ses işleme kapasitelerinin zayıflığını ortaya koymaktadır.

Churchill ve ark. (150) yaptıkları deneysel çalışmada yüksek hızlı taşıyıcılarla konuşmanın zamansal zarf gösterimi ve düşük hızlı taşıyıcılarla çift kulaklı uyarım zamanlama hassasiyeti arasındaki dengeyi araştırmıştır. Taşıyıcı uyarım hızı ve uyarım zamanlamasının ITD ayrımcılığı, ITD lateralizasyonu ve sessiz ortamda konuşmayı tanıma üzerindeki etkilerini sekiz bilateral Kİ kullanıcısında incelemiştir. Kİ kullanıcılarının ITD ayrımı ve konuşma uyarımlarının lateralizasyonu için çoklu elektrot üzerinde ek olarak sunulduğunda, akustik TFS'den türetilen düşük hızlı uyarım zamanlama ipuçlarını kullanabildiklerini vurgulamıştır. Akustik TFS'den üretilen uyarım zamanlama ipuçlarının alçak frekanslı kanaldan oluşturulduğunda, maksimum yarar sağladığını belirtmişlerdir.

Buhagiar ve ark. (6) tek taraflı Kİ kullanan 18 bireyde, 18° aralıklarla 11 hoparlörden oluşan dizinde sesin yönünü tayin etmelerini istemişlerdir. Farklı zamansal yapı, frekans içeriği ve süre içeren farklı uyarım tipleri ile gerçek hayatı temsil etmeye amaçladıkları çalışmada baş hareketi ve reverberasyon etkisini de değerlendirmişlerdir. Katılımcılar önden gelen uyarımlarda yandan gelenlere göre daha iyi performans göstermişlerdir. Tüm uyarımlar için lokalizasyon performansının şans eseri olduğunu görmüşlerdir. Baş hareketinin performansı az da olsa iyileştirdiğini ve hastaların gerçek hayatta bu çalışmadaki gibi deneysel koşullara göre daha iyi performans gösterdiklerini açıkladıklarını ileri sürmüşlerdir. Tek taraflı koklear implantların yeterli işitsel ses lokalizasyonunu destekleyemediğini göstermişlerdir.

Mevcut çalışmada elde edilen sonuçlar literatürle uyumlu olmakla birlikte Kİ kullanan bireylerin yaşamlarını sürdürdükleri tek taraflı işitsel girdinin, lokalizasyon becerilerini etkilediği görülmektedir. Kİ kullanan bireylerin hem normal işiten bireylerden hem de TTİK bulunan bireylerden daha kötü sonuçlar vermesi Kİ sistemlerinin sesin yönünü tayin etme kapasitelerinin zayıflığını ortaya koymuştur. Bu bulgu koklear implant kullanıcılarında bilateral implantasyonun gerekliliğini göstermektedir. Ayrıca mevcut çalışmada Kİ kullanan bireylerin implant kullandıkları tarafa lokalizasyon yönleri sıklıklarının yüksek olduğu görülmüştür. Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerde işittikleri taraf ile tayin ettikleri yöne

eğiliminin olmamasına rağmen Kİ kullanan bireylerde olması, bu bireylerin günlük yaşamda sesin yönünü tayin etmede TTİK bireylere göre yeterli strateji geliştiremediklerini düşündürmüştür.

Lazard ve ark. (142), sol hemisfer dil işleme gelişmişliğinde, sağ hemisferin işlevlerinden daha fazla korunma eğiliminde olduğu belirtilmiştir. Nicholls ve ark. (177) yaptığı araştırma, zamansal çözünürlük için sol hemisfer avantajı fikrini desteklemektedir. Bu asimetrinin varlığı ile serebral lateralizasyonun dil gibi üst düzey işlevlerle sınırlı olmadığını göstermektedir. Zamansal incelikli yapı çözümlenme kapasitesinin, hızlı ardışık işleme gerektiren diğer sol hemisfer işlevlerinde önemli bir rol oynayabileceğini söylemişlerdir. Mevcut çalışmada sağ hemisfer ve sol hemisfer arası işleme farklılıkları açısından çalışma grupları kendi içerisinde sağ ve sol işitme sağladıkları taraflar arasında sonuçlar karşılaştırılmasına rağmen anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

Dinçer D'Alessandro ve ark. (147) Kİ kullanıcısı yetişkinler ile yapmış oldukları çalışmada HI testi ile STARR testi arasında korelasyon bulurken, mevcut çalışmada Kİ kullanıcılarında HI/DI testleri, HINT testi ve Azimut Lokalizasyon testi arasında anlamlı korelasyon bulunmamıştır. Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerde HINT testi ile Azimut Lokalizasyon testi arasında korelasyon olması ise tek taraflı akustik uyarının gürültüde ayırt etme ve lokalizasyon becerileri açısından birbirine paralellik gösterdiğini düşündürmektedir. Aynı sonuçların tek taraflı elektriksel uyarım ile ilişkili olmadığı görülmüştür. Bu sonucun örneklem sayısının sınırlı olmasına bağlı olabileceğini düşündürmüştür. Bu durum çalışmanın bir limitasyonu olarak kabul edilmiştir. Koklear implant kullanıcılarında HI/DI testlerinde, TFS işleme kapasitesi ile ilişkili olan, diğer testlerle korelasyon bulunmamasının bu testlerin TFS işleme kapasitesini ne kadar yansıtabildiği sorusunu akla getirmektedir. Bir diğer soru işareti ise STARR testinin sinyal ve gürültü seviyesinin adaptif olmasının HINT testine göre günlük yaşam performanslarını daha doğru yansıtmaya potansiyeli olabileceğini düşündürmektedir (115).

Mevcut çalışmada normal işiten bireyler ile postlingual işitme kayıplı TTİK bulunan bireyler ve tek taraflı Kİ kullanıcısı bireyler karşılaştırıldığında, tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerin gürültü varlığında konuşmayı anlama ve

lokalisasyon becerilerinin bilateral normal işiten bireylere göre anlamlı şekilde etkilenim göstermesine rağmen TFS bilgisinin kodlanmasında etkilenim olmadığı ortaya konmuştur. Tek taraflı Kİ kullanıcısı genç yetişkinlerin ise gürültü varlığında konuşmayı anlama ve lokalisasyon becerilerindeki yetersizliğin yanı sıra TFS işleme kapasitesi açısından da normal işiten ve TTİK bulunan bireylerden daha düşük performans gösterdiği belirlenmiştir. Bu da tek taraflı işitenin gösterilen handikaplarıyla beraber Kİ işleme stratejilerinin de yetersiz olduğunu açık bir biçimde vurgulamıştır.

