

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

**KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARINDA FARKLI  
KONUŞMA İŞLEMCİ MODELLERİNİN LOKALİZASYON VE  
GÜRÜLTÜDE KONUŞMAYI ANLAMA BECERİLERİ ÜZERİNE  
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Uzm. Ody. Eda YALÇINKAYA**

**Odyoloji Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA  
2022**



T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARINDA FARKLI  
KONUŞMA İŞLEMCİ MODELLERİNİN LOKALİZASYON VE  
GÜRÜLTÜDE KONUŞMAYI ANLAMA BECERİLERİ ÜZERİNE  
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Uzm. Ody. Eda YALÇINKAYA

Odyoloji Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI  
Doç. Dr. Merve BATUK

ANKARA  
2022

**ONAY SAYFASI**

iii

**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ****SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ****Koklear İmplant Kullanıcılarında Farklı Konuşma İşlemci  
Modellerinin Lokalizasyon ve Gürültüde Konuşmayı Anlama****Becerileri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi****Öğrenci: Eda YALÇINKAYA****Danışman: Doç. Dr. Merve BATUK**

Bu tez çalışması 29.07.2022 tarihinde jürimiz tarafından "Hacettepe Üniversitesi SBE  
Odyoloji Yüksek Lisans Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı:** Prof. Dr. Gonca SENNAROĞLU  
(Hacettepe Üniversitesi)

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

**Üye:** Doç. Dr. Şule ÇEKİÇ  
(Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi)

**Üye:** Dr. Öğr. Üyesi Filiz ASLAN  
(Hacettepe Üniversitesi)

**Üye:** Dr. Öğr. Üyesi Mehmet YARALI  
(Hacettepe Üniversitesi)

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

04 Ağustos 2022

Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN  
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.

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

08/08/2022

Eda YALÇINKAYA

-----  
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 internetten 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 iş birliği 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.

Ody. Eda YALÇINKAYA

## TEŞEKKÜR

Lisans eğitimim sürecinde ve sonrasında bölümüme bu denli sevgi duymamı sağlayan, kendisini dinlediğim ilk dersten itibaren idolüm olarak gördüğüm, akademik bilgisine ve donanımına eşlik eden mütevazı tutumuna hayran kaldığım, lisansüstü eğitimim sürecinde de desteğini asla esirgemeyen, değerli bilgi ve tecrübeleriyle yolumu her daim aydınlatan, hayatımda çok özel bir yere sahip olan, danışmanım olması ayrıcalığını bu sürecin her anında hissettiğim, sevgili hocam Doç. Dr. Merve BATUK'a;

İş hayatına atıldığım ilk andan itibaren derin hoşgörüsü ve engin bilgileriyle bana her daim yol gösteren, lisansüstü eğitimim sürecinde desteğini her an hissettiren, akademik yetkinliğine ve çalışma disiplinine hayran kaldığım, vizyonumu genişleten ve çalışma hayatımda akademik olarak daima dinamik kalmamı sağlayan, birlikte çalışmaktan onur duyduğum çok değerli hocam Prof. Dr. Nuri ÖZGİRĞİN'e;

Mevcut çalışma bağlamında gerekli tüm imkanları sunan, bu süreçte beni her daim teşvik eden bölüm başkanımız sayın hocam Prof. Dr. Gonca SENNAROĞLU'na;

Değerli fikirlerine ve bilgilerine ihtiyaç duyduğum her anda yardımına koşan, zor anlarımda beni cesaretlendiren sevgili Arş. Gör. Eser SENDESEN'e;

Sonsuz sevgi ve desteği ile bana daima güç veren, değerli fikirleri ve sabrı ile çalışmam üzerinde büyük emeğe sahip olan, meslektaş olmaktan gurur duyduğum Uzm. Ody. Yağız KORKUT'a;

Lisans ve lisansüstü eğitimim sürecinde değerli görüş ve bilgisi ile bana destek olan, yardımına koşan, fikirlerine çok önem verdiğim dostum Ody. Hasan ÇOLAK'a

Çalışma hayatı ile akademik hayatı birlikte yürütmekte bana her daim güç veren kıymetli hocalarım Prof. Dr. Tuncay ÖZÇELİK ve Uzm. Dr. Mustafa KONAKLIOĞLU'na; biricik çalışma arkadaşlarım Canan GÖKALP ve Melike SUNGUR'a;

Bulduğum konuma ulaşmamda en büyük paya sahip, başarılarımın mimarı canım Babam'a, Annem'e ve kardeşlerime;

En içten saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

**Yalçinkaya, E.; Koklear İmplant Kullanıcılarında Farklı Konuşma İşlemci Modellerinin Lokalizasyon ve Gürültüde Konuşmayı Anlama Becerileri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Odyoloji Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2022.** İleri/çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybı olan ve işitme cihazından yeterli yarar sağlayamayan bireylere uygulanan koklear implant (Kİ) sistemleri iç parça ve dış parça olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. İç parçalar derinin altına yerleşmiş iç alıcı ve kokleayı saran intrakoklear elektrot demetini, dış parçalar ise konuşma işlemcisi, konuşma işlemcisi üzerinde bulunan mikrofon ve iletici bobin bölümünü kapsamaktadır. Konuşma işlemcileri, farklı marka ve modellere göre biçim, boyut, yönsellik gibi birçok açıdan değişiklik göstermektedirler. Kİ sistemlerinde tek seçenek olarak uzun yıllardır kullanılan kulak arkası (*behind-the-ear*; BTE) konuşma işlemcilerine günümüz teknolojisindeki ilerleme ile kablosuz (*off-the-ear*; OTE) olarak sunulan farklı bir konuşma işlemcisi seçeneği daha eklenmiştir. Bu işlemciler kullanım amacı olarak benzer özelliklere sahip olsalar da dış parçanın başa yerleşim yeri farklılığı göz önüne alındığında mikrofon pozisyonlarının oldukça farklı olduğu göze çarpmaktadır. Bu çalışmada Kİ kullanıcılarında BTE ve OTE konuşma işlemcilerindeki mikrofon pozisyonu farklılığının lokalizasyon ve gürültüde konuşmayı anlama becerisi üzerine etkisi arasındaki farkın araştırılması amaçlanmıştır. Hacettepe Üniversitesi Hastanesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalında koklear implantasyon cerrahisi geçirmiş olan ve Odyoloji Bölümü'nde rutin kontrolleri için başvuran 20-50 yaş arasındaki tek taraflı koklear implant kullanıcısı bireyler gönüllülük esasına dayalı çalışmaya dahil edilmiştir. Katılımcıların kullandıkları BTE ve OTE model işlemciler esas alınarak iki araştırma grubu oluşturulmuştur. Katılımcıların hali hazırda kullanmakta oldukları kendi konuşma işlemcileri ile lokalizasyon becerilerinin değerlendirilmesi için Audiqueen programı içerisinde bulunan İşitsel Konuşma Sesleri Değerlendirilmesi test bataryası içerisinde Azimut ve ILD Lokalizasyon testleri, konuşmayı anlama becerisi için Türkçe Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi (T-HINT) kullanılmıştır. Lokalizasyon testlerinde iki grup arasında anlamlı farklılık gözlenmezken ( $p>0.05$ ), HINT bulgularında  $G_{ÖN}K_{ÖN}$  ( $p=0.014$ ) ve  $G_{İL}K_{ÖN}$  ( $p=0.005$ ) koşullarında gruplar arası anlamlı farklılık gözlenmiş ( $p<0.05$ ), BTE model konuşma işlemcisi kullanıcılarının daha iyi performans gösterdiği belirlenmiştir.  $G_{KL}K_{ÖN}$  koşulunda anlamlı farklılık gözlenmezken ( $p>0.05$ ) BTE model kullanıcılarının daha iyi performans ( $p=0.09$ ) gösterdiği sonucuna varılmıştır. Tüm katılımcılarda pre-op işitme kaybı ve işitme cihazı kullanım süresi, Kİ kullanım süresi, Kİ olma yaşı gibi değişkenler incelenmiştir. Elde edilen bulgulara göre mikrofon pozisyonundaki farklılığın lokalizasyon test sonuçlarını etkilemediği ancak HINT sonuçlarına göre BTE kullanıcılarının daha iyi performans gösterdiği sonucuna varılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Koklear implant, lokalizasyon, kulak arkası konuşma işlemcisi, kablosuz konuşma işlemcisi, gürültüde konuşmayı anlama.



## ABSTRACT

**Yalçinkaya, E., Assessment of the Impact of Different Types of Speech Processors on Localization and Speech Understanding in Noise in Cochlear Implant Users, Hacettepe University, Graduate School of Health Sciences Audiology Program, Master Thesis, Ankara, 2022.** A cochlear implant (CI) is an electronic system used for individuals with severe/profound sensorineural hearing loss who can not benefit from hearing aids. CI consists of two parts, internal and external. The inner components include the inner receiver located under the skin and the intracochlear electrode bundle surrounding the cochlea, while the outer components include the speech processor, microphone, and transmitting coil part, which are located on the speech processor. Speech processors in terms of external components vary in many aspects, such as shape, size, and directionality, depending on different brands and models. Behind-the-ear (BTE) speech processors, which have been used as the only option in CI systems for many years, have added a different speech processor option suggested as wireless (off-the-ear; OTE) with the advancement in current technology. Although these processors have similar features in terms of usage purpose, considering the difference in the head placement of the outer part, it can be seen that the microphone positions are quite different. In the literature, using different variables in cochlear implant users who have difficulties in localizing the sound source, particularly in speech perception in noisy environments, compared to individuals with normal hearing, these skills have been evaluated. The present study aimed to investigate the effect of microphone position differences in BTE and OTE speech processors on localization and speech understanding in noise in CI users. Individuals with unilateral cochlear implants between the ages of 20 and 50 who had undergone cochlear implantation surgery in Hacettepe University Hospital, Department of Otorhinolaryngology, were involved in routine controls in the Audiology unit were included in the study voluntarily. Two research groups were created based on the participants' BTE and OTE model processors. Auditory Speech Sounds Evaluation (AŞE) localization tests in the Audiqueen program were used to evaluate the localization skills of the participants with their speech processors that they are currently using, and the Turkish Hearing in Noise Test (T-HINT) was used to assess speech perception in noise skills. While there was no significant difference between the two groups in localization tests ( $p>0.05$ ), a significant difference was observed between the groups in  $N_{Front}S_{Front}$  ( $p=0.014$ ) and  $N_{IL}S_{Front}$  ( $p=0.005$ ) conditions in HINT results ( $p<0.05$ ), it was found that BTE model speech processor users performed better. While there was no significant difference in the  $N_{KL}S_{Front}$  condition, it was found that BTE model users performed much better ( $p=0.09$ ). Variables such as pre-op hearing loss and duration of hearing aid use, duration of CI use, and age at CI were evaluated. According to the results obtained, it was concluded that the difference in microphone position did not affect the localization test results, but the BTE users performed better according to the HINT results.

**Keywords:** Cochlear Implant, localization, behind-the-ear speech processor, off-the-ear speech processor, speech perception in noise

## İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
<b>1.GİRİŞ</b>	<b>1</b>
<b>2.GENEL BİLGİLER</b>	<b>5</b>
2.1. İşitme Fizyolojisi	5
2.2. Sensörinöral İşitme Kaybı	6
2.3. Koklear İmplant Sistemleri	8
2.4. Koklear İmplantın Temel Parçaları	9
2.4.1. Dış Parça	10
2.4.2. İç Parça	14
2.5. <i>Cochlear</i> Marka Konuşma İşlemcileri ve Genel Özellikleri	16
2.5.1. CP910/CP920 Konuşma İşlemcisi (Nucleus® 6)	16
2.5.2. CP1000 Konuşma İşlemcisi (Nucleus® 7)	19
2.5.3. CP950 Konuşma İşlemcisi (Kanso™)	21
2.5.4. CP1150 Konuşma İşlemcisi (Kanso™2)	22
2.6. Lokalizasyon	23
2.6.1 Lokalizasyon Değerlendirmesi	25
2.7. Gürültüde Konuşmayı Anlama Becerisinin Değerlendirmesi	27
<b>3. BİREYLER VE YÖNTEM</b>	<b>29</b>
3.1. Araştırmanın Türü	29
3.2 Araştırmanın Örneklemi	29
3.2.1. Katılımcıların Belirlenmesi	29

3.2.2. Çalışmaya Dahil Edilme ve Çalışmadan Dışlanma Kriterleri	30
3.3. Yöntem	31
3.3.1. Bireylerin Değerlendirme Süreci	32
3.3.2. AŞE Lokalizasyon Testleri	32
3.3.3. Türkçe Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi	37
3.4. İstatistiksel Analiz	41
<b>4. BULGULAR</b>	<b>42</b>
4.1. Katılımcıların Demografik Özelliklerine Göre Tanımlayıcı İstatistikler	42
4.2. Azimut Lokalizasyon Test Bulguları	44
4.3. ILD Lokalizasyon Test Bulguları	44
4.4 Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Bulguları	45
4.4.1. G <sub>ÖN</sub> K <sub>ÖN</sub> Koşulu HINT Sonuçlarının Karşılaştırılması	46
4.4.2. G <sub>İL</sub> K <sub>ÖN</sub> Koşulu HINT Sonuçlarının Karşılaştırılması	46
4.4.3. G <sub>KL</sub> K <sub>ÖN</sub> Koşulu HINT Sonuçlarının Karşılaştırılması	46
4.5. Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 Test Bulgularının Karşılaştırılması	46
4.6. Katılımcılar Arası Değişkenler ile Test Bulgularının Karşılaştırılması	47
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>48</b>
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</b>	<b>61</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b>	<b>63</b>
<b>8. EKLER</b>	<b>70</b>
<b>EK-1 Etik Kurul Onayı</b>	<b>70</b>
<b>EK-2 Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu</b>	<b>72</b>
<b>EK-3 Power Analiz Sonuçları</b>	<b>74</b>
<b>EK-4 Olgu Rapor Formu</b>	<b>75</b>
<b>EK-5 Orijinallik Ekran Çıktısı</b>	<b>76</b>
<b>EK-6 Dijital Makbuz</b>	<b>77</b>
<b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>78</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

±	Artı/Eksi
°	Derece
%	Yüzde
<b>ADRO®</b>	<i>Adaptive Dynamic Range Optimisation</i>
<b>ASC</b>	<i>Automatic Sensitivity Control</i>
<b>AŞE</b>	<i>The Auditory Speech Sound Evaluation</i>
<b>AVCN</b>	<i>Anteroventral Cochlear Nucleus</i>
<b>BAHA</b>	<i>Bone Anchored Hearing Aid</i>
<b>BTE</b>	<i>Behind-The-Ear</i>
<b>dB</b>	Desibel
<b>FDA</b>	<i>Food and Drug Administration</i>
<b>HINT</b>	<i>Hearing in Noise Test</i>
<b>HL</b>	<i>Hearing Level</i>
<b>Hz</b>	Hertz
<b>ILD</b>	<i>Interaural Level Difference</i>
<b>ITD</b>	<i>Interaural Time Difference</i>
<b>Kİ</b>	Koklear İmplant
<b>LSO</b>	<i>Lateral Superior Olive</i>
<b>MAA</b>	<i>Minimum Audible Angle</i>
<b>MSO</b>	<i>Medial Superior Olive</i>
<b>OTE</b>	<i>Off-The-Ear</i>
<b>RMS</b>	<i>Root Mean Square</i>
<b>SCAN</b>	<i>Automatic Scene Classifier System</i>
<b>SNR</b>	<i>Signal-Noise Ratio</i>
<b>SNR-NR</b>	<i>Signal-to-noise Ratio Noise Reduction</i>
<b>SNİK</b>	Sensörinöral İşitme Kaybı
<b>SPSS</b>	İstatistiksel Analiz Programı
<b>SOC</b>	<i>Superior Olivary Complex</i>
<b>WNR</b>	<i>Wind Noise Reduction</i>

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Koklear İmplant sistemi dış ve iç parçaları	9
2.2. <i>Omnidirectional</i> mikrofon kutupları	11
2.3. Farklı koşullarda adaptif yönsellik işleyişi	12
2.4. BTE ve OTE konuşma işlemcilerinin görünüşleri	14
2.5. Koklear İmplant sistemi iletim şeması	16
2.6. Nucleus® 6 serisi konuşma işlemcileri	17
2.7. Nucleus® CP910 ve CP920 konuşma işlemcilerinin karşılaştırılması	17
2.8. Kanal içi akustik bileşen takılı Nucleus® 6 konuşma işlemcisi	19
2.9. Nucleus® 7 model konuşma işlemcisi	20
2.10. Nucleus® 7 model konuşma işlemcisi parçaları	21
2.11. Kanso™ model konuşma işlemcisi	22
2.12. <i>Audiqueen</i> programı değerlendirme içeriği	26
3.1. <i>Audiqueen</i> programı hasta kayıt ekranı	33
3.2. Azimut Lokalizasyon Testi düzeneği	34
3.3. Azimut Lokalizasyon Testi arayüzü	35
3.4. Azimut Lokalizasyon Testi Sonuç Ekranı	35
3.5. ILD Lokalizasyon Testi düzeneği	36
3.6. ILD Lokalizasyon Testi arayüzü	37
3.7. Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi düzeneği	38
3.8. HINT değerlendirme koşulları şematizasyonu	38
3.9. HINT programı arayüzü	39
3.10. HINT yanıt seçim ekranı	40
3.11. HINT sonuç ekranı	41

**TABLolar**

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>2.1.</b> Gürültüde Konuşmayı Anlama Becerilerinin Değerlendirmesinde Kullanılan Test Bataryaları	27
<b>4.1.</b> Katılımcıların Demografik Özellikleri	43
<b>4.2.</b> Araştırma Gruplarının Azimut ve ILD lokalizasyon Testi Bulguları	44
<b>4.3.</b> Araştırma Gruplarının Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Bulguları	45
<b>4.4.</b> Araştırma Grupları Arası HINT Sonuçlarının Karşılaştırılması	46
<b>4.5.</b> Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 Model İşlemcilerin Lokalizasyon Test Sonuçları Karşılaştırılması	47
<b>4.6.</b> Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 Model İşlemcilerin HINT Sonuçlarının Karşılaştırılması	47
<b>4.7.</b> Katılımcılar Arası Değişkenler ile Test Sonuçları Korelasyon Değerleri	48

## 1.GİRİŞ

Sensörinöral işitme kaybı vakalarının çoğunda, koklea etkilenmektedir. Koklear işitme kaybı olarak da özelleştirilebilen bu tür kayıplar, akustik-mekanik enerjinin işitme sinirine yetersiz iletimi ile sonuçlanmaktadır. Koklear implant (Kİ), işitme sisteminin hasarlı bölgesini atlayarak ve işitme sinirini doğrudan uyarmak için kokleaya cerrahi olarak yerleştirilmektedir (1).

Koklear implant (Kİ), ileri/çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybına sahip ve işitme cihazından yeterli fayda sağlayamayan bireylere uygulanan elektronik bir sistemdir. İç ve dış parçalar olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. İç parçalar alıcı bobin, ara kablo ve elektrot dizini; dış parçalar ise konuşma işlemcisi, işlemci üzerinde bulunan mikrofon, batarya ve iletici bobin bölümlerini içermektedir (2).

Mikroişlemcilerin tanıtılması, analog işlemeleden dijital işlemeye geçiş gibi yenilikler günümüzün modern amplifikasyon sistemlerinin minyatürleştirilmesi ile sonuçlanmıştır. Böylece daha az görünür ve daha esnek takma seçenekleri sunan işitme cihazları ve işitsel implant sistemlerinde kullanılmak üzere konuşma işlemcisi modelleri üretilmiştir (3).

Uzun yıllar boyunca koklear implantlarda tek seçenek olarak kullanılan kulak arkası (*behind-the-ear, BTE*) model konuşma işlemcilerine, geçtiğimiz yıllarda kablosuz olarak sunulan ve kafa derisi altındaki iç mıknatıs üzerine tek parça halinde yerleştirilen kablosuz (*off-the-ear, OTE*) model konuşma işlemcisi eklenmiştir. Koklear implant sisteminin dış parçasını oluşturan konuşma işlemcilerinin fiziki görünümü farklı firma, model ve teknoloji nesillerine göre değişiklik göstermesine rağmen, tüm koklear implant sistemleri benzer tasarım ve işlevlere sahiptir (2). Ancak konuşma işlemcilerinin baş üzerine yerleşimi göz önünde bulundurulduğunda, kulak arkası ve kablosuz konuşma işlemcilerinin mikrofon konumundaki farklılık dikkat çekmektedir (4). Kulak arkası konuşma işlemcileri kulak kepçesinin hemen üzerine yerleşim gösterirken, kablosuz konuşma işlemcileri *posterior auricular* veya *posterior pinna* bölge üzerine yerleşim göstermektedir (3).

Kablosuz koklear implant konuşma işlemcileri, Kemiğe İmlante İşitme Cihazı (*Bone Anchored Hearing Aid*; BAHA) sistemlerinin avantajlarından esinlenilerek üretilmiştir (3). BAHA, kulak kanalı açıklığının yaklaşık 50-70 mm arkasına ve yaklaşık olarak kulak kepçesinin üst kısmı ile aynı hizada bulunmaktadır (5). Bu nedenle kemik iletim cihazı işlemcisindeki mikrofon konumu, BTE işitme cihazının mikrofon konumuna kıyasla tipik olarak kulak kepçesinin üst kısmı ile aynı hizada ve kulak kanalı açıklığının ortalama 60 mm arkasındadır (5, 6). Bu konum cerrahi yerleştirme, titreşim hassasiyeti ve estetik açıdan olumlu avantajlara sahip olsa da mikrofon konumu, büyük ölçüde başın gölge etkisi nedeniyle dinleyicinin arkasındaki seslere önden gelenlere kıyasla daha yüksek hassasiyetle sonuçlanmaktadır. Bu durumun konuşmayı anlama üzerindeki olası olumsuz etkilerini dengelemek için kemik iletimli ses işlemcilerinde, önden gelen sesleri korurken dinleyicilerin arka ve yan tarafından gelen sesleri azaltabilen çift mikrofon teknolojilerini hızla uygulamaya konmuştur. BAHA ile hemen hemen aynı mikrofon konumuna sahip OTE model konuşma işlemcileri için de aynı teknolojik geliştirmeler uygulanmıştır (3).

Koklear implant kullanıcıları arasında, implanttan sağlanan fayda kişiye göre oldukça değişiklik göstermektedir. Bu fayda; işitme kaybı başlama yaşı, işitme kaybı süresi, işitme cihazı kullanım süresi, koklear implant olma yaşı, özel eğitim durumu, ek engel varlığı gibi birçok değişken ile ilişkilendirilebilmektedir (7-9).

Arka plan gürültüsü, reverberasyon, konuşmacıdan uzaklaşma gibi normal işitmeye sahip bireylerde dahi zorlu dinleme koşuluna sebep olan durumlarda, işitme kayıplı bireyler oldukça zorlanmakta ve efor harcamaktadır (10). Koklear implant kullanıcıları için arka plan gürültüsü eşliğinde konuşmayı anlama, en sık şikâyet edilen ve kullanıcıların düşük performans gösterdiği bir durumdur (11-15).

Lokalizasyon becerisi, işitsel uyarının kaynağını belirleme yeteneğidir. Normal işiten bireylerde, ses lokalizasyonu santral işitsel işleme sisteminin, Kulaklararası Şiddet Farklılıkları (*Interaural Level Difference*; ILD), Kulaklararası Zaman Farklılıkları (*Interaural Time Difference*; ITD) ve spektral ipuçlarını kullanması ile sağlanır (16).



Bu beceri bireyin sosyal yaşantısının yanı sıra kişisel güvenliği için de oldukça önemlidir (17). Özellikle kamusal alanlarda hayati önem arz eden bu beceri, işitme kaybına sahip bireyler için oldukça güçtür. Yapılan çalışmalarda, koklear implant kullanıcılarının da normal işitenlere göre, ses lokalizasyonu becerilerinin daha kötü olduğu bildirilmiştir (18).

Koklear implant kullanıcıları için işitme kaybının başlama yaşı, işitme kaybı süresi, progresif veya ani işitme kaybı öyküsü, amplifikasyon kullanım durumu, işitme cihazı başlangıç yaşı, koklear implant kullanım süresi, bilateral kullanıcılar için iki implant arası geçen süre, unilateral/bilateral/bimodal kullanım gibi birçok etkenin lokalizasyon ve konuşmayı anlama becerileri üzerine etkileri literatürde çokça araştırılmıştır (19-22). Buna rağmen kişinin kullandığı koklear implant sistemindeki mikrofon konumunun bu beceriler üzerine etkisini inceleyen çalışma sayısı oldukça kısıtlıdır(4, 23, 24)

Günümüzde kozmetik açıdan sıkça tercih edilen, temporal kemik üzerine yerleştirilen kablosuz konuşma işlemcileri ve kulak arkası yerleşimli yaygın bir şekilde kullanılmaya devam edilen kulak arkası konuşma işlemcilerinin yerleşim yerleri farklılığı nedeniyle mikrofon konumlarındaki düzlem farklılığı göz önünde bulundurulduğunda iki konuşma işlemcisi tipi arasında lokalizasyon ve gürültüde konuşmayı anlama becerisi açısından farklılık olabileceği düşünülmüştür.

Bu çalışmanın amacı farklı mikrofon pozisyonlarının lokalizasyon ve gürültüde konuşmayı anlama becerileri üzerinde farklı etkiler yaratıp yaratmadığı incelemek ve farklı konuşma işlemcisi türlerinin bu beceriler üzerindeki avantaj ve dezavantajlarını karşılaştırmaktır. Çalışmamızın amaçları doğrultusundaki oluşturulan hipotezler aşağıda sıralanmıştır:

#### **Hipotez 1:**

H<sub>0</sub>: Unilateral koklear implant kullanıcılarında farklı mikrofon konumuna sahip konuşma işlemcisi modeli kullanımının lokalizasyon becerisi üzerine etkisinde anlamlı farklılık yoktur.

H<sub>1</sub>: Unilateral koklear implant kullanıcılarında farklı mikrofon konumuna sahip konuşma işlemcisi modeli kullanımının lokalizasyon becerisi üzerine etkisinde anlamlı farklılık vardır.

**Hipotez 2:**

H<sub>0</sub>: Unilateral koklear implant kullanıcılarında farklı mikrofon konumuna sahip konuşma işlemcisi modeli kullanımının gürültüde konuşmayı anlama becerisi üzerine etkisinde anlamlı farklılık yoktur.

H<sub>1</sub>: Unilateral koklear implant kullanıcılarında farklı mikrofon konumuna sahip konuşma işlemcisi modeli kullanımının gürültüde konuşmayı anlama becerisi üzerine etkisinde anlamlı farklılık vardır.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. İşitme Fizyolojisi

Kulak, göz gibi duyu organları dış ortamdaki uyarınları alabilmek için bir sensör görevi görmektedirler. Bu sensörün çıktısı, daha ayrıntılı bir dizi işleme için ait olduğu duyu siniri aracılığıyla beyne iletilir. İnsan vücudu anatomisine göre 12 çift kraniyal sinir; baş, boyun ve gövdenin her iki kısmını inerve eder. Bu sinirler önden arkaya doğru isimlendirilmekte ve numaralandırılmaktadır. VIII. kraniyal sinir, vestibülokoklear sinir veya işitme siniri olarak adlandırılmaktadır (25).

Ses, hava gibi bir ortamda boyuna basınç dalgaları olarak iletilen mekanik titreşimlerden oluşmaktadır. Ses, ölçülen basınç seviyesini kulak tarafından tespit edilen minimum basınç dalgalanmasıyla karşılaştırarak, genellikle ses basıncı seviyesinde (dB SPL) desibel cinsinden ölçülmektedir (25).