Mevcut çalışmanın hipotezleri; hem tek taraflı Kİ kullanan bireylerin ve hem de TTİK bulunan bireylerin HI/DI testleri, HINT test ve Azimut Lokalisasyon testi sonuçlarının normal işiten bireylerin sonuçlarından daha zayıf olacağı yönünde oluşturulmuştur. Çalışmadan elde edilen verilerin analizleri sonucunda normal işiten bireyler ile TTİK bulunan bireylerin HI/DI testleri sonuçları arasında farklılık olmadığı gözlemlenmiştir. Veri analizleri sonucunda çalışmanın bu hipotezinin desteklenmediği, diğer hipotezlerin desteklendiği sonucuna varılmıştır.

Çalışmanın Limitasyonları ve Güçlü Yönleri

Çalışmanın sınırlılıklarına bakılacak olursa; çalışmanın örneklem sayısı güç analizi ile belirlenmesine rağmen, kişi sayısının artırılmasıyla testler arası korelasyonun incelenmesinin daha sağlıklı olabileceğini düşündürmüştür. Testler arası korelasyon bulunamamasının ana sebebinin her bir örneklem grubundaki sınırlı katılımcı sayısı olduğu düşünülmüştür.

Bu çalışmaya katılan bireylerden 14'ü Cochlear™ marka ve 3'ü Med-El marka Kİ kullanması sebebiyle markalar arasında işleme stratejisi farkı yeterince incelenememiştir. Bireyler randomize olarak seçildiğinden, iki grubun da eşit alınarak değerlendirilme olanağını olmamıştır. Bu durum çalışmanın bir diğer minör limitasyonu olarak kabul edilmiştir.

Mevcut çalışma bildiğimiz kadarıyla literatürde, TTİK bireyler ve tek taraflı Kİ kullanıcısı bireylerin, TFS bilgisinin ve ilişkili olduğu durumların bütünlük içerisinde incelenerek, günlük yaşam ortamına en yakın performanslarını ortaya koyan ilk çalışmadır.

Çalışmanın bulguları ışığında, postlingual bilateral işitme kayıplı genç yetişkinlerde tek taraflı koklear implantasyonun işitmeyi sağlama ve sessizlikte konuşmayı tanıma açısından istenen performansı sağlamasına rağmen, günlük yaşamda ihtiyaç duyulan alçak frekans bilgisinin taşınmasında, gürültüde konuşma anlama ve sesin yönünü tayin etme becerilerinde sınırlı yarar sağladığı belirlenmiştir. Tek taraflı işitme ile optimal koşulların oluşamayacağı bu sebeple bilateral işitme koşullarının oluşturulması gerekliliği ve Kİ sistemlerinin TFS bilgisinin doğru kodlanmasını henüz sağlayamadıkları ortaya konmuştur.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Mevcut çalışmada tek taraflı işitme koşullarının, akustik TFS bilgisinin ve ilişkili olduğu durumların işlemlenmesine etkilerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Tek taraflı total işitme kaybı bulunan bireylerin performansları, bilateral işitme kaybı bulunup tek taraflı Kİ kullanan bireylerinin performansları ve bilateral normal işitmeye sahip bireylerin performansları ile karşılaştırılarak girdinin asimetrik işlemlenmesinin etkileri ve elektriksel uyarımın kabiliyeti belirlenmeye çalışılmıştır. Bu çalışmanın sonuçları aşağıda verilmiştir;

1. TTİK bulunan bireylerde TFS bilgisinin işlemlenme kapasitesi normal işitmeye sahip bireyler ile benzer bulunmuştur.
2. Tek taraflı Kİ kullanan postlingual işitme kayıplı genç yetişkinlerde, TFS kapasitesinin TTİK bulunan bireyler ve normal işitmeye sahip bireylerden daha zayıf olduğunu göstermiştir.
3. TFS bilgisinin işlemlenme kapasitesinde, TTİK bireylerde bilateral normal işiten bireylere göre zayıflık bulunmamasına rağmen tek taraflı Kİ kullanan bireylerde bulunması, koklear implant sistemlerinin akustik TFS ipucu bilgisinin doğru şekilde kodlanamadığını ortaya koymuştur.
4. TTİK bulunan bireylerde gürültüde konuşmayı anlama ve lokalizasyon becerileri normal işitmeye sahip bireylere göre daha zayıf olarak belirlenmiştir.
5. Tek taraflı Kİ kullanan bireylerde gürültüde konuşmayı anlama ve lokalizasyon becerilerinin TTİK bulunan bireyler ve normal işitmeye sahip bireylere göre daha zayıf olduğunu göstermiştir.
6. Tek taraflı Kİ kullanan bireylerde, lokalizasyon doğrultusu Kİ kullandıkları taraf ile aynı doğrultuda sıklığının arttığını göstermiştir. TTİK bulunan bireylerde ise işitme kaybı bulunan taraf ile işitilen tarafta sıklıkların aynı olduğu görülmüştür.
7. TTİK bulunan bireylerde, işitme kaybı tarafları karşılaştırıldığında sağ ve sol total işitme kayıplarının test sonuçlarını etkilemediği bulunmuştur.
8. Kİ kullanan bireylerin implantın mevcut olduğu taraflar karşılaştırıldığında sağ ve sol Kİ kullanımının test sonuçlarını etkilemediği bulunmuştur.

9. TTİK bulunan bireylerde gürültüde konuşmayı anlama becerisi ile lokalizasyon becerisinin ilişkili olduğu bulunmuştur.
10. TTİK bulunan bireylerde ve tek taraflı Kİ kullanan bireylerde yaş ile test sonuçları arasında herhangi bir ilişki olmadığı görülmüştür.
11. Tek taraflı Kİ kullanan bireylerde bilateral işitsel yoksunluk süresi, Kİ kullanım süresi ve Kİ markası değişkenleri arasındaki farklılıkların test sonuçlarını etkilemediği bulunmuştur.
12. TTİK bulunan bireylerde, işitme kaybı süresinin test sonuçlarını etkilemediği görülmüştür.

Mevcut çalışmada limitasyon olarak, katılımcı sayısı güç analizine göre belirlenmesine rağmen katılımcı sayısının artırılması testler arası korelasyonun incelenmesi ve değişken faktörlerin test sonuçlarını etkilemesine olanak sağlayacağı düşünülmüştür. Sonraki çalışmalarda katılımcı sayısı artırılarak değişkenlerin daha geniş gruplarda incelenmesi önerilmektedir.

Bu çalışma ile elde edilen bulgular ışığında tek taraflı işitme koşullarının günlük yaşamda işitsel uyaranların algılanmasını negatif yönde etkilediği bulunmuştur. Böylece TTİK bulunan bireylerin günlük konuşmayı anlama ve lokalizasyon becerisinde zayıflık olduğu belirlenerek; bilateral işitme kaybı bulunup tek taraflı koklear implant kullanan bireylerin akustik TFS işleme, gürültüde konuşmayı anlama ve lokalizasyon becerisinde zayıflık olduğu belirlenerek, literatüre katkıda bulunulmuştur.