Kulak anatomisi dış kulak, orta kulak ve iç kulak olmak üzere üç kısımda incelenmektedir. Ses basınç dalgaları öncelikle dış kulak yapısının ilk unsuru olan kıkırdak yapılu kulak kepçesi yardımıyla toplanır. Kulak kepçesinin girintili yapısı özellikle yüksek frekanslı sesleri rezonans açısından etkileyebilecek ek boşluklar yaratır. Kulak kepçesi tarafından toplanan ses dış kulak yoluna aktarılır. Bu iki dış kulak yapısı, günlük hayattaki konuşma sesleri için kritik olan frekansları 20 dB'ye kadar yükseltmek için doğal bir filtre görevi görmektedir (25).

Gelen ses dalgaları, dış kulak yolu boyunca ilerlemesinin ardından orta kulağa ilk geçiş aşaması olan timpanik membrana yönlendirilir. Akustik bir enerji olan ses dalgaları, timpanik membrana ulaştığı anda mekanik enerjiye dönüşür. Orta kulakta, timpanik membran ses dalgalarını alır ve orta kulak kemikçiklerine (*malleus*, *incus*, *stapes*) sırasıyla iletir. Ses dalgaları kemikçiklerden geçerken amplitüdüleri azalırken, kuvvetleri artar. Kemikçiklerin mekanik hareketinin ardından timpanik membran ile stapes tabanı arasındaki gerçek fark, empedans eşleşmesini sağlamaktadır. Bu iletim mekanizması sayesinde ses dalgalarının, hava ve içi endolenf sıvısıyla dolu olan koklea

arasındaki aktarımı sırasında empedans eşlemesi sağlanır. Aynı zamanda ses dalgalarının bir kısmı da orta kulak boşluğundaki havada oval pencereye doğru ilerler, ancak hassasiyeti kemik iletiminden yaklaşık 60 dB daha azdır (25).

Ardından, ses basınç dalgaları iç kulağa iletilir ve koklea içindeki sıvıda hareket etmeye başlar. Koklea; skala vestibuli, skala media ve skala timpani olarak adlandırılan üç bitişik tüpe benzeyen yapıdan oluşur. Koklea yaklaşık 2,5 tur dönen sarmal yapıdadır. Ses basınç dalgaları stapes tabanını kokleaya karşı içeri doğru hareket ettirdiğinde ses dalgalarının iç kulak sıvılarına aktarımıyla birlikte mekanik enerji kısa bir süre için hidrolik enerjiye dönüşür. İlerleyen dalganın enerjisi baziler membran titreştirdiğinde, Korti organı içerisinde bulunan iç ve dış tüy hücreleri de hareket eder. İlerleyen dalga baziler membranı yukarı ittiğinde, iç ve dış tüy hücrelerinin uçlarındaki stereosilyalar potasyum iyonlarının hücreye girişini sağlamak için bükülür ve böylece tüy hücre depolarizasyonu sağlanır (26).

Tüy hücreleri yardımıyla bu enerji son olarak biyo-elektriksel sinyallere dönüştürülerek koklear sinire sunulur. Koklear sinir aracılığıyla üst merkezlere sinyal taşınımı sağlanır. Beyne erişen biyo-elektriksel sinyaller burada çok boyutlu işlemlere tabi tutulur (27).

## **2.2. Sensörinöral İşitme Kaybı**

İç kulak veya işitme sinirindeki herhangi bir patoloji sonucunda ortaya çıkan işitme kayıpları sensörinöral işitme kaybı olarak adlandırılmaktadır (25). İleri veya çok ileri derece sensörinöral işitme kaybında önemli boyuttaki iç ve dış tüy hücresi kaybı, hasarı veya işlev bozukluğu sonucunda koklea ses dalgalarında mevcut olan mekanik enerjiyi nöral uyarılara dönüştürme yeteneğini kaybeder (2).

Tüy hücrelerinin kaybı, işitsel nöronların kompresyon ve spontan aktivitesinde kayba neden olmaktadır. Tüy hücresi kaybı ayrıca işitsel nöronların periferik kısmında dejenerasyona, spiral ganglion hücre hacminde azalmaya, hücre gövdesi ve/veya aksonun demiyelinizasyonuna ve aksonal dejenerasyona yol açabilmektedir (28, 29).

Kortikal reorganizasyon da dahil olmak üzere santral işitsel yollarda benzer değişiklikler kaydedilmiştir (30).

Konjenital sensörinöral işitme kayıplarının %50'si genetik mutasyonlara, %25'i çevresel faktörlere ve %25'i bilinmeyen etiolojiye bağlı olmak üzere birçok faktörle ilişkilendirilmektedir. Sitomegalovirüs (CMV), ototoksik ilaçlar, kızamıkçık ve diğer virüsler konjenital işitme kaybına yol açan çevresel faktörler arasında bulunmaktadır (25).

Kazanılmış sensörinöral işitme kaybı ise yaşlanma, gürültü, ototoksisite, kardiyovasküler hastalık, hipoksi, bakteriyel ve viral ajanlar ve bulaşıcı hastalık gibi birçok faktöre bağlıdır. Sıklıkla nedeni bilinmemektedir. Yaşlılıkla birlikte genellikle korti organında tüy hücresi kaybı ve bazı işitsel sinir liflerinin dejenerasyonu görülmektedir (25).

Sürekli gürültü maruziyeti veya akustik travmalar da kalıcı tüy hücresi kaybına neden olabilmektedir. Kabakulak veya kızamık gibi viral enfeksiyonlara yakalanan çocuklarda tüy hücresi, spiral ganglion ve sinir lifleri kaybı izlenmektedir (31).

Ani işitme kayıplarının bir kısmı dışındaki sensörinöral işitme kayıplarında tedavi günümüzde henüz mümkün değildir. İşitme cihazı ile takip edilen bu grupta işitme kaybı ileri/çok ileri dereceye ulaştığında gerekli şartlar sağlandığı takdirde koklear implant (Kİ) endikedir (31).

Koklear implant, işitsel nöronları nöral transmitter yerine doğrudan elektrik akımı ile depolarize ederek işleyen tüy hücreleri yerine nöral aksiyon potansiyelleri üretmeyi sağlayan bir araçtır. Bazı çalışmalarda koklear implant kullanıcılarında, mevcut spiral ganglion hücrelerinin sayısı ile konuşma algısı arasında net bir ilişki elde edilememiştir (31) (32).

### 2.3. Koklear İmplant Sistemleri

Koklear implant iç kulakta işitmeyi sağlamak için gerekli olan tüy hücrelerinin bulunmaması veya zarar görmüş olması durumunda bu kısmı atlayarak, doğrudan işitme sinirini uyarmak üzere tasarlanmış elektronik bir cihazdır (33). Cerrahi yöntemle iç kulağa yerleştirilen elektrot, işitsel uyarıyı alan konuşma işlemcisi yardımıyla, işitsel mesajların kodlandığı işitme sinir liflerini elektriksel olarak uyarmaktadır (34).

Koklear implant sistemi, tüy hücrelerini atlayıp elektriksel uyarıyı direkt olarak işitme sinirine ilettiği için ileri veya çok ileri derecede sensörinöral tip işitme kaybı ve konvansiyonel işitme cihazından yeterli fayda göremeyen bireylere uygun bir amplifikasyon sistemi olarak tercih edilmektedir (35).

Koklear implantasyon, biyoteknoloji ve tıp dünyasındaki en önemli gelişmelerden birisidir. Çünkü koklear implantasyon kişilere kaybettikleri veya hiç sahip olmadıkları işitme duyusunun yerini tutacak kazanım sağlamak ve kişilerin yaşam kalitelerine büyük katkıda bulunmaktadır (36).

Lundberg, 1950'de işitme sinirinin doğrudan elektriksel stimülasyonuna yönelik ilk girişimi gerçekleştirmiştir (37). Tarihteki ilk koklear implant deneyimi ise Djourno ve Eyriès'in ilk kez çok ileri derecede işitme kaybına sahip bir bireyin iç kulağına implante edilmiş bir elektrot kullanarak işitsel uyarım sağladıkları 1957 yılına kadar uzanır (38).

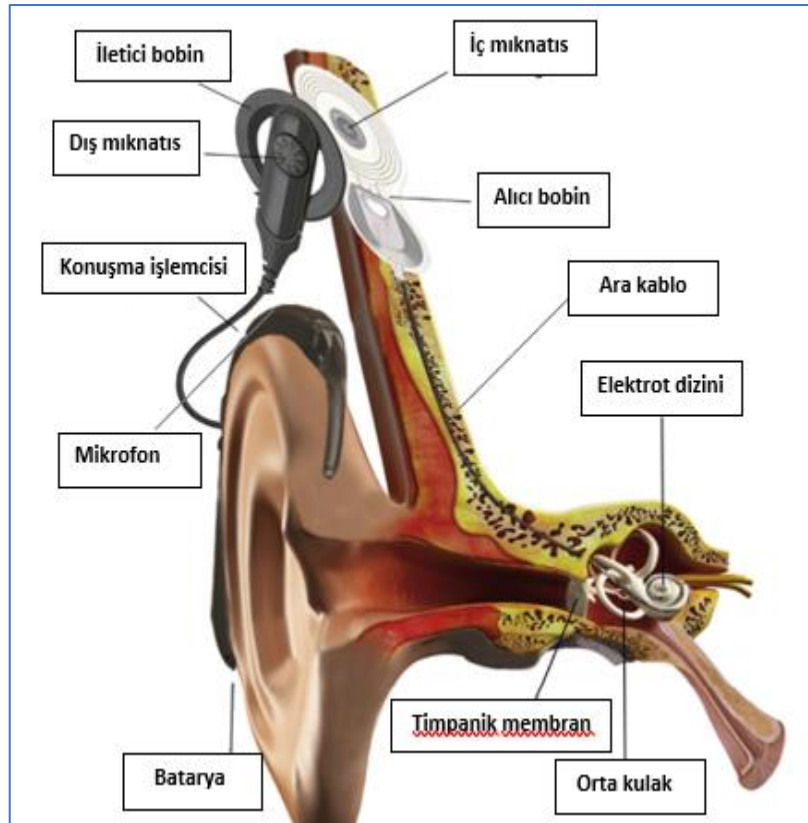
Bu girişimlerin ardından uzun yıllar boyunca deneysel tıbbi cihaz olarak kullanılan ve üzerine birçok araştırma yapılan koklear implant sistemlerine, 1980 yılında Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (*U.S. Food and Drug Administration; FDA*) tarafından medikal cihaz onayı verilmiştir (39). Onay ardından koklear implant sistemleri teknolojik açıdan ilerlemeyi sürdürmüş ve zaman içerisinde iç parça daha çok gelişmiş, dış parçalar ise giderek küçülmeye başlamıştır (40). Üç üretici firmanın

koklear implant sistemleri FDA tarafından piyasaya sürülmek üzere onaylanmıştır: *Advanced Bionics, Cochlear Corporation ve MED-EL* (25).

#### 2.4. Koklear İmplantın Temel Parçaları

Koklear implantlar, farklı üreticiler ve teknoloji nesillerine göre değişiklik gösterse de, tüm koklear implantlar benzer temel tasarım ve işleve sahiptir (2).

Koklear implantlar, kulak arkasına veya direkt temporal kemik üzerine yerleştirilen dış parça ve cerrahi işlem ile implante edilen iç parça olmak üzere iki temel bileşenden oluşmaktadır (2). Koklear implant temel parçaları Şekil 2.1'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Koklear İmplant Sistemi İç ve Dış Parçaları(41)

### 2.4.1. Dış Parça

#### • Mikrofon

Dış ortamdan işitsel uyarı alır ve elektriksel sinyallere dönüştürerek konuşma işlemcisine iletir. Konuşma işlemcisinin modeline bağlı olarak mikrofon konumu değişiklik göstermektedir. Kulak arkası (*behind-the-ear*; BTE) konuşma işlemcilerinde işlemci, kulak kepçesinden destek alınarak baş ile kulak kepçesi arasındaki girintiye yerleştirilir. Mikrofon, bu alana yerleştirilen işlemcinin üst kısmında yer almaktadır. Kablosuz (*off-the-ear*; OTE) model konuşma işlemcileri ise tek parça halinde, başın *posterior aurikular* bölgesinde konumlandığı için mikrofon, bu parça üzerinde bulunmaktadır. Her iki modeldeki mikrofonun baş üzerindeki konumu incelendiğinde birbirinden oldukça farklı olduğu dikkat çekmektedir (3).

Normal işitmeye sahip bireyler düşük şiddetteki uyarılara dikkat yöneltebilir, gürültü varlığında asıl uyarana odaklanıp seçebilir ve ortamdaki işitsel uyarının yönünü tespit edebilir. Ancak işitme kayıplı bireylerde bu becerilere ulaşmak oldukça zor bir hal alıp sekteye uğramaktadır. İşitme kayıplı bireylerin yaşadığı bu tür zorlukları ortadan kaldırmak adına gelişen teknoloji desteğiyle işitme cihazları ve koklear implant sistemlerinde çeşitli çözüm yöntemleri üretilmiştir (42).

İşitme cihazı ve koklear implant kullanıcılarının zorlu dinleme ortamlarında işitsel beceri performansını arttırmak için çift mikrofon avantajlarından yararlanılmaktadır. Çift mikrofon teknolojisi, gürültü varlığında konuşmayı anlama becerisini arttırmak amacıyla, farklı ortamları yönetme prensibine dayanmaktadır (23, 42, 43).

Çift mikrofon avantajıyla işitme cihazları veya işitsel implantlarda yönsellik özelliği sağlanır. Akustik uyarının, biri ön diğeri nispeten arka yerleşimli olmak üzere iki mikrofona olan erişim süresi kıyaslanarak uyarının yönü belirlenir. Yani yönsellik mikrofona değil, iki mikrofon arasındaki zaman farkını tanıyıp bu özelliği sağlayan sisteme aittir. Bu nedenle işitme cihazı veya işitsel implantlarda 'yönsel mikrofon' terimi yerine 'sistem yönselliği' olarak bahsedilmesi önerilir (44).

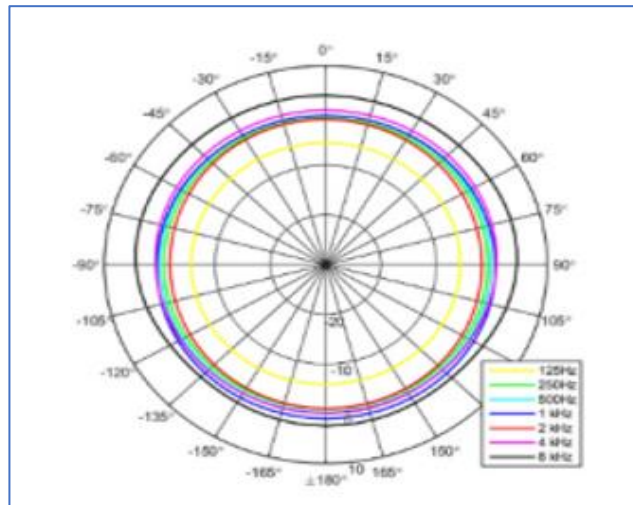


Gürültülü ortamlarda konuşmayı anlama becerisini geliştirmek için yönsellik özelliği tercih edilmektedir. Literatürdeki pek çok çalışmada yönsellik özelliğinin gürültülü ortamlarda konuşmayı anlama becerisine olumlu katkısı gösterilmiştir (45-47).

Koklear implant kullanıcılarının gürültülü ortamlarda dinleme becerisini artırmak için farklı teknik özelliklere sahip mikrofon seçenekleri kullanılmaktadır. Son yıllarda, gelişen teknolojinin katkılarıyla firmalara göre değişiklik gösteren ve bünyesinde birçok özellik barındıran mikrofon teknolojileri üretilmiştir. Bu mikrofon teknolojileri ile sağlanan yönsellik, temele indirildiğinde Omnidireksiyonel/Standart (*omnidirectional*), sabit yönlü ve adaptif yönlü yönsellik olmak üzere üç farklı grupta incelenmektedir(48).

#### a. Omnidireksiyonel Yönsellik

Standart yönsellik olarak da adlandırılan *omnidireksiyonel* yönsellik akustik uyarının yönünü dikkate almadan tüm girdileri aynı şekilde iletir (Şekil 2.2.). Tüm yönlerden gelen uyarılara hassas olan bu yönsellik tipi, normal işiten bireylerde olduğu gibi implant kullanıcısının arkasından gelen seslerde yaklaşık 5 dB'lik bir düşüş sağlamaktadır. Omnidireksiyonel yönsellik sessiz ortamlarda dinleyiciye avantaj sağlarken, arka plan gürültüsü mevcut ortamlarda bu durum dezavantaja dönüşmektedir (48).



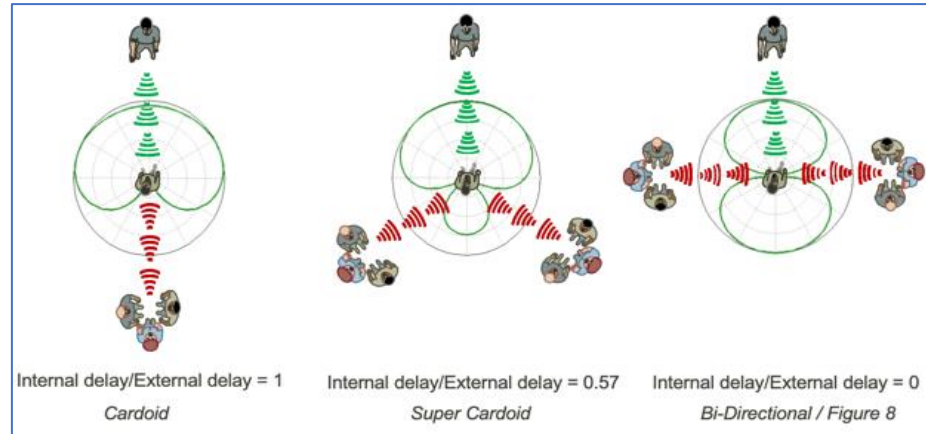
**Şekil 2.2.** *Omnidirectional* Mikrofon Kutupları (48)

### b. Sabit Yönsellik

Normal işitmeye sahip bireyler gürültülü ortamlarda binaural işitmenin sağladığı birçok faydanın yanı sıra dış kulağın ve kulak kepçesinin avantajlarından faydalanmaktadırlar. Sabit yönlü sistemler, çift mikrofon desteği ile dinleyicinin özellikle karşıdan gelen seslere odaklanmasını sağlar. Arka plan gürültüsü dahilindeki dinleme koşullarında bu teknoloji dinleyicilere avantaj sağlayarak gürültüde konuşmayı anlama performansını arttırmaktadır (49, 50).

### c. Adaptif Yönsellik

Adaptif yönlü sistemler çalışma prensibi gereği farklı yönlerden gelen akustik uyarılar arasından gürültüyü seçip azaltmaktadır (Şekil 2.3.). Gürültü kaynağının veya dinleyicinin hareket halinde olduğu koşullarda, dinleyiciye büyük bir fayda sağlamaktadır. Yeni nesil işitsel implantların çoğunda kullanılan adaptif yönselliğin dinleyiciye sağladığı katkı, literatürde mevcut birçok çalışma tarafından da vurgulanmaktadır (4, 24, 48).



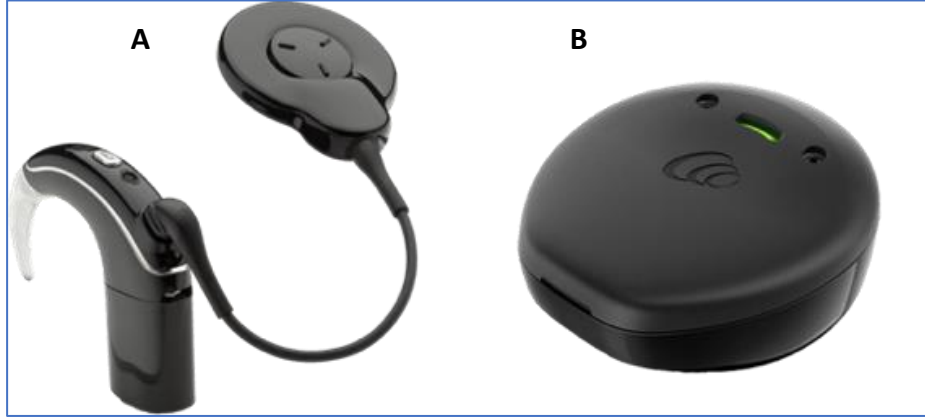
**Şekil 2.3.** Farklı Koşullarda Adaptif Yönsellik İşleyişi (51)

Bu çalışmaya dahil edilen katılımcıların kullandıkları Nucleus® 6, Nucleus® 7 ve Kanso™ model konuşma işlemcilerinde adaptif yönsellik 'BEAM' adı verilen algoritma ile sağlanmaktadır. BEAM, dinleyicinin önden gelen (0° azimut) akustik uyarana odaklanmasını hedeflemesine rağmen yandan ve arkadan gelen (90°-270° arası) bir miktar gürültüyü işleme dahil etmektedir. Bu algoritma, aynı anda ortamda bulunan birden fazla farklı gürültü kaynağını tespit ederek azaltmaktadır. Örneğin, arka planda

rakip bir konuşma olması durumunda dinleyicinin arkasında daha genel bir gürültü veya *babble* gürültüsüne göre daha az zayıflama olacaktır. Gürültü arttıkça veya gürültü yön değiştirdikçe, *BEAM* bu durumlara uyum sağlayacaktır. *BEAM* adaptasyon hızı, ortam değiştirilmedikçe ya da küçük değişiklikler yeterli oldukça ortalama üç saniyedir. *BEAM*, arka plan gürültüsünü azaltmasına rağmen tamamen ortadan kaldırmaz. Eğer koklear implant kullanıcısının arkasında karıştırıcı bir konuşma varsa; algoritma, konuşmayı fısıltı seviyesine indirmek için karıştırıcı konuşmayı 15 dB'ye kadar azaltmaktadır (23).

#### • Konuşma işlemcisi

Gelen sinyali farklı *band-pass* filtrelere böler ve ardından sinyali alıcının elektriksel dinamik aralığına sıkıştırır. Her filtrenin çıktısı, alıcının konuşma işlemcisi programındaki bir elektrota karşılık gelir. Filtrelerin sayısı, implante edilen elektrot dizisindeki kanallarının sayısına eşit veya daha az (kapalı olan elektrotlar vb. nedenlere bağlı) olabilir. İşlenen sinyaller, bir radyo frekansı (RF) verici bobin içeren başlığa kablo aracılığıyla gönderilir (2). Tüm konuşma işlemcileri bu temel işlevleri yerine getirmesine rağmen farklı marka, model ve güncel teknolojik gelişmelere göre fiziki olarak değişiklik gösterebilmektedir. Günümüzde BTE ve OTE olmak üzere başlıca iki model konuşma işlemcisi bulunmaktadır. Kulak arkası konuşma işlemcileri kablolu konuşma işlemcisi olarak, kablosuz konuşma işlemcileri ise tek parça (*single unit*) olarak da adlandırılabilir. Kablosuz ve kulak arkası model işlemci görselleri sunulmuştur Şekil 2.4.'te sunulmuştur.



**Şekil 2.4.** A. Kulak Arkası (BTE) Konuşma İşlemcisi Örneği; B. Kablosuz (OTE) Konuşma İşlemcisi Örneği (52)

#### • İletici bobin

Radyo frekans (RF) iletim bağlantısı, cihazın iç ve dış kısımları arasında doğrudan bağlantı ihtiyacını ortadan kaldırarak ve böylece enfeksiyon riskini azaltan cilt üzerinden bilgi aktarımını (transkutanöz bağlantı) sağlamaktadır. İletici bobin, işlenmiş bilgiyi cilt boyunca dahili alıcıya/uyarıcıya gönderir. İletici bobin, merkezindeki bir mıknatıs vasıtasıyla iç parçaya bağlanmaktadır (2).

#### • Batarya

Konuşma işlemcileri, tek kullanımlık veya şarj edilebilir pillerle çalıştırılabilmektedir. Çoğu yeni modelde her iki seçenek de mevcut iken, bazı işlemcilerde kulak kepçesine oturan kısmın boyutunu ve ağırlığını azaltmak için tamamen şarjlı güç seçenekleri bulunmaktadır (2).

#### 2.4.2. İç Parça

İç parça; alıcı bobin, elektronik gövde, mıknatıs, iç elektrot kablosu, intrakoklear elektrot dizini ve ekstrakoklear elektrottan oluşmaktadır (53).

- **Alıcı Bobin**

RF sinyali ile aktarılan bilgiyi iletici bobinden alır. İletici bobinde olduğu gibi alıcı bobinin merkezinde de mıknatıs bulunmaktadır. Bu sayede iç ve dış parça arasında sadece cilt kalacak şekilde bütünlük sağlanmaktadır (2).

- **Elektronik Gövde**

Verilecek akımın miktarı, iletiği hız ve hangi elektrotların hangi sırayla uyarılacağı hakkında bilgi içeren RF sinyalinin kodunu çözer (2).

- **Intrakoklear Elektrot Dizini**

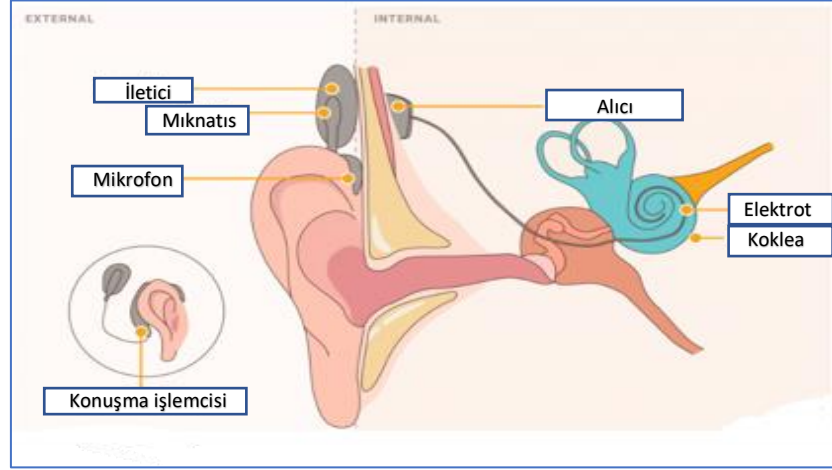
Dokuya akım iletim noktaları halinde tonotopik olarak düzenlenmiş elektrot kontakları içermektedir. Aynı zamanda elektrot dizininin, cerrahi girişim sonucu tam yerleşiminin sağlandığı teyit edebilecek bir gösterge sağlamaktadır (1, 2).

- **Ekstrakoklear Elektrot**

Yeni nesil koklear implantların tümünde monopolar uyarım için kullanılan bir veya iki ekstrakoklear elektrot bulunmaktadır. Bunlar tipik olarak elektronik gövdenin üzerinde, elektronik gövdeden çıkan ara kablunun üst kısmındaki demette veya kablo üzerinde bulunmaktadır (1, 2).

### **2.3. Koklear İmplant Çalışma Prensibi**

İşitsel uyarın, konuşma işlemcisinin mikrofonu tarafından algılanır ve işleme stratejisi kullanılarak işlenir. Kodlanmış veri parametreleri, deri aracılığıyla iletici bobinden alıcı bobine radyo frekansı üzerinden iletilir. Mıknatıslar, işlemciyi implant ile iletişim kurabilmesi için baş üzerinde tutar. Alınan verilerin kodu, elektrot dizisine gönderilen sekiz veya daha fazla kanal için stimülasyon girdilerine dönüştürülür. Koklea içerisine yerleştirilen elektrot dizini, işlevine devam etmekte olan spiral ganglion hücrelerini ve işitsel siniri uyarır (34) (Şekil 2.5.).