7. KAYNAKLAR

1. Grothe B, Pecka M, McAlpine D. Mechanisms of sound localization in mammals. *Physiological reviews*. 2010;90(3):983-1012.
2. Firszt JB, Reeder RM, Holden LKJE, hearing. Unilateral hearing loss: Understanding speech recognition and localization variability-implications for cochlear implant candidacy. 2017;38(2):159.
3. Gatehouse S, Noble WJJo. The speech, spatial and qualities of hearing scale (SSQ). 2004;43(2):85-99.
4. Lenarz M, Sönmez H, Joseph G, Büchner A, Lenarz T. Long-term performance of cochlear implants in postlingually deafened adults. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*. 2012;147(1):112-8.
5. Carlson ML, Breen JT, Gifford RH, Driscoll CL, Neff BA, Beatty CW, et al. Cochlear implantation in the octogenarian and nonagenarian. *Otology & Neurotology*. 2010;31(8):1343-9.
6. Buhagiar R, Lutman M, Brinton J, Eyles J. Localization performance of unilateral cochlear implant users for speech, tones and noise. *Cochlear implants international*. 2004;5(3):96-104.
7. Brughera A, Dunai L, Hartmann WM. Human interaural time difference thresholds for sine tones: The high-frequency limit. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2013;133(5):2839-55.
8. Grantham DW, Ashmead DH, Ricketts TA, Labadie RF, Haynes DS. Horizontal-plane localization of noise and speech signals by postlingually deafened adults fitted with bilateral cochlear implants. *Ear and hearing*. 2007;28(4):524-41.
9. Reale RA, Brugge JF, Chan JCJDBR. Maps of auditory cortex in cats reared after unilateral cochlear ablation in the neonatal period. 1987;34(2):281-90.
10. Quentin Summerfield A, Barton G, Toner J, McAnallen C, Proops D, Harries C, et al. Self-reported benefits from successive bilateral cochlear implantation in post-lingually deafened adults: randomised controlled trial: Beneficios auto-reportados en la implantación coclear bilateral consecutiva en adultos ensordecidos postlingüísticos: prueba aleatoria controlada. 2006;45(sup1):99-107.
11. Schatzer R, Krenmayr A, Au DK, Kals M, Zierhofer C. Temporal fine structure in cochlear implants: preliminary speech perception results in Cantonese-speaking implant users. *Acta oto-laryngologica*. 2010;130(9):1031-9.
12. Braasch J. Modelling of binaural hearing. *Communication acoustics*: Springer; 2005. p. 75-108.
13. Jeffress LAJJoc, psychology p. A place theory of sound localization. 1948;41(1):35.

14. Durlach NIJTJotASoA. Equalization and cancellation theory of binaural masking-level differences. 1963;35(8):1206-18.
15. Colburn HSJTJotASoA. Theory of binaural interaction based on auditory-nerve data. I. General strategy and preliminary results on interaural discrimination. 1973;54(6):1458-70.
16. Colburn HSJTJotASoA. Theory of binaural interaction based on auditory-nerve data. II. Detection of tones in noise. 1977;61(2):525-33.
17. Borisyuk A. Physiology and mathematical modeling of the auditory system. *Tutorials in Mathematical Biosciences I*: Springer; 2005. p. 107-68.
18. Cariani PJS. Jeffress model. 2011;6(7):2920.
19. Breebaart J, van de Par S, Kohlrausch AJTJotASoA. Binaural processing model based on contralateral inhibition. I. Model structure. 2001;110(2):1074-88.
20. Reed MC, Blum JJTJotASoA. A model for the computation and encoding of azimuthal information by the lateral superior olive. 1990;88(3):1442-53.
21. Balkany TJ, Zeitler DM. Binaural Summation. In: Kountakis SE, editor. *Encyclopedia of Otolaryngology, Head and Neck Surgery*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2013. p. 328-.
22. Fletcher H, Munson WAJBSTJ. Loudness, its definition, measurement and calculation. 1933;12(4):377-430.
23. Von Békésy G, Wever EG. *Experiments in hearing*: McGraw-Hill New York; 1960.
24. Causse R, Chavasse PJSBF. Differences between binaural hearing threshold and monaural threshold for perception of super threshold intensities. 1942;136:405-6.
25. Tyler RS, Dunn CC, Witt SA, Preece JPJCoio, head, surgery n. Update on bilateral cochlear implantation. 2003;11(5):388-93.
26. Avan P, Giraudet F, Büki BJA, *Neurotology*. Importance of binaural hearing. 2015;20(Suppl. 1):3-6.
27. Oberzut C, Olson LJTHJ. Directionality and the head-shadow effect. 2003;56(4):56-8.
28. Hirsh IJTTJotASoA. The influence of interaural phase on interaural summation and inhibition. 1948;20(4):536-44.
29. Blauert J. *Spatial hearing: the psychophysics of human sound localization*: MIT press; 1997.
30. Thompson DM. *Understanding audio: getting the most out of your project or professional recording studio*: Hal Leonard Corporation; 2018.
31. Roads C, Strawn J. *The computer music tutorial*: MIT press; 1996.
32. Haas H. The influence of a single echo on the audibility of speech. *Journal of the Audio Engineering Society*. 1972;20(2):146-59.

33. Oswald JP, Klug A, Park TJJJoN. Interaural intensity difference processing in auditory midbrain neurons: effects of a transient early inhibitory input. 1999;19(3):1149-63.
34. Schnupp J, Nelken I, King A. Auditory neuroscience: Making sense of sound: MIT press; 2011.
35. Rayleigh LJTL, Edinburgh,, Magazine DP, Science Jo. XII. On our perception of sound direction. 1907;13(74):214-32.
36. Begault DR, Trejo LJ. 3-D sound for virtual reality and multimedia. 2000.
37. Feddersen W, Sandel T, Teas D, Jeffress LJtJotASoA. Localization of high-frequency tones. 1957;29(9):988-91.
38. Woodworth RS, Schlosberg H. Experimental Psychology. New York: Henry Holt & Co. Inc; 1938.
39. Durlach NJHop. Binaural phenomena. 1978.
40. Zwislocki J, Feldman RJTJotASoA. Just noticeable dichotic phase difference. 1956;28(1):152-3.
41. Klumpp R, Eady HJTJotASoA. Some measurements of interaural time difference thresholds. 1956;28(5):859-60.
42. Henning BJTjotASoA. Some observations on the lateralization of complex waveforms. 1980;68(2):446-54.
43. Yost WA. Fundamentals of hearing: an introduction. Acoustical Society of America; 2001.
44. Middlebrooks JC, Green DMJArop. Sound localization by human listeners. 1991;42(1):135-59.
45. Nourski KV, Brugge JFJRitN. Representation of temporal sound features in the human auditory cortex. 2011;22(2):187-203.
46. Von Helmholtz H, Ellis AJ. On the Sensations of Tone as a Physiological Basis for the Theory of Music: London: Longmans, Green and Company; 1875.
47. Rutherford WJJoa, physiology. A new theory of hearing. 1886;21(Pt 1):166.
48. Joris PX, Yin TCJTJotASoA. Responses to amplitude-modulated tones in the auditory nerve of the cat. 1992;91(1):215-32.
49. Rose JE, Brugge JF, Anderson DJ, Hind JE. Phase-locked response to low-frequency tones in single auditory nerve fibers of the squirrel monkey. Journal of neurophysiology. 1967;30(4):769-93.
50. Rosen S, Howell P. Signals and systems for speech and hearing: Brill; 2011.
51. Hilbert D. Grundzuge einer allgemeinen Theorie der linearen Integralgleichungen1912.
52. Ugalde ML. Speech-brain synchronization: a possible cause for developmental dyslexia: Universidad del País Vasco-Euskal Herriko Unibertsitatea; 2017.