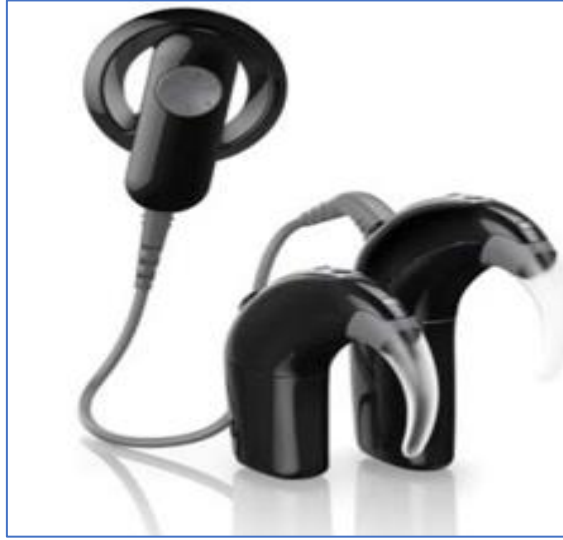
**Şekil 2.5.** Koklear İmplant Sistemi İletim Şeması (54)

## 2.5. Cochlear Marka Konuşma İşlemcileri ve Genel Özellikleri

### 2.5.1. CP910/CP920 Konuşma İşlemcisi (Nucleus® 6)

Nucleus® CP910 ve CP920 konuşma işlemcileri Nucleus® 6 serisine ait, kulak arkası yerleşimli (BTE) iki işlemci türüdür (Şekil 2.6.). İşlemciler, sesi kulağa aktarmak için implant ile çalışır ve bir işleme ünitesi, kulak kancası, iletici bobin, bobin kablosu ve pil modülünden oluşur. CP920 işlemcide aksesuar yuvası bulunmaması iki işlemci arasındaki tek farktır (Şekil 2.7.). Bu sayede CP920 işlemci, CP910 işlemciden daha küçüktür (1).

CP910 ve CP920'nin geri kalan tüm elektronik özellikleri aynıdır. Bu nedenle aksesuar yuvası veya aralarındaki boyut farkı ile ilgili bir ayırım yapılması gerekmedikçe bu metnin geri kalanında bu iki tür işlemci Nucleus® 6 ses işlemcisi olarak anılacaktır.



**Şekil 2.6.** Nucleus® 6 Serisi Konuşma İşlemcileri (55)



**Şekil 2.7.** Nucleus® CP910 ve CP920 Konuşma İşlemcilerinin Karşılaştırılması (56)

Nucleus® 6 ses işlemcisi, tam dijital sinyal işleme yetisine ve üç ana bileşene sahiptir: (1) çıkarılabilir mıknatıslı bir kablo/bobin, (2) bir pil modülü ve (3) kullanıcı kontrollerine sahip bir ses işlemcisi. Nucleus® 6 ses işlemcisi ayrıca akustik girdileri

toplamak için iki adet çok yönlü mikrofon, mikrofonlardan gelen sinyali analiz etmek ve elektrot kontaklarına sağlanacak stimülasyonun büyüklüğünü belirlemek için bir dijital devre ve telefonla konuşurken daha iyi işitme deneyimi sağlamak için indüksiyon döngülü işitme yardımı teknolojisine (*Hearing Assistance Technology*) sahip telecoil içermektedir (1, 57).

Nucleus® 6, kendinden önceki serilerden farklılaşan özelliklere sahiptir. *Cochlear* firması piyasaya sunulan Nucleus® 6 işlemci aracılığıyla bu işlemciye özel girdi işleme paketi olan *SmartSound iQ* teknolojisi dahilinde; otomatik ortam sınıflandırıcısı (*Automatic scene classifier system; SCAN*), otomatik hassasiyet kontrolü (*Automatic sensitivity control; ASC*), uyarlanabilir dinamik aralık optimizasyonu (*Adaptive Dynamic Range Optimization; ADRO*), koklear implant sistemine özgü arka plan gürültü azaltma teknolojisi, rüzgar gürültüsü azaltma teknolojisi gibi yenilikler tanıtmıştır. *SmartSound iQ* ile tanıtılan iki temel gürültü azaltma teknolojisi; arka plan gürültüsünü azaltmak için sinyal-gürültü oranı gürültü azaltma (*Signal-to-noise Ratio Noise Reduction; SNR-NR*) ve rüzgarlı ortamlarda dinleme konforunu iyileştirmek için rüzgar gürültüsü azaltma (*Wind noise reduction; WNR*) teknolojisidir (1).

Nucleus® 6 ses işlemcisi, giriş ses işleme teknolojilerinin otomatik seçimi için ortam sınıflandırma teknolojisini kullanan ilk ticari koklear implant sistemidir. *SmartSound iQ* ortam sınıflandırıcı teknolojisine *SCAN* adı verilir. *SCAN*, ses ortamını altı ortamdaki birine sınıflandırmaktadır (Gürültüde Konuşma, Konuşma, Gürültü, Rüzgar, Sessizlik ve Müzik) (57).

Nucleus® 6 ses işlemcisi kulak kancasını kanal içi yerleşimli akustik bir bileşenle değiştirme özelliğine sahiptir (Şekil 2.8.). Bu seçenek, implant cerrahisinden sonra düşük frekanslarda rezidüel işitmesi olan kullanıcılar için düşük frekanslı akustik bilgilerin iletilmesine olanak tanımaktadır. Ayrıca Nucleus® 6, bu cihaz için özel olarak tasarlanmış uzak bir mikrofondan, cep telefonundan veya televizyondan ses akışına izin vermek için 2.4 GHz radyo frekansı alıcısına sahiptir (1).





**Şekil 2.8.** Kanal İçi Akustik Bileşen Takılı Nucleus®6  
Konuşma İşlemcisi Görünümü (1)

### 2.5.2. CP1000 Konuşma İşlemcisi (Nucleus® 7)

Nucleus® 7 (CP1000) konuşma işlemcisi, önceki nesil işlemcilerden Cochlear™ Nucleus® 5 (CP800 serisi) ve Nucleus® 6 (CP900 serisi) konuşma işlemcileri temel alınarak üretilmiştir. Cochlear firmasının en güncel BTE konuşma işlemcisidir (Şekil 2.9). Aynı zamanda günümüzde en hafif kulak arkası konuşma işlemcisi olma özelliğine sahiptir (58).

Nucleus® 7 Ses İşlemcisi, sinyal-gürültü oranını (SNR) artırarak gürültü varlığında konuşmayı anlama yeteneğini iyileştirmek için tasarlanmış olan Nucleus® 6 konuşma işlemcisi ile aynı işleme özellikleri yelpazesini sunar. Bunlar, iki adet çok yönlü ve faz uyumlu mikrofon kullanan üç farklı yönlü mikrofon seçeneği (*Standard, Beam ve Zoom*), Fısıltı ve Uyarlanabilir Dinamik Aralık Optimizasyonu (*Adaptive Dynamic Range Optimisation; ADRO®*), Sinyal-Gürültü Oranı Gürültü Azaltma (*Signal-to-noise ratio noise reduction; SNR-NR*) ve Rüzgar Gürültüsü Azaltma (*Wind noise reduction; WNR*) algoritmalarıdır. Nucleus® 7 konuşma işlemcileri de Nucleus® 6 konuşma işlemcileri gibi *SCAN* özelliği sunar (58, 59).

Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 konuşma işlemcileri arasındaki temel tasarım farkları, (i) önceki işleme çip setlerinin yeni ve tek bir çipe (işlemcinin fiziksel boyutunu küçülten) entegrasyonu ve (ii) Bluetooth® Low Energy ve diğer tescilli

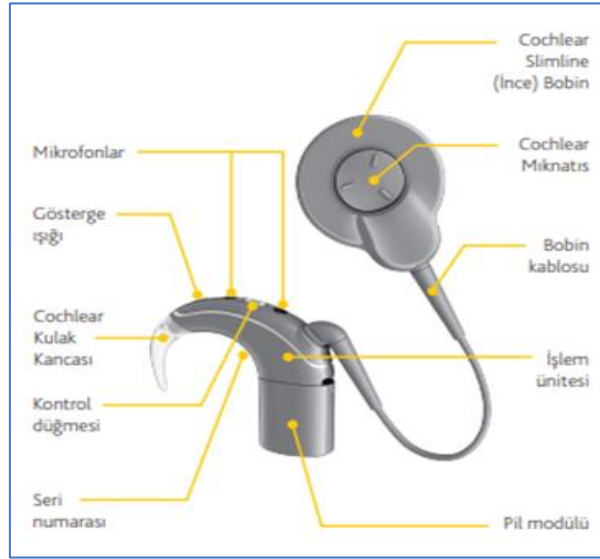
iletişim protokollerinin kullanılmasını sağlayan yeni bir kablosuz ip dahil edilmesidir. Nucleus® 7 konuşma işlemcisi işlevsel olarak ise Nucleus® 6 serisi konuşma işlemcileriyle kıyaslandığında aşağıdaki yeni özellikleri sunar (58, 59):

- Kablosuz uyumluluk imkânı sayesinde Nucleus® 7 konuşma işlemcisinin ek aksesuarı yoktur.
- Nucleus® 7 bobini ve bobin kablosu, bir mıknatısla tek bir bileşene entegre edilmiştir.
- Nucleus® 6'da da var olan hibrit modu desteklemek ve özellikle dış kulak kanalı farklı genişliklere sahip kullanıcılara da hitap etmek için farklı boyutta üç yeni akustik bileşen eklenmiştir.

Nucleus® 7 konuşma işlemcisi kulak arkasına, başa veya vücuda takılarak yerleşimi kolaylaştıran çeşitli tutma konfigürasyonları sağlayan değiştirilebilir bir kulak kancasına sahiptir (60).



**şekil 2.9.** Nucleus® 7 Model Konuşma işlemcisi (61)



**Şekil 2.10.** Nucleus® 7 Model Konuşma İşlemcisi Bileşenleri (60)

### 2.5.3. CP950 Konuşma İşlemcisi (Kanso™)

Geçtiğimiz yıllarda *Cochlear* firması tarafından mıknatıs, bobin, kullanıcı kontrol düğmesi, iki çinko-hava pili ve bir çift mikrofonu tek parça halinde entegre eden kablosuz bir konuşma işlemcisi tanıtılmıştır (3).

Kanso™ (CP950) adıyla piyasaya sunulan konuşma işlemcisi koklear implant kullanıcılarına alışıldık tasarımlar dışında farklı bir işlemci seçeneği sunmuştur. Doğrudan cerrahi işlem ile yerleştirilen iç mıknatıs sahası üzerine takılmak üzere tasarlanmıştır. Literatürde Kanso™ model konuşma işlemcisi; kablosuz veya tek parça konuşma işlemcisi olarak adlandırılmaktadır (3).

Kanso™ konuşma işlemcisinin başa yerleşimi, kemik iletimli implantların posterior aurikular yerleşimine çok benzemektedir. Kanso™ konuşma işlemcisinin yerleşiminin estetik avantajları olmasına rağmen, özellikle tek mikrofonlu işlemciler için mikrofon konumundan dolayı başın gölge etkisinden kaynaklanan sınırlamalara sahiptir (3). İlk tasarlanan kemik implantlarda yaşanan bu sorunu ekarte edebilmek için Kanso™ çift mikrofonlu olarak tasarlanmıştır. Bu mikrofonlar, *Nucleus® 6* ve *Nucleus® 7*'de olduğu gibi tüm mikrofon yönlülük modellerine izin verir. Bunlar, 'Standart' olarak adlandırılan orta derecede yönlü bir mikrofon modeli, 'Zoom' olarak

adlandırılan sabit ve yüksek derecede yönlü bir mikrofon modeli ve 'Beam' adı verilen adaptif yönlü bir mikrofondur (62).

Kanso™, otomatik hassasiyet kontrolü (ASC), uyarlanabilir dinamik aralık optimizasyonu (ADRO), rüzgar gürültüsü azaltma (WNR) ve arka plan gürültüsü azaltma (SNR-NR) dahil olmak üzere *Nucleus® 6* ve *Nucleus® 7* BTE ses işlemcileri ile aynı *SmartSound iQ* sinyal işleme seçeneklerini sunmaktadır. Otomatik alan sınıflandırıcı (*SCAN*) ve çeşitli yardımcı dinleme aksesuarları ile kablosuz bağlantıyı da desteklemektedir (3).



Şekil 2.11. Kanso™ Model Konuşma İşlemcisi(63)

#### 2.5.4. CP1150 Konuşma İşlemcisi (Kanso™2)

Kanso™ 2, *Cochlear* firması tarafından dünyanın en küçük ve hafif, şarj edilebilen kablosuz konuşma işlemcisi olarak piyasaya tanıtıldığı son teknoloji kablosuz konuşma işlemcisidir. Gelişmiş bağlantı seçenekleri, kullanım kolaylığı ve suya dayanıklılığı ile tüm özellikleri bir arada içermektedir (64).

Kanso™ 2; *Nucleus® 6*, *Nucleus® 7* ve Kanso™ model konuşma işlemcilerinde kullanılan ve etkinliği yapılan çalışmalar ile kanıtlanmış işitme performansı sağlayan *SmartSound iQ* teknolojisini kullanmaktadır (1, 3, 64).

Kanso™ 2, Kanso™ model işlemcisinden farklı olarak dahili şarj edilebilen pil ayrıcalığına ve daha üstün su veya toz geçirmezlik özelliğine sahiptir. IEC60529

Uluslararası Standardına göre Kanso™ IP68 seviyesinde toz ve su geçirmez niteliktedir. 1 saate kadar ve 1 metreye kadar olan bir derinlikte aralıksız olarak su içerisinde kalabilmektedir. *Aqua+* özelliğe sahip Kanso™ 2 seçeneği ise, IEC60529 Uluslararası Standardına göre IP68 toza ve suya dayanıklılık sertifikasına sahiptir ve 2 saate kadar süreyle 3 metreye kadar derinlikteki suda kalabilmektedir (64).

## 2.6. Lokalizasyon

Ses lokalizasyonu, bir ses kaynağının yönünü belirleme yeteneğidir. Bir ses kaynağının hızlı ve doğru bir şekilde yerinin tespiti, işitsel sistemin en temel ve aynı zamanda en kritik işlevlerinden biridir. Ses lokalizasyonu günlük hayatta sürekli olarak kullandığımız bir işitme fonksiyonudur. Lokalizasyon yeteneği azalan veya bu yeteneğini kaybeden kişilerde güvenli çevresel etkileşim tehlikeye girer. Örneğin bir kişi, arka plan gürültüsünde (korna veya siren eşliğinde) veya sessizlikte yaklaşan bir aracın yönünü algılayamaz ise, bu durum ölümcül sonuçlara yol açabilir (17).

Bir uyarının konumunun doğrudan o uyarana karşılık gelen periferik duyu epiteli tarafından kodlandığı görsel ve somatosensoryel sistemlerin aksine, kokleanın kendisi gelen sesin yönü hakkında hiçbir bilgi sağlayamaz (65).

İki farklı ses lokalizasyonu biçimi vardır. İlki mutlak lokalizasyon veya lokalizasyon keskinliği olarak bilinir ve üç boyutlu alanda ses kaynağının mutlak konumunu muhakeme etme yeteneğini ifade eder. İkincisi ise göreceli lokalizasyondur ve ses kaynağının mutlak konumunda bir kaymayı tespit etme yeteneğimizi ifade eder. Göreceli lokalizasyon, ses kaynağının açılal konumunda algılanabilir en küçük kayma olarak tanımlanan minimum işitilebilir açı (*minimum audible angle; MAA*) ile ölçülür (17).

Ses lokalizasyonu çoklu monaural ve binaural ipucunun sentezlenmesi ile mümkündür. İnsanlar da dahil olmak üzere çoğu hayvan için azimut düzlemde ses lokalizasyonu için birincil ipuçları, iki kulak arasındaki sesin zamanlaması ve şiddetindeki küçük farklılıklardır (16).

Seslerin horizontal boyutta lokalizasyonu (gelen sesin yönünü sağ/sol olarak anlamak) kulaklar arası zaman farklılıkları (*Interaural Time Difference; ITD*) ve kulaklar arası seviye farklılıklarının (*Interaural Level Difference; ILD*) ipuçlarıyla gerçekleşir. Kulaklar arası zaman farkları, ses kaynağı orta hat dışında yerleşim gösterdiğinde, sesin uzak kulağa ulaşmak için daha uzun mesafe ilerlemesiyle ortaya çıkar. Örneğin bir sesin sağ kulağa, sol kulağa göre daha erken ve daha yüksek şiddetle ulaşması ile mevcut uyarının sağ yarı alanda olduğu tespit edilir. Kulaklar arası ses seviyesi farklılıklarının birincil nedeni ise, başın oluşturduğu ve uzak kulakta özellikle yüksek frekanslı sesin yoğunluğunu azaltan "akustik gölge" dir. ITD ipucu 1500 Hz'in altındaki, ILD ipucu ise ağırlıklı olarak 1500 Hz'in üzerindeki frekanslara sahip sesleri lokalize etmek için kullanılır (16, 66).

İnsanlar 10 µs kadar küçük ITD değerlerini ve 1–2,5 desibel (dB)'e kadar küçük ILD değerlerini tespit edebildikleri için normal işitmeye sahip bireylerde ITD ve ILD değerlerinin oldukça küçük olduğu görülmektedir (66, 67). Bu küçük ITD ve ILD ipuçlarını kodlamak için memeliler, özel sinapsları ve birçok nöronal özellikleri kapsayan nöronal devreler geliştirmiştir. İnteraural ses farklılıkları; bilgi alt kollikulus, işitsel talamus ve işitsel korteks gibi daha yüksek işitsel merkezlere iletilmeden önce beyin sapındaki özel nöronlar ve sinaptik devreler tarafından ilk olarak işlenir ve böylece işitsel alan tespiti yapılır. ITD ve ILD bilgisi ilk önce ventral beyin sapındaki çekirdek grubu olan *Superior Olivary Complex (SOC)* içindeki binaural nöronlar tarafından kodlanır (65).

ITD bilgisi ilk olarak, sesin kulaklar arasındaki varış süresi ve fazındaki mikrosaniye farklılıklarına oldukça duyarlı nöronlara sahip *Medial Superior Olive (MSO)*'de ortaya çıkar (68, 69). *MSO*, organizmanın lokalizasyon ipucu olarak ITD'leri kullanma derecesine bağlı olarak boyutu ve işlevselliği değişiklik gösteren dikey bir fusiform hücre gövdeleri dizisinden oluşur (68). *MSO* nöronları, anteroventral koklear çekirdekteki (AVCN) küresel hücreler aracılığıyla her iki kulaktan uyarıcı girdi alır (70). *MSO* nöronları ayrıca *trapezoid body*'nin ipsilateral medial çekirdeğinden güçlü, kesin olarak zamanlanmış inhibitör girdi almaktadır. Bu inhibitör girdi, *MSO* nöronlarının

ITD'lere olan tepkisini şekillendirmede önemli bir rol oynamasına rağmen, ITD'lerin işlenmesinde inhibisyonun kesin rolü hâlâ bir tartışma konusudur (71, 72).

Bir MSO nöronunun uyarana en iyi yanıt verdiği ses frekansı, hücre dizisi içindeki konumuna bağlıdır. Yüksek frekansların ventral, alçak frekansların dorsal kısımda temsil edilmesiyle, dorsoventral tonotopik bir eksen oluşur (73).

ILD'ler ilk olarak, ipsilateral kulaktan inhibe edici girdilerle birleştiren lateral superior olive (LSO) nöronları tarafından belirlenir (65, 74). MSO gibi, LSO nöronlarının en iyi frekansları, S-şekilli çekirdek içindeki konumlarına göre sistematik olarak değişir, yüksek frekanslar medial ekstremitede ve düşük frekanslar lateral ekstremitede temsil edilir. Hem uyarıcı hem de inhibitör girdiler tonotopik olarak düzenlenir ve her iki girdi de tam olarak hizalanır. Böylece tek LSO nöronları aynı frekansa ayarlanmış uyarıcı ve engelleyici girdiler alır. Bu durum ILD'leri frekansa özgü bir şekilde hesaplamak için önemli olan bir özelliktir (73).

MSO ve LSO'dan kaynaklanan bu tamamlayıcı, tonotopik olarak organize edilmiş binaural beyin sapı yolları, alt kollikulus ve *lateral lemniskusun* çekirdekleri gibi daha yüksek merkezlerde birleşir ve işitsel alanın doğru bir algısal haritasının oluşturulması için temel sağlar (73).

### 2.6.1 Lokalizasyon Değerlendirmesi

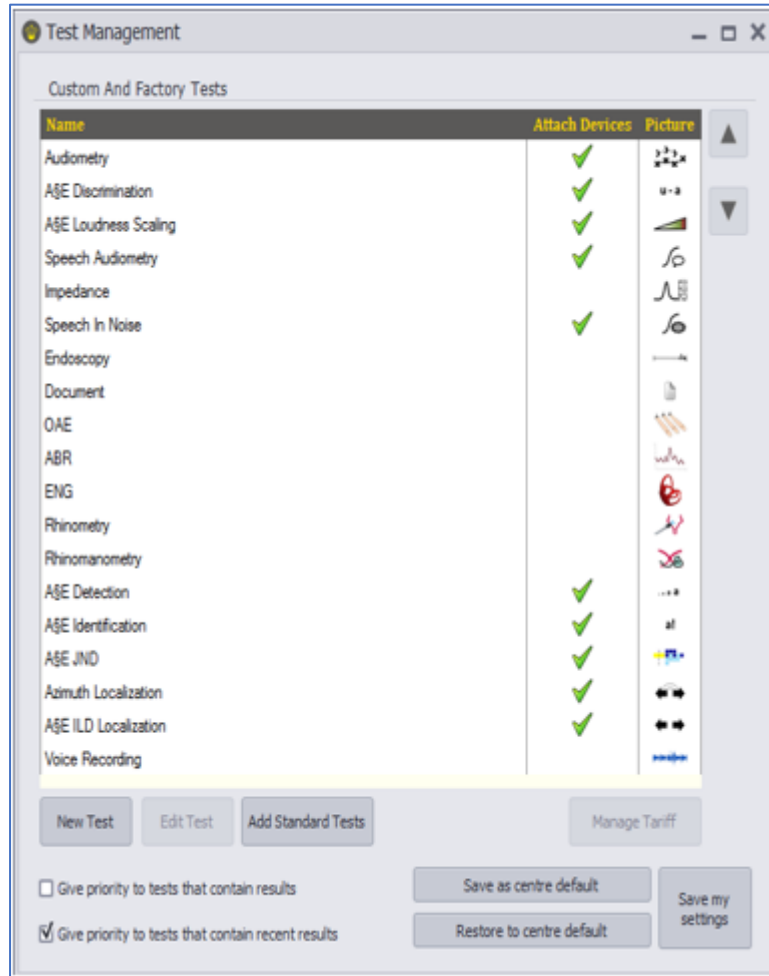
Genel olarak yetişkin bireylere yapılan ses kaynağı lokalizasyonu değerlendirmelerinde; dinleyiciler, kafaları hoparlör çemberinin merkezine sabitlenmiş olarak sessiz kabine alınmaktadır. Rastgele seçilen hoparlörlerin birinden işitsel uyarın verilir ve dinleyicilerden sesin geldiğini düşündükleri hoparlörü işaret etmeleri istenir. Keskinlik, uyarının verildiği hoparlör ile işaret edilen hoparlör arasındaki açısal konumun karşılaştırılmasıyla ölçülür (17).

Bu çalışmada İşitsel Konuşma Sesi Değerlendirmesi (*The Auditory Speech Sound Evaluation*, AŞE) test bataryası kullanılmıştır. AŞE psikoakustik test bataryası, *Audiqueen* programı içerisinde bulunmaktadır. *Audiqueen* programı birçok odyolojik

ekipmana bağlanarak hasta verilerini kayıt altında tutmaya, hastaya daha önce uygulanan test sonuçlarının görüntülenmesiyle hastanın bütüncül değerlendirilmesine yardımcı olmaktadır.

Odyometre, elektroakustik immitansmetre, otoakustik emisyon, işitsel uyarılmış potansiyel ölçüm cihazları gibi odyolojik test bataryalarında ve endoskop, rinometre gibi KBB hekimlerinin sıkça kullandığı medikal cihazlarda bu programı kullanmak mümkündür (75).

Yazılım içerisindeki tüm değerlendirme testleri Şekil 2.12’de gösterilmiştir. Laboratuvarımız bünyesindeki cihazlarla eşleştirdiğimiz ve aktif kullanım gösterdiğimiz test bataryaları yeşil tik işareti ile gösterilmektedir.



Şekil 2.12. Audiqeen Programı Değerlendirme Bataryası



## 2.7. Gürültüde Konuşmayı Anlama Becerisinin Değerlendirmesi

Sessiz kabin gibi izole bir ortamda uygulanan ve işitme kaybının tipi, derecesi, konfigürasyonu hakkında bilgi veren çoğu konvensiyonel odyometrik test bataryası, işitme kaybının kişi üzerindeki etkisini yansıtmakta eksik kalmaktadır. Günlük hayatta kurduğumuz iletişime izole ortamların yanı sıra sıkça trafik gürültüsü, konuşma gürültüsü veya rakip konuşmacı gibi birçok arka plan gürültüsü eşlik etmektedir. Normal işitmeye ve eşik üstü işleme becerilerine sahip bireylerde arka plan gürültüsü kişinin kurduğu iletişimi çok etkilememesine rağmen herhangi bir amplifikasyon kullanan işitme kayıplı kişilerde bu durum iletişimi oldukça zor hale getirmektedir (11-15). Bireylerin gürültü varlığında konuşmayı anlama becerilerinin değerlendirilmesi için günümüzde kullanılan birçok test bataryası bulunmaktadır. Bu test bataryaları Tablo 2.1’de sunulmuştur.

**Tablo 2.1.** Gürültüde Konuşmayı Anlama Becerilerinin Değerlendirmesinde Kullanılan Test Bataryaları

<i>Matrix Noise Test</i>	Hagerman ve ark. (1982) (76)
<i>Speech Perception in Noise Test</i>	Kalikow ve ark. (1977) (77)
<i>Sentence Test with Adaptive Randomized Roving level Test</i>	Boyle ve ark. (2013) (78)
<i>Hearing in Noise Test</i>	Nilsson ve ark. (1994) (79)

Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi (*Hearing in Noise Test*, HINT) Nilsson ve ark. tarafından 1993 yılında geliştirilmiştir (79). HINT, bir erkek konuşmacı tarafından okunan 250 cümleden (liste başına 10 cümlelik 25 liste) oluşmaktadır. Cümleler yaklaşık olarak eşit uzunlukta (altı-sekiz hece) ve zorluktur (birinci sınıf okuma seviyesi). Gürültü eşliğinde cümlelerin doğru bir şekilde tekrarlanabileceği sinyal gürültü oranını tahmin etmektedir. Bu tür bir ölçüm, bağlam açısından zengin konuşma materyalleri için gürültüde konuşma tanımanın doğru ve güvenilir bir şekilde tahmin edilmesini sağlamaktadır. Gürültüde konuşma anlaşılabilirliği ölçümünün

rutin olarak yapılmaması çeşitli dillerde uygun materyallerin olmamasından kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte özellikle işitme cihazı ve işitsel implant kullanıcılarının değerlendirmeleri gürültüde konuşma anlaşılabilirliğini değerlendirmek için cümle formunda materyal kullanımıyla ilgili giderek artan bir çaba mevcuttur (80).

HINT'in Türkçeye uyarlanması; 2006 yılında Sennaroğlu'nun danışmanlığını ve Çekiç'in yazarlığını üstlendiği yüksek lisans tez çalışması ile gerçekleştirilmiştir (80). Türkçe HINT (T-HINT) test bataryası, testin orijinali ile aynı becerileri değerlendirmek amacıyla anadili Türkçe olan bireylere uygulanabilmektedir. Türkçe HINT değerlendirmesinin normları İngilizce HINT ile uyumlu elde edilmiştir. Etkinliği yapılan çalışmalarla gözler önüne serilmiş HINT, birçok farklı dile uyarlanmış ve bu durum araştırmacılara diller arası çalışma yapabilme imkanı sunmuştur (81-88).