53. CJ MB. Auditory processing of temporal fine structure: Effects of age and hearing loss: World Scientific; 2014.
54. Ruggero MAJJon. Response to noise of auditory nerve fibers in the squirrel monkey. 1973;36(4):569-87.
55. Joris PX, Louage DH, Cardoen L, van der Heijden MJHr. Correlation index: a new metric to quantify temporal coding. 2006;216:19-30.
56. Heinz MG, Swaminathan JJotAfRiO. Quantifying envelope and fine-structure coding in auditory nerve responses to chimaeric speech. 2009;10(3):407-23.
57. Moon IJ, Hong SHJKjoa. What is temporal fine structure and why is it important? 2014;18(1):1.
58. Rosen SJPTotRSoLSBBS. Temporal information in speech: acoustic, auditory and linguistic aspects. 1992;336(1278):367-73.
59. Young ED, Sachs MBJTJotASoA. Representation of steady-state vowels in the temporal aspects of the discharge patterns of populations of auditory-nerve fibers. 1979;66(5):1381-403.
60. Moore BCJJotAfRiO. The role of temporal fine structure processing in pitch perception, masking, and speech perception for normal-hearing and hearing-impaired people. 2008;9(4):399-406.
61. Oxenham AJ, Bernstein JG, Penagos HJPotNAoS. Correct tonotopic representation is necessary for complex pitch perception. 2004;101(5):1421-5.
62. Smith ZM, Delgutte B, Oxenham AJJN. Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception. 2002;416(6876):87-90.
63. Hopkins K, Moore BCJTJotASoA. The importance of temporal fine structure information in speech at different spectral regions for normal-hearing and hearing-impaired subjects. 2010;127(3):1595-608.
64. Hopkins K, Moore BC, Stone MAJTJotASoA. Effects of moderate cochlear hearing loss on the ability to benefit from temporal fine structure information in speech. 2008;123(2):1140-53.
65. Shannon RV, Zeng F-G, Kamath V, Wygonski J, Ekelid MJS. Speech recognition with primarily temporal cues. 1995;270(5234):303-4.
66. Won JH, Drennan WR, Rubinstein JTJJotAfRiO. Spectral-ripple resolution correlates with speech reception in noise in cochlear implant users. 2007;8(3):384-92.
67. Lorenzi C, Gilbert G, Carn H, Garnier S, Moore BCJPotNAoS. Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. 2006;103(49):18866-9.
68. Bess FH, Dodd-Murphy J, Parker RAJE, hearing. Children with minimal sensorineural hearing loss: prevalence, educational performance, and functional status. 1998;19(5):339-54.

69. Dirks DD, Wilson RHJJoS, Research H. The effect of spatially separated sound sources on speech intelligibility. 1969;12(1):5-38.
70. Adams JCJJoCN. Ascending projections to the inferior colliculus. 1979;183(3):519-38.
71. Brunso-Bechtold J, Thompson G, Masterton RJJJoCN. HRP study of the organization of auditory afferents ascending to central nucleus of inferior colliculus in cat. 1981;197(4):705-22.
72. Popelar J, Erre J-P, Aran J-M, Cazals YJHr. Plastic changes in ipsi-contralateral differences of auditory cortex and inferior colliculus evoked potentials after injury to one ear in the adult guinea pig. 1994;72(1-2):125-34.
73. Kitzes LJAsp, regeneration. Anatomical and physiological changes in the brainstem induced by neonatal ablation of the cochlea. 1996:256-74.
74. Vaughan Jr HG, Ritter WJE, neurophysiology c. The sources of auditory evoked responses recorded from the human scalp. 1970;28(4):360-7.
75. Reite M, Teale P, Zimmerman J, Davis K, Whalen JJE, neurophysiology c. Source location of a 50 msec latency auditory evoked field component. 1988;70(6):490-8.
76. Kitzes LJBr. Some physiological consequences of neonatal cochlear destruction in the inferior colliculus of the gerbil, *Meriones unguiculatus*. 1984;306(1-2):171-8.
77. Scheffler K, Bilecen D, Schmid N, Tschopp K, Seelig JJCc. Auditory cortical responses in hearing subjects and unilateral deaf patients as detected by functional magnetic resonance imaging. 1998;8(2):156-63.
78. Bilecen D, Seifritz E, Radü E, Schmid N, Wetzel S, Probst R, et al. Cortical reorganization after acute unilateral hearing loss traced by fMRI. 2000;54(3):765-.
79. Ponton CW, Vasama J-P, Tremblay K, Khosla D, Kwong B, Don MJHr. Plasticity in the adult human central auditory system: evidence from late-onset profound unilateral deafness. 2001;154(1-2):32-44.
80. Langers DR, van Dijk P, Backes WHJN. Lateralization, connectivity and plasticity in the human central auditory system. 2005;28(2):490-9.
81. Vasama J-P, Mäkelä JP, Parkkonen L, Hari RJHr. Auditory cortical responses in humans with congenital unilateral conductive hearing loss. 1994;78(1):91-7.
82. Fujiki N, Naito Y, Nagamine T, Shiomi Y, Hirano S, Honjo I, et al. Influence of unilateral deafness on auditory evoked magnetic field. 1998;9(14):3129-33.
83. Hendry SH, Jones EGJN. Activity-dependent regulation of GABA expression in the visual cortex of adult monkeys. 1988;1(8):701-12.
84. Pelizzone M, Hari R, Mäkelä J, Kaukoranta E, Montandon PJNI. Activation of the auditory cortex by cochlear stimulation in a deaf patient. 1986;68(2):192-6.