### 3. BİREYLER VE YÖNTEM

#### 3.1. Araştırmanın Türü

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Odyoloji Anabilim Dalı Odyoloji Yüksek Lisans Programı kapsamında gerçekleştirilmiştir. Çalışma, Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 21.09.2021 tarihinde 2021/23-22 (KA-21101) karar numarası ile onaylanmıştır. Etik kurul izin yazısı EK-1’de sunulmuştur. Söz konusu çalışma ilaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamına girdiği için Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu onayı ardından tarafımızca Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumuna (TİTCK) başvuruda bulunulmuş ve E-61749811-000-1230917 sayılı başvurumuz TİTCK tarafından onaylanmıştır. Kurum onay yazısı EK-2’de sunulmuştur.

Çalışmada gönüllülük esası temel alınmış, katılımcılara çalışmanın amacı ve kapsamı hakkında detaylı bir şekilde bilgi verilmiştir. Katılımcılar, çalışmaya gönüllü olarak katılım göstereceklerine dair yazılı izinlerini tarafımıza beyan etmişlerdir. Katılımcılar sosyal seviye farkı gözetilmeden randomize olarak belirlenmiştir. Araştırmamız tanımlayıcı araştırma niteliğindedir.

#### 3.2 Araştırmanın Örneklemi

##### 3.2.1. Katılımcıların Belirlenmesi

Çalışmamız, Araştırma Grubu I ve Araştırma Grubu II olmak üzere iki ayrı katılımcı grubundan oluşmaktadır. Araştırma Grubu I, BTE model konuşma işlemcisi kullanan; Araştırma Grubu II ise OTE model konuşma işlemcisi kullanan katılımcılardan oluşmaktadır. Grup I’de 16, Grup II’de 14 katılımcı olmak üzere toplam 30 katılımcı değerlendirmeye alınmıştır. Araştırma Grubu I’den 2 katılımcı, Araştırma Grubu II’den ise 2 katılımcı test bataryasını tamamlayamama veya tutarsız cevaplar verme nedeniyle çalışma dışı bırakılmıştır. Araştırma toplam 26 katılımcı ile tamamlanmıştır.

Araştırmaya Hacettepe Üniversitesi Hastaneleri KBB Anabilim Dalı'nda unilateral koklear implant uygulanmış ve Odyoloji Ünitesine rutin kontrolleri için başvuran 20-50 yaş arasındaki koklear implant kullanıcıları dahil edilmiştir. Araştırma Grubu I için BTE model unilateral koklear implant kullanıcısı 14 birey (9 kadın, 5 erkek); Araştırma Grubu II için ise OTE model unilateral koklear implant kullanıcısı 12 birey (4 kadın, 8 erkek) gönüllülük esasına dayalı olarak çalışmaya dahil edilmiştir.

### **3.2.2. Çalışmaya Dahil Edilme ve Çalışmadan Dışlanma Kriterleri**

#### **Araştırmaya dahil olma kriterleri:**

- 20-50 yaş aralığında olmak
- Bilateral çok ileri derecede işitme kayıplı olmak
- Hacettepe Üniversitesi Hastanesinde koklear implantasyon cerrahisi geçirmiş olmak
- Unilateral koklear implant kullanıcısı olmak
- Kontralateral kulakta herhangi bir amplifikasyon sistemi kullanmamak
- Koklear implant kullanım süresinin en az 1 yıl olması
- Koklear implantlı işitme eşikleri 20-40 dB arasında olmak
- Tanılanmış nörolojik, bilişsel ve gelişimsel bozukluğun olmaması
- Araştırmaya katılmaya gönüllü olmak

#### **Araştırmadan dışlama kriterleri:**

- Rutin odyolojik takiplerine düzenli olarak devam etmemek
- Kontralateral kulakta işitme cihazı veya işitsel implantlardan herhangi birini kullanıyor olmak
- Koklear implantlı işitme eşikleri 20-40 dB arasında olmamak
- Tanılanmış nörolojik, bilişsel ve gelişimsel bozukluğunun olması
- 1 yıldan daha kısa süreli Kİ kullanmak
- Menenjit, İşitsel Nöropati Spektrum Bozukluğu, iç kulak anomalisi veya işitme siniri patolojisi etiyojisine sahip olmak

### 3.3. Yöntem

Araştırma kapsamında rutin odyolojik takiplerine gelen, dahil etme kriterlerine uygun koklear implant kullanıcılarından Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu (BGOF) aracılığıyla yazılı olarak gönüllülük beyanlarının alınmasının ardından serbest alanda saf ses ve konuşma odyometresi uygulanarak koklear implantlı işitme eşikleri belirlenmiştir. Koklear implantlı işitme eşikleri, dahil etme kriterlerine uygun olduğu belirlenen katılımcılara ses kaynağı lokalizasyon becerisini değerlendirmek için AŞE test bataryası içerisinde bulunan Azimut Lokalizasyon Testi ve Interaural Loudness Differences (ILD) Lokalizasyon Testi; gürültü varlığında konuşmayı anlama becerisini değerlendirmek için ise T-HINT uygulanmıştır.

Yukarıda bahsedilen değerlendirmelerin tümü (saf ses odyometrisi, konuşma odyometrisi, Azimut Lokalizasyon testi, ILD Lokalizasyon testi, Türkçe Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi) Sağlık Bilimleri Fakültesi Odyoloji Bölümü'nde yer alan uygulama laboratuvarında yapılmıştır. Araştırma kapsamında yapılan değerlendirmelerin detayları aşağıda bulunmaktadır.

Öncelikle katılımcıların detaylı hikayeleri alınmıştır. Oluşturulan olgu rapor formunda yaş, cinsiyet, işitme kaybı başlangıç yaşı, işitme kaybı süresi, işitme kaybının etiolojisi, pre-op işitme cihazı kullanım süresi, implantasyon yaşı, koklear implant kullanım süresi, koklear implant markası ve konuşma işlemcisi modeli gibi bilgiler yer almaktadır (EK-4).

Çalışma bağlamında katılımcılara uygulanan tüm testler *Industrial Acoustics Company* çift odalı sessiz kabinde yapılmıştır.

Katılımcılara Azimut ve ILD Lokalizasyon Testi uygulanması için *Otoconsult* yazılımı, T-HINT uygulanması için ise *HINT-PV* yazılımı kullanılmıştır. Bu çalışmada uygulanan test bataryalarında ses çıkışı için aktif hoparlör olarak *Yamaha* marka *HS5* model, bi-amplifikasyon sistemli 54Hz-30kHz frekans tepkili hoparlörler kullanılmıştır. Her hastaya uygulanacak test öncesi, aktif hoparlörler *Wintact* marka *WT1357* model

*Sound Level Meter* (SLM) ile kalibre edilmiştir. ILD Lokalizasyon Testinde aktif hoparlörlere ek olarak, pasif hoparlör olarak kullanılmak üzere 6 adet JBL marka Control One model hoparlör tercih edilmiştir. Sonuç olarak Azimut Lokalizasyon Testi için 7 adet aktif, ILD Lokalizasyon Testi için 2 adet aktif ve 11 adet pasif, T-HINT için ise 3 adet aktif hoparlör kullanılmıştır. Bilgisayar ve dolayısıyla kullanılan yazılımlar ile hoparlörler arası bağlantı Zoom UAC-8 marka ses kartı ile sağlanmıştır.

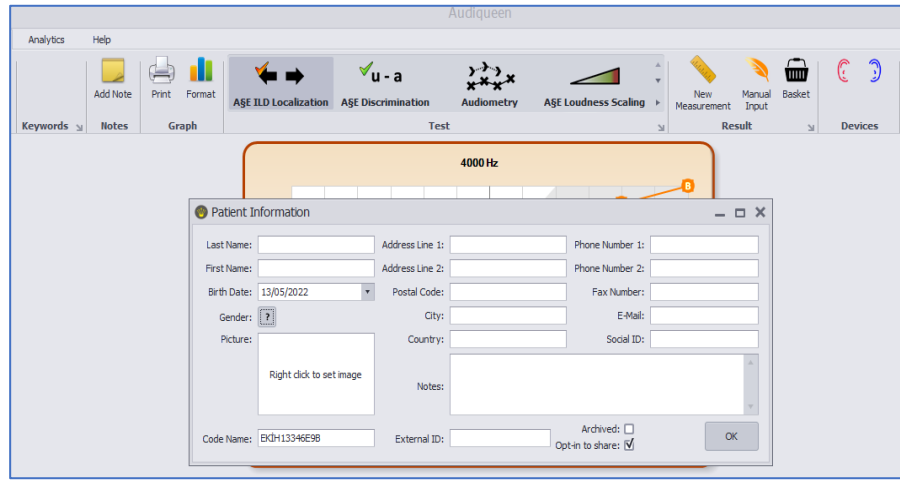
### **3.3.1. Bireylerin Değerlendirme Süreci**

Sessiz odaya alınan katılımcının Otometrics Astera çift kanallı odyometre kullanılarak serbest alanda 250-500-1000-2000-4000-6000 Hz frekans bantlarında implantlı işitme eşiklerinin dahil etme kriterlerine uygunluğu teyit edilmiştir. Bu aşamadan sonra dahil etme kriterlerine uygun olan katılımcılar ile çalışma kapsamındaki değerlendirme süreci başlamıştır. Çalışmamız kapsamında yapılan tüm değerlendirmelerde katılımcılar, kendilerine ait hali hazırda kullanmakta oldukları koklear implantları ile değerlendirilmiştir. Her katılımcı değerlendirmesi öncesi test odasında gerekli kontroller tamamlanmış ve kullanılacak hoparlörlerin kalibrasyonu yapılmıştır.

### **3.3.2. AŞE Lokalizasyon Testleri**

Dilden bağımsız, işitsel fonksiyona dair eşik üstü beceriler hakkında bilgi veren *AŞE (Auditory Speech Sound Evaluation)*, *Audiqueen* programı içerisinde yer alan psikoakustik bir test bataryasıdır. *AŞE* test bataryası içerisinde Gürlük Skala Testi, Fonem Algılama Testi, Fonem Anlama Testi, Fonem Tanımlama Testi, Lokalizasyon Testleri ve Entonasyon Testi bulunmaktadır. Test öncesi bireyin adı, soyadı, doğum tarihi bilgilerinin kesin olarak doldurulması şartı ile program üzerinden kayıt oluşturulmaktadır. Oluşturulan kayıt üzerine, yapılan tüm değerlendirme sonuçları değerlendirme tarihi ile birlikte sistem tarafından otomatik olarak kaydedilmektedir. Bu işleyiş hasta izlemi açısından klinisyene oldukça avantaj sağlamaktadır. Programa ait hasta kayıt ekranı Şekil 3.1.'de sunulmuştur.

AŞE test bataryası içerisinde, yön tayini becerilerini değerlendirmek için Azimut Lokalizasyon Testi ve ILD Lokalizasyon Testi bulunmaktadır. Bu çalışmada her iki Lokalizasyon testi de katılımcılara uygulanmıştır. Öğrenme etkisini ortadan kaldırmak adına Azimut Lokalizasyon Testi ve ILD Lokalizasyon Testi katılımcılara farklı sıralamalarda uygulanmıştır. Test sıralaması randomize olarak belirlenmiştir. Test bataryaları, dizüstü bilgisayara yüklü lisanslı Audiqueen programı aracılığıyla uygulanmıştır.



**Şekil 3.1.** Audiqueen Programı Hasta Kayıt Ekranı

- **Azimut Lokalizasyon Testi**

Azimut lokalizasyon testi, katılımcının birden fazla hoparlör aracılığıyla sunulan uyarıların yönünü tahmin etmesi ile yön tayini becerisini değerlendirme prensibine dayanmaktadır. Bu testte -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3 olarak numaralandırılmış ve sırasıyla -60°, -40°, -20°, 0°, 20°, 40°, 60° açı ile katılımcının baş hizasında, yarım çember şeklinde dizilmiş 7 adet hoparlör kullanılmıştır. Test esnasında katılımcı, 0° açılı yani 0 numaralı hoparlör karşısına konumlandırılmıştır. Azimut Lokalizasyon testinde uyarı olarak 70 dB SPL şiddet seviyesinde, 500 Hz cut-off alçak frekans bandpass filtre ile oluşturulan dar bant gürültü kullanılmıştır. Audiqueen programı üzerinden uyarı gönderilmiş ve katılımcıdan başını hareket ettirmeden sesin geldiğini hissettiği hoparlörün üzerindeki numarayı söylemesi veya hoparlörü işaret etmesi istenmiştir. Test düzeneği Şekil 3.2’de sunulmuştur.

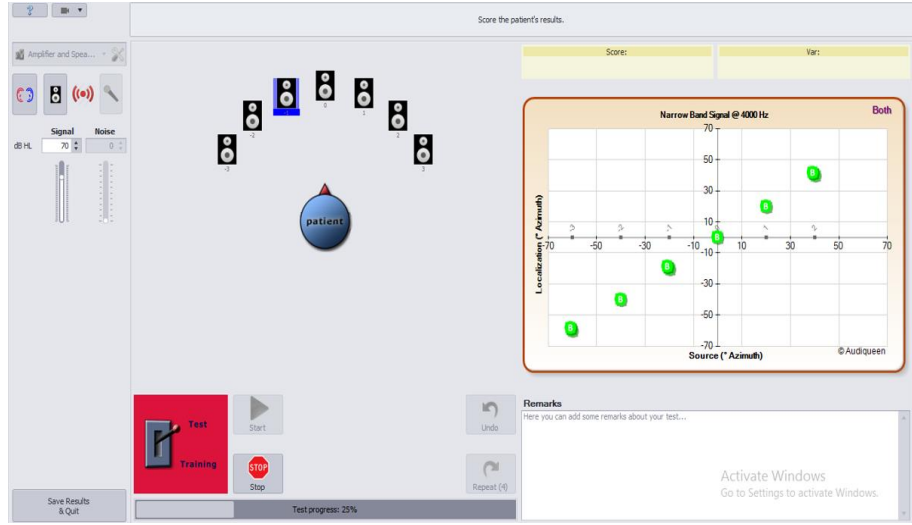
Katılımcı adına açılan kaydın ardından program içerisinde uygulanacak test sekmesi açılmaktadır. Sekme açıldığında test arayüzünde, gerçekte konumlandırılmış olduğumuz hoparlörlerin sanal yansıması karşımıza çıkmakta ve testi yönetmemizi sağlamaktadır. *Test* ve *training* olmak üzere iki çeşit mod mevcuttur (Şekil 3.3). Katılımcının teste uyum sağlamasını sağlamak, test işleyişini kavrayamama nedeniyle oluşabilecek tutarsız cevapları engellemek amacıyla kişinin hazır bulunuşluğu göz önüne alınarak *training mod* ile değerlendirmeye başlanmıştır. Katılımcıya kısa bir deneyim sunan *training mod* ardından test moduna geçilmiştir.