85. Sininger YS, de Bode SJE, hearing. Asymmetry of temporal processing in listeners with normal hearing and unilaterally deaf subjects. 2008;29(2):228-38.
86. Lenarz TJJL-r-o. Cochlear implant–state of the art. 2017;96(S 01):S123-S51.
87. Wilson BS, Dorman MF. Cochlear implants: a remarkable past and a brilliant future. Hearing research. 2008;242(1-2):3-21.
88. Sharma A, Dorman MF, Spahr AJJE, hearing. A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants: implications for age of implantation. 2002;23(6):532-9.
89. Brown KD, Balkany TJJCoio, head, surgery n. Benefits of bilateral cochlear implantation: a review. 2007;15(5):315-8.
90. Hattori HJJAAA. Ear dominance for nonsense-syllable recognition ability in sensorineural hearing-impaired children: monaural versus binaural amplification. 1993;4(5):319-30.
91. Gordon KA, Jiwani S, Papsin BJFiP. Benefits and detriments of unilateral cochlear implant use on bilateral auditory development in children who are deaf. 2013;4:719.
92. SENNAROĞLU G, BATUK MÖ, KAYA Ş. Koklear İmplantasyon: Odyolojik Değerlendirme, Preoperatif, İntrooperatif ve Postoperatif Takip. 2019.
93. Tyler RS, Noble W, Dunn C, Witt SJJJoA. Some benefits and limitations of binaural cochlear implants and our ability to measure them: Algunos beneficios y limitaciones de los implantes cocleares binaurales y nuestra capacidad para medirlos. 2006;45(sup1):113-9.
94. Wilson B, Sun X, Schatzer R, Wolford R, editors. Representation of fine structure or fine frequency information with cochlear implants. International Congress Series; 2004: Elsevier.
95. Clark GM. The multiple-channel cochlear implant: the interface between sound and the central nervous system for hearing, speech, and language in deaf people—a personal perspective. Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences. 2006;361(1469):791-810.
96. Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, Wolford RD, Eddington DK, Rabinowitz WM. Better speech recognition with cochlear implants. Nature. 1991;352(6332):236-8.
97. Guevara N, Gérard A, Dupré J, Goursonnet D, Hoen M, Gnansia D, et al. Influence of ionizing radiation on two generations of cochlear implants. BioMed research international. 2015;2015.
98. Wilson BS, Dorman MF. Cochlear implants: current designs and future possibilities. J Rehabil Res Dev. 2008;45(5):695-730.
99. Loizou P. Mimicking the human ear. IEEE Signal Process. Mag 15 (5): 101–130. 1998.

100. Zeng F-G, Shannon RVJHr. Loudness balance between electric and acoustic stimulation. 1992;60(2):231-5.
101. Wilson BS, Lawson DT, Zerbi M, Finley CC, Wolford RDJTAjoo. New processing strategies in cochlear implantation. 1995;16(5):669-75.
102. Bonnet RM, Boermans P-PB, Avenarius OF, Briaire JJ, Frijns JHJE, hearing. Effects of pulse width, pulse rate and paired electrode stimulation on psychophysical measures of dynamic range and speech recognition in cochlear implants. 2012;33(4):489-96.
103. Brummer S, Turner MJIToBE. Electrochemical considerations for safe electrical stimulation of the nervous system with platinum electrodes. 1977(1):59-63.
104. Macherey O, Deeks JM, Carlyon RPJJotAfRiO. Extending the limits of place and temporal pitch perception in cochlear implant users. 2011;12(2):233-51.
105. Niparko JK. Cochlear implants: Principles & practices: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
106. Loizou PC. Introduction to cochlear implants. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 1999;18(1):32-42.
107. Vandali AE, Whitford LA, Plant KL, Clark GM. Speech perception as a function of electrical stimulation rate: using the Nucleus 24 cochlear implant system. Ear and hearing. 2000;21(6):608-24.
108. Skinner MW, Clark GM, Whitford LA, Seligman PM, Staller SJ, Shipp DB, et al. Evaluation of a new spectral peak coding strategy for the Nucleus 22 channel cochlear implant system. Scientific publications, vol 8, 1994-1995, no 685. 1994.
109. Kiefer J, Hohl S, Stürzebecher E, Pfennigdorff T, Gstöettner W. Comparison of Speech Recognition with Different Speech Coding Strategies (SPEAK, CIS, and ACE) and Their Relationship to Telemetric Measures of Compound Action Potentials in the Nucleus CI 24M Cochlear Implant System: Comparación del reconocimiento del lenguaje utilizando diferentes estrategias (SPEAK, CIS y ACE) y su relación con mediciones telemétricas de potenciales de acción compuestos, con el sistema de implante coclear nucleus CI24M. Audiology. 2001;40(1):32-42.
110. Hochmair I, Nopp P, Jolly C, Schmidt M, Schöber H, Garnham C, et al. MED-EL cochlear implants: state of the art and a glimpse into the future. Trends in amplification. 2006;10(4):201-19.
111. Liepins R, Kaider A, Honeder C, Auinger A, Dahm V, Riss D, et al. Formant frequency discrimination with a fine structure sound coding strategy for cochlear implants. Hearing Research. 2020:107970.
112. Kalikow DN, Stevens KN, Elliott LL. Development of a test of speech intelligibility in noise using sentence materials with controlled word predictability. The Journal of the acoustical society of America. 1977;61(5):1337-51.

113. Nilsson M, Soli SD, Sullivan JAJTJotASoA. Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. 1994;95(2):1085-99.
114. Hagerman B. Sentences for testing speech intelligibility in noise. *Scandinavian audiology*. 1982;11(2):79-87.
115. Boyle PJ, Nunn TB, O'Connor AF, Moore BC. STARR: a speech test for evaluation of the effectiveness of auditory prostheses under realistic conditions. *Ear and hearing*. 2013;34(2):203-12.
116. Cekic S, Sennaroglu G. The Turkish hearing in noise test. *International journal of audiology*. 2008;47(6):366-8.
117. Stacey PC, Kitterick PT, Morris SD, Sumner CJ. The contribution of visual information to the perception of speech in noise with and without informative temporal fine structure. *Hearing research*. 2016;336:17-28.
118. Moore BC, Sek A. Development of a fast method for determining sensitivity to temporal fine structure. *International Journal of Audiology*. 2009;48(4):161-71.
119. Hopkins K, Moore BC. Development of a fast method for measuring sensitivity to temporal fine structure information at low frequencies. *International journal of audiology*. 2010;49(12):940-6.
120. Füllgrabe C, Harland AJ, Şek AP, Moore BC. Development of a method for determining binaural sensitivity to temporal fine structure. *International Journal of Audiology*. 2017;56(12):926-35.
121. Vaerenberg B, Pascu A, Del Bo L, Schauwers K, De Ceulaer G, Daemers K, et al. Clinical assessment of pitch perception. 2011;32(5):736-41.
122. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*. 1971;9(1):97-113.
123. Uysal SA, EKİNCİ Y, Çoban F, Yakut Y. Edinburgh El Tercihi Anketi Türkçe güvenilirliğinin araştırılması. *Journal of Exercise Therapy and Rehabilitation*. 2019;6(2):112-8.
124. Carhart R, Jerger JF. Preferred method for clinical determination of pure-tone thresholds. *Journal of speech and hearing disorders*. 1959;24(4):330-45.
125. Clark JG. Uses and abuses of hearing loss classification. *Asha*. 1981;23(7):493-500.
126. Jerger J. Clinical experience with impedance audiometry. *Archives of otolaryngology*. 1970;92(4):311-24.
127. Durankaya SM, Serbetçioğlu B, Dalkiliç G, Gürkan S, Kirkim G. Development of a Turkish monosyllabic word recognition test for adults. *The Journal of International Advanced Otolaryngology*. 2014;10(2):172.
128. Gelfand SA. *Hearing: An introduction to psychological and physiological acoustics*: CRC Press; 2017.

129. Kong Y-Y, Stickney GS, Zeng F-G. Speech and melody recognition in binaurally combined acoustic and electric hearing. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2005;117(3):1351-61.
130. Tomlin D, Dillon H, Sharma M, Rance G. The impact of auditory processing and cognitive abilities in children. *Ear and Hearing*. 2015;36(5):527-42.
131. Tun PA, Williams VA, Small BJ, Hafter ER. The effects of aging on auditory processing and cognition. *American Journal of Audiology*. 2012.
132. Moore BC, Vickers DA, Mehta A. The effects of age on temporal fine structure sensitivity in monaural and binaural conditions. *International Journal of Audiology*. 2012;51(10):715-21.
133. Nasreddine ZS, Phillips NA, Bédirian V, Charbonneau S, Whitehead V, Collin I, et al. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2005;53(4):695-9.
134. Selekler K, CANGÖZ B, Uluc S. Power of discrimination of Montreal Cognitive Assessment (MOCA) Scale in Turkish patients with mild cognitive impairment and Alzheimer's disease. 2010.
135. Getzmann S, Wascher E, Falkenstein M. What does successful speech-in-noise perception in aging depend on? Electrophysiological correlates of high and low performance in older adults. *Neuropsychologia*. 2015;70:43-57.
136. Füllgrabe C, Moore BC, Stone MA. Age-group differences in speech identification despite matched audiometrically normal hearing: contributions from auditory temporal processing and cognition. *Frontiers in aging neuroscience*. 2015;6:347.
137. Füllgrabe C. Age-dependent changes in temporal-fine-structure processing in the absence of peripheral hearing loss. *American Journal of Audiology*. 2013.
138. Füllgrabe C, Moore BC. The association between the processing of binaural temporal-fine-structure information and audiometric threshold and age: A meta-analysis. *Trends in Hearing*. 2018;22:2331216518797259.
139. Martin JS, Jerger JF. Some effects of aging on central auditory processing. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2005;42.
140. Abel SM, Giguère C, Consoli A, Papsin BC. The effect of aging on horizontal plane sound localization. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2000;108(2):743-52.
141. Dobreva MS, O'Neill WE, Paige GD. Influence of aging on human sound localization. *Journal of neurophysiology*. 2011;105(5):2471-86.
142. Lazard DS, Innes-Brown H, Barone P. Adaptation of the communicative brain to post-lingual deafness. Evidence from functional imaging. *Hearing research*. 2014;307:136-43.
143. Lee JS, Lee DS, Oh SH, Kim CS, Kim J-W, Hwang CH, et al. PET evidence of neuroplasticity in adult auditory cortex of postlingual deafness. *Journal of Nuclear Medicine*. 2003;44(9):1435-9.


144. Ananthakrishnan S, Krishnan A. Human frequency following responses to iterated rippled noise with positive and negative gain: Differential sensitivity to waveform envelope and temporal fine-structure. *Hearing research*. 2018;367:113-23.
145. Hopkins K, Moore BC. The effects of age and cochlear hearing loss on temporal fine structure sensitivity, frequency selectivity, and speech reception in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2011;130(1):334-49.
146. Schauwers K, Coene M, Heeren W, Del Bo L, Pascu A, Vaerenberg B, et al. Perception of pitch changes in hearing impaired adults with aided and unaided hearing loss. *J Hear Sci*. 2012;2:25-34.
147. D'Alessandro HD, Ballantyne D, Boyle PJ, De Seta E, DeVincentiis M, Mancini P. Temporal fine structure processing, pitch, and speech perception in adult cochlear implant recipients. *Ear and hearing*. 2018;39(4):679-86.
148. Wightman FL, Kistler DJ. The dominant role of low-frequency interaural time differences in sound localization. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1992;91(3):1648-61.
149. Macpherson EA, Middlebrooks JC. Listener weighting of cues for lateral angle: the duplex theory of sound localization revisited. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2002;111(5):2219-36.
150. Churchill TH, Kan A, Goupell MJ, Litovsky RY. Spatial hearing benefits demonstrated with presentation of acoustic temporal fine structure cues in bilateral cochlear implant listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2014;136(3):1246-56.
151. Abel SM, Paik JS. The benefit of practice for sound localization without sight. *Applied Acoustics*. 2004;65(3):229-41.
152. Távora-Vieira D, Rajan GP, Van de Heyning P, Mertens G. Evaluating the long-term hearing outcomes of cochlear implant users with single-sided deafness. *Otology & Neurotology*. 2019;40(6):e575-e80.
153. Bronkhorst A, Plomp R. The effect of head-induced interaural time and level differences on speech intelligibility in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1988;83(4):1508-16.
154. Kidd Jr G, Best V, Mason CR. Listening to every other word: Examining the strength of linkage variables in forming streams of speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2008;124(6):3793-802.
155. Krishnan LA, Van Hyfte S. Management of unilateral hearing loss. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2016;88:63-73.
156. Keller WD, Bundy RS. Effects of unilateral hearing loss upon educational achievement. *Child: care, health and development*. 1980;6(2):93-100.
157. de Araújo PGV, Mondelli MFCG, Lauris JRP, Richiéri-Costa A, Feniman MR. Assessment of the auditory handicap in adults with unilateral hearing loss. *Brazilian Journal of otorhinolaryngology*. 2010;76(3):378-83.

158. Arndt S, Prosse S, Laszig R, Wesarg T, Aschendorff A, Hassepass F. Cochlear implantation in children with single-sided deafness: does aetiology and duration of deafness matter? *Audiology and Neurotology*. 2015;20(Suppl. 1):21-30.
159. Yang M, Chen H-J, Liu B, Huang Z-C, Feng Y, Li J, et al. Brain structural and functional alterations in patients with unilateral hearing loss. *Hearing research*. 2014;316:37-43.
160. Miller DK. Temporal processing in listeners with unilateral hearing loss. 2010.
161. Ghazaleh N, Van Der Zwaag W, Clarke S, Van De Ville D, Maire R, Saenz M. High-resolution fMRI of auditory cortical map changes in unilateral hearing loss and tinnitus. *Brain topography*. 2017;30(5):685-97.
162. Nishihata R, Vieira MR, Pereira LD, Chiari BM. Temporal processing, localization and auditory closure in individuals with unilateral hearing loss. *Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia*. 2012;17(3):266-73.
163. Slattery III WH, Middlebrooks JC. Monaural sound localization: acute versus chronic unilateral impairment. *Hearing research*. 1994;75(1-2):38-46.
164. Blamey PJ, Pyman BC, Clark GM, Dowell RC, Gordon M, Brown AM, et al. Factors predicting postoperative sentence scores in postlinguistically deaf adult cochlear implant patients. *Annals of Otolaryngology & Laryngology*. 1992;101(4):342-8.
165. Busby P, Tong Y, Clark GM. The perception of temporal modulations by cochlear implant patients. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1993;94(1):124-31.
166. Dunn CC, Tyler RS, Oakley S, Gantz BJ, Noble W. Comparison of speech recognition and localization performance in bilateral and unilateral cochlear implant users matched on duration of deafness and age at implantation. *Ear and Hearing*. 2008;29(3):352.
167. Dunn CC, Noble W, Tyler RS, Kordus M, Gantz BJ, Ji H. Bilateral and unilateral cochlear implant users compared on speech perception in noise. *Ear and hearing*. 2010;31(2):296.
168. Kong Y-Y, Cruz R, Jones JA, Zeng F-G. Music perception with temporal cues in acoustic and electric hearing. *Ear and hearing*. 2004;25(2):173-85.
169. Zeng F-G. Trends in cochlear implants. *Trends in amplification*. 2004;8(1):1-34.
170. McDermott HJ. Music perception with cochlear implants: a review. *Trends in amplification*. 2004;8(2):49-82.
171. Veekmans K, Ressel L, Mueller J, Vischer M, Brockmeier S. Comparison of music perception in bilateral and unilateral cochlear implant users and normal-hearing subjects. *Audiology and Neurotology*. 2009;14(5):315-26.

172. Duarte M, Gresele ADP, Pinheiro MMC. Temporal processing in postlingual adult users of cochlear implant. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*. 2016;82(3):304-9.
173. Sladen DP, Peterson A, Olund A. Assessment of Temporal Fine Structure Processing Among Older Adults With Cochlear Implants. *Otology & Neurotology*. 2020;41(3):327-33.
174. Smulders YE, van Zon A, Stegeman I, Rinia AB, Van Zanten GA, Stokroos RJ, et al. Comparison of bilateral and unilateral cochlear implantation in adults: a randomized clinical trial. *JAMA otolaryngology–head & neck surgery*. 2016;142(3):249-56.
175. Tyler RS, Dunn CC, Witt SA, Noble WG. Speech perception and localization with adults with bilateral sequential cochlear implants. *Ear and Hearing*. 2007;28(2):86S-90S.
176. Looi V, Radford CJ. A comparison of the speech recognition and pitch ranking abilities of children using a unilateral cochlear implant, bimodal stimulation or bilateral hearing aids. *International journal of pediatric otorhinolaryngology*. 2011;75(4):472-82.
177. Nicholls ME. Temporal processing asymmetries between the cerebral hemispheres: evidence and implications. *Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition*. 1996;1(2):97-138.

8. EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onay



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557-1929
Konu : ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 15 EKİM 2019 SALI
Toplantı No : 2019/24
Proje No : GO 19/951 (Değerlendirme Tarihi: 01.10.2019)
Karar No : 2019/24-11

Prof. Dr. A. Lale Doğan
ASLI GİBİDİR

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Odyoloji Bölümü öğretim üyelerinden Dr. Öğr. Üyesi Merve BATUK'un sorumlu araştırmacı olduğu, Ody. Özlem TOPÇU'nun yüksek lisans tezi olan, GO 19/951 kayıt numaralı, "*Normal İşiten ve İşitme Kayıplı Yetişkinlerde Zamansal İncelikli Yapı Bilgisi ve Lokalizasyon Becerisinin Araştırılması*" başlıklı proje önerisi araştırmının gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 01 Kasım 2019-01 Kasım 2021 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN	(Baskan)	9. Doç. Dr. Fatma Visal OKUR	(Üye)
		İZİNLİ	
2. Prof. Dr. Sevda F. MÜFTÜOĞLU	(Üye)	10. Doç. Dr. Can Ebru KURT	(Üye)
3. Prof. Dr. M. Yıldırım SARI	(Üye)	11. Doç. Dr. H. Hüsrev TURNAGÖL	(Üye)
4. Prof. Dr. Necdet SAGLAM	(Üye)	12. Dr. Öğr. Üyesi Özay GÖKÖZ	(Üye)
		İZİNLİ	
5. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL	(Üye)	13. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
6. Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU	(Üye)	14. Öğr. Gör. Dr. Meltem ŞENGELEN	(Üye)
		KATILMADI	
7. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)	15. Av. Meltem ONURLU	(Üye)
		İZİNLİ	
8. Doç. Dr. Gözde GİRGİN	(Üye)		

Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
06100 Sıhhiye-Ankara
Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580 • E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

Ayrıntılı Bilgi için:

Ek 2. Demografik Bilgi Formu

Tarih:/....../.....

DEMOGRAFİK BİLGİLER

Katılımcı Kodu:

Doğum Tarihi:

Cinsiyet: Kız Erkek **ARAŞTIRMA GRUBU I****ANAMNEZ****İŞİTME KAYBI**

İşitme kaybı tanısı:

İşitme kaybı zamanı:

RADYOLOJİ

BT sonucu:

MRG sonucu:

KOKLEAR İMPLANT

	Koklear İmplantasyon Tarihi	Taraf	Marka	Model	Strateji
Kİ					

ARAŞTIRMA GRUBU II**ANAMNEZ**

Tek Taraflı İleri/Çok İleri Derecede İşitme Kaybı Sebebi:

Tek Taraflı İleri/Çok İleri Derecede İşitme Kaybı Zamanı:

RADYOLOJİ

BT sonucu:

MRG sonucu:

Ek 3. Montreal Bilişsel Değerlendirme Ölçeği

MONTREAL BİLİŞSEL DEĞERLENDİRME ÖLÇEĞİ

Montreal Cognitive Assessment (MOCA)

İsim:
Eğitim:
Cinsiyet:

Protokol:
Test Tarihi:
Doğum Tarihi:

GÖRSEL MEKANSAL / YÖNETİCİ İŞLEVLER		SAAT çizme (On biri on geçe) (3 puan)					PUAN																		
<p>Küp Kopyalama</p>		<p>Çevresi Rakamlar Kollar</p> <p>[] [] [] [] []</p>					___/5																		
ADLANDIRMA																									
<p>[]</p>		<p>[]</p>		<p>[]</p>			___/3																		
BELLEK		<p>Kelime listesini okuyun ve hastaya tekrar ettirin. İki deneme yapın. 5 dakika sonra tekrar sorun</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>BURUN</th> <th>KADİFE</th> <th>CAMI</th> <th>PAPATYA</th> <th>MOR</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1.deneme</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>2.deneme</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>						BURUN	KADİFE	CAMI	PAPATYA	MOR	1.deneme						2.deneme						Puan yok
	BURUN	KADİFE	CAMI	PAPATYA	MOR																				
1.deneme																									
2.deneme																									
DİKKAT		<p>Sayı listesini okuyun (1 sayı / san.) Hasta sayıları baştan sona doğru saymalı [] 2 1 8 5 4</p> <p>Hasta sayıları sondan başa doğru saymalı [] 7 4 2</p>					___/2																		
<p>Harf listesini hastaya okuyun. Hastaya her A harfi okunduğunda masaya eli ile vurmasını söyleyin. İki veya daha fazla hata var ise puan vermeyin. [] FBACMNAAJKLBAFAKDEAAAJAMOF AAB</p>							___/1																		
<p>100 den başlayarak yedişer çıkarma [] 93 [] 86 [] 79 [] 72 [] 65</p> <p>4 veya 5 doğru çıkarma: 3 puan, 2 veya 3 doğru çıkarma: 2 puan, 1 doğru :1 puan, 0 doğru 0 puan.</p>							___/3																		
LİSAN		<p>Tekrar ettirin: Tek bildiğim bugün yardıma ihtiyacı olan kişinin Ahmet olduğudur. []</p> <p>Köpekler odadayken kedi hep kanapenin altında saklanırdı. []</p>					___/2																		
<p>Akıcılık / 1 dakikada K harfi ile başlayan maksimum sayıda kelime saydırın. [] _____ N ≥ 11 kelime</p>							___/1																		
SOYUT DÜŞÜNME		<p>Benzerlik, Örn. muz-portakal = meyve. [] tren - bisiklet [] saat- cetvel</p>					___/2																		
GECİKMELİ HATIRLAMA		<table border="1"> <thead> <tr> <th>Kelimleri İPUCU OLMADAN hatırlama</th> <th>BURUN</th> <th>KADİFE</th> <th>CAMI</th> <th>PAPATYA</th> <th>MOR</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>[]</td> <td>[]</td> <td>[]</td> <td>[]</td> <td>[]</td> <td>[]</td> </tr> </tbody> </table>					Kelimleri İPUCU OLMADAN hatırlama	BURUN	KADİFE	CAMI	PAPATYA	MOR	[]	[]	[]	[]	[]	[]	___/5						
Kelimleri İPUCU OLMADAN hatırlama	BURUN	KADİFE	CAMI	PAPATYA	MOR																				
[]	[]	[]	[]	[]	[]																				
SEÇMELİ		<p>Kategori ipucu</p> <p>Çoklu seçmeli ipucu</p>					Sadece İPUCUSUZ hatırlanan kelimeler için puan verin																		
YÖNELİM		<p>[] Gün [] Ay [] Yıl [] Gün adı [] Yer [] Şehir</p>					___/6																		
<p>© Z.Nasreddine MD Version November 7, 2004 www.mocatest.org Normal 21 / 30</p>						<p>TOPLAM ___/30</p>																			
<p>Türkçe versiyon 2009. K. Selekler & B. Cangöz</p>																									

Ek 4. Edinburgh El Tercihi Envanteri

Lütfen, aşağıdaki aktivitelerde sağ veya sol hangi elinizi kullanıyorsanız onun bulunduğu kutuyu işaretleyiniz.

Eğer sadece o elinizi o aktivite için kullanıyor, diğer elinizi aynı aktivitede hiç kullanmıyorsanız 2 kutuya birden işaret koyunuz. Eğer iki elinizi de kullanarak o aktiviteyi yapıyorsanız hem sağ hem sol kolona işaret koyunuz.

Aşağıdaki bazı aktiviteleri iki elinizle yapılan aktivitelerdir. Bu durumda, işlemin gerçekleştirilen kısmı parantez içinde belirtilmiştir. Bu aktiviteyi hangi elinizi kullanarak yapıyorsanız onu işaretleyiniz.

Lütfen bütün soruları cevaplayınız ve sadece o işlevi daha önce hiç denemediyse boş bırakınız.

	Sol	Sağ
1. Yazı yazma	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
2. Resim çizme	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
3. Fırlatma	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
4. Makas kullanma	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
5. Diş fırçası	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
6. Bıçak (çatalsız)	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
7. Kaşık	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
8. Saplı süpürge ile süpürme (kollar)	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
9. Kibrit yakma (eşleştirme)	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
10. Kutu açma (kapak)	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<u>Toplam (her iki sütündeki işaretleri sayınız)</u>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Faklılık	Biriken Toplam	Sonuç
<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

Ek 5. Takip Formu

Yapılan Değerlendirme	Netice
Konuşmayı Tanıma Skoru	
Harmonik Entonasyon (HI) Testi JND Skoru (Hz)	
Harmonik Olmayan Entonasyon (DI) Testi JND Skoru (Hz)	
HINT Testi Konuşmayı Anlama Eşiği Skoru (dB)	
Lokalizasyon RMS Hata Derecesi	

Ek 6. Orjinallik Ekran Çıktısı

Normal İşiten ve İşitme Kayıplı Yetişkinlerde Zamansal İncelikli Yapı Bilgisi ve Lokalizasyon Becerisinin Değerlendirilmesi

ORJİNALLIK RAPORU

% 4 BENZERLİK ENDEKSİ	% 4 İNTERNET KAYNAKLARI	% 1 YAYINLAR	% 1 ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
---------------------------------	-----------------------------------	------------------------	--------------------------------

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.arastirmax.com İnternet Kaynağı	<% 1
2	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	<% 1
3	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
4	app.trdizin.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	www.tjaudiologyandhear.com İnternet Kaynağı	<% 1
6	Tandoğan MANGAL, Hülya ERTEN, Hanife ALTINIŞIK, Gülçin AKÇA, İrem ÇELİK. "In Vitro Evaluation of the Effects on Recoloring and Retention of Carious Microorganisms of Different Surface Treatments Applied to Bleached Enamel", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2020 Yayın	<% 1

katalog.hacettepe.edu.tr