Test esnasında, sistem yönetimiyle randomize seçilmiş hoparlörlerden uyarılar gönderilmiştir. Uyarının gönderildiği hoparlör numarası test ekranında mavi renk ile gösterilmektedir (Şekil 3.3). Her uyarının bitişinin ardından katılımcının verdiği yanıt program üzerinde işaretlenmiştir. İşaretlenen her bir cevap, program tarafından sağ kısımdaki grafik üzerine yeşil dairelerle atanır. Bir test oturumunda toplamda 35 uyarı sunulmaktadır. Test arayüzü Şekil 3.3'te gösterilmiştir.



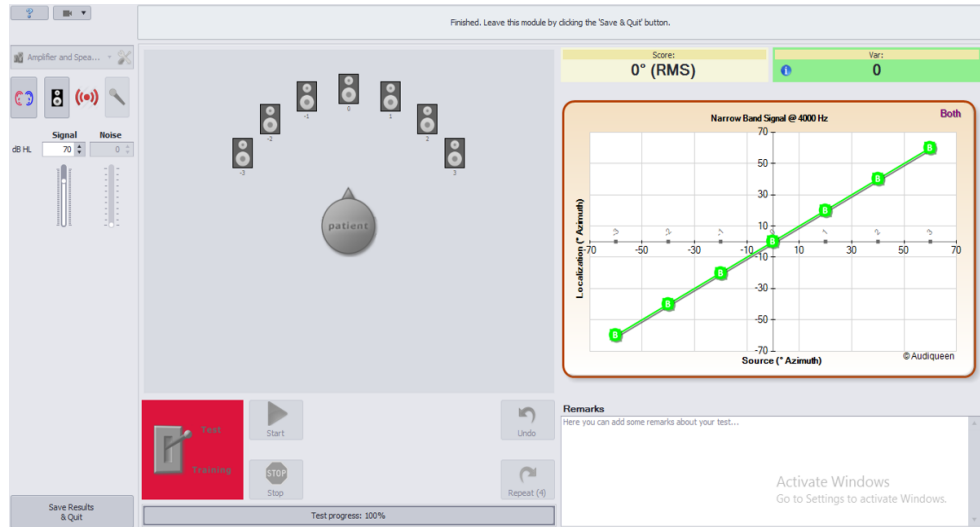
**Şekil 3.2.** Azimut Lokalizasyon Testi Düzenegi





Şekil 3.3. Azimut Lokalizasyon Testi Arayüzü

Test bitiminde sistemde otomatik olarak hesaplanan ortanca değerler ve kök ortalama kare (*root mean square*; RMS) sapma derecesi sağ üst köşede sunulmaktadır (Şekil 3.4). Bu değerler her katılımcı için Azimut Lokalizasyon Test sonucu olarak Olgu Rapor Formu'na kaydedilmiştir (EK-4).



Şekil 3.4. Azimut Lokalizasyon Testi Sonuç Ekranı

- **ILD (Interaural Level Differences) Lokalizasyon Testi**

ILD Lokalizasyon testi AŞE psikoakustik test bataryası içerisinde yer alan bir diğer lokalizasyon testidir. Aynı program üzerinden ilerleyen bu testin Azimut

Lokalizasyon Testi ile karşılaştırıldığında en büyük farkı aktif olarak kullanılan hoparlör sayısıdır.

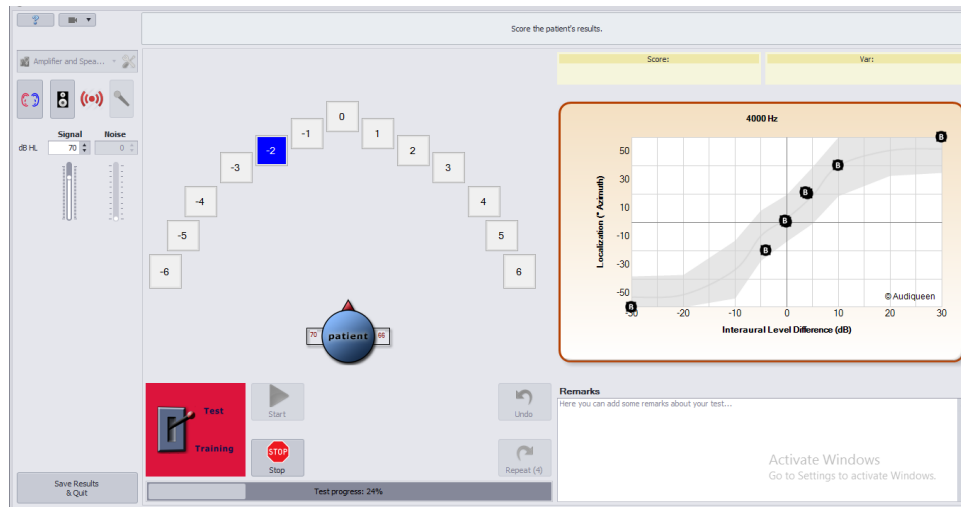
Azimut Lokalizasyon Testi'nde kullanılan toplam 7 aktif hoparlörün aksine, ILD Lokalizasyon Testi'nde aralarında sadece 2'si aktif olmak üzere toplam 13 hoparlör kullanılmaktadır. En soldaki hoparlör  $-60^\circ$  ile konumlandırılmış, -6 ile numaralandırılmış; en sağdaki hoparlör ise  $60^\circ$  ile konumlandırılıp +6 ile numaralandırılmıştır. Soldan sağa doğru hoparlörler -6, -5, -4, -3, -2, -1, 0, +1, +2, +3, +4, +5, +6 olarak numaralandırılmıştır. Ardışık hoparlörler arasında  $10^\circ$  açı olacak şekilde, hastanın baş hizasında yarım çember şeklinde hoparlörler dizilmiştir. Katılımcı, Azimut Lokalizasyon Testi ile aynı şekilde  $0^\circ$  azimut yerleşimli hoparlör karşısına pozisyonlanmıştır. Test düzeneği Şekil 3.5'de sunulmuştur.



**Şekil 3.5.** ILD Lokalizasyon Testi Düzeneği

ILD Lokalizasyon Testi,  $-60^\circ$  ve  $+60^\circ$  konumlu iki hoparlörden aynı anda farklı şiddette uyarın gönderilmesi durumunda kişide uyarının başka hoparlörden geldiği yanılmasını oluşturma prensibine dayanmaktadır. ILD Lokalizasyon Testi, yüksek frekans bilgisi ipucuna dayandığı için 4000 Hz'in 1/3 oktav bant gürültüsü *Narrow Band Noise* kullanılmıştır. Uyarın, 70 dB SPL olarak sunulmuştur. Katılımcıya karşısında duran 13 hoparlörden herhangi birinden işitsel uyarın verileceği anlatılarak, katılımcıdan uyarının geldiğini düşündüğü hoparlörün numarasını söylemesi istenmiştir. Katılımcıda yanılma oluşturmak üzere yerleştirilmiş uyarın gönderimi olmayan, pasif hoparlörler ile ilgili katılımcılara bilgi verilmemiştir. Pasif

hoparlörler sadece klinisyenin bilgisi dahilindedir. İki aktif hoparlörden gönderilen uyarıların, normal binaural işleme tabi tutulduğunda hangi hoparlör için yanılırsa oluşması gerektiği, klinisyenin testi yönettiği ekranda mavi renk ile gösterilmektedir. *Training* modu takiben test moduna geçilmiştir. Sistem tarafından randomize olarak gönderilen uyarıların ardından katılımcı yanıtları program üzerinde işaretlenmiştir. İşaretlenen katılımcı yanıtları test ekranının sağ kısmında grafik üzerine sistem tarafından atanmıştır. Test ekranı Şekil 3.6'da sunulmuştur.



Şekil 3.6. ILD Lokalizasyon Testi Arayüzü

Test tamamlandığında katılımcının RMS sapma derecesi, test çıktısı olarak ekrana yansımaktadır. RMS sapma derecesi oluşturulan Olgu Rapor Formu'na kaydedilmiştir.

### 3.3.3. Türkçe Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi

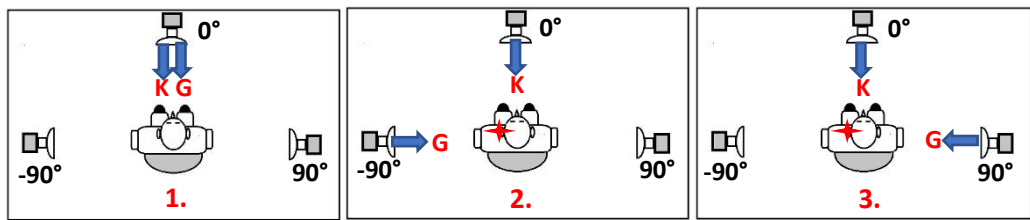
Her iki grupta da gürültü varlığında konuşmayı anlama becerilerini değerlendirmek için Türkçe Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi (T-HINT) kullanılmıştır. Türkçe Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi, serbest alan koşullarında ve *Yamaha* marka *HS5* model  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $270^\circ$  olarak konumlandırılmış üç hoparlör aracılığıyla üç ayrı test koşulunda gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.7'de HINT test düzeneği sunulmuştur.



**Şekil 3.7.** Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Düzenegi

Tüm koşullarda konuşma uyararı katılımcı konumuna göre  $0^\circ$  açılı yani öndeki hoparlörden gelirken,  $G_{ÖNKÖN}$  koşulunda gürültü  $0^\circ$  açılı hoparlörden,  $G_{İLKÖN}$  koşulunda gürültü katılımcının koklear implant kullandığı tarafta  $90^\circ$  açılı hoparlörden ve  $G_{KLKÖN}$  koşulunda ise gürültü katılımcının koklear implant kullandığı tarafın karşı tarafındaki  $90^\circ$  açılı hoparlörden iletilmiştir. HINT, serbest alan koşullarında üç ayrı test koşulunda gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.8):

1. Gürültü ve Konuşma Ön ( $G_{ÖNKÖN}$ )
2. Gürültü İpsilateral Konuşma Ön ( $G_{İLKÖN}$ )
3. Gürültü Kontralateral ve Konuşma Ön ( $G_{KLKÖN}$ )



**Şekil 3.8.** HINT Değerlendirme Koşulları Şematizasyonu

Katılımcının kendine ait olan koklear implant konuşma işlemcisi aktif iken hoparlörlerden herhangi bir zarar veya rahatsızlık vermeyecek şekilde eş zamanlı olarak gürültü ve erkek konuşmacının seslendirdiği cümleler verilmiş ve katılımcıdan duyduğu cümleyi, eğer kaçırdığı kelimeler var ise duyduğu kelimeleri tekrar etmesi istenmiştir. Test öncesi bu cümleleri çok dikkatli dinlemeleri gerektiği katılımcılara

vurgulanmış, testin ilk kısımlarında cümleleri duymakta ve anlamakta zorlanabilecekleri belirtilmiştir. Duydukları kelime veya cümlelerden tam olarak emin olmasalar dahi tahmin edebilecekleri konusunda katılımcılar test öncesi cesaretlendirilmiştir. Cümlelerin yalnızca bir kez tekrar edileceği, konuşma sesinin şiddetinin kimi zaman azalıp kimi zaman artacağı konusunda katılımcılar bilgilendirilmiştir. Test, her koşul için ortalama 10 dk olmak üzere toplamda yaklaşık 30 dakikada tamamlanmıştır.

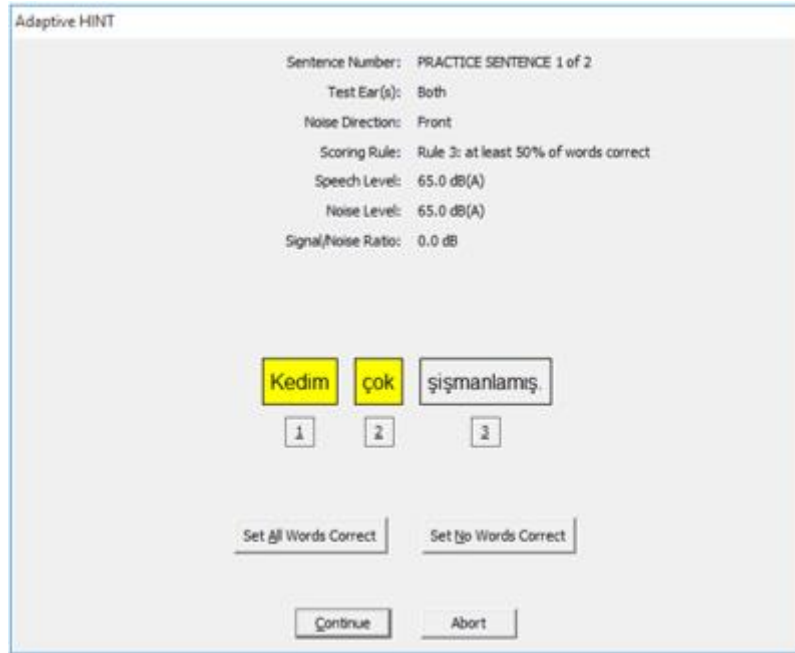
Değerlendirme esnasında, HINT'in bünyesinde bulunan toplamda 12 adet listenin (240 cümle) kayıtlı olduğu "HINT for Windows" yazılım programı kullanılmıştır. Her değerlendirme öncesi kalibrasyon yapılmıştır. Farklı test koşullarına göre programa Şekil 3.9'da sunulan bilgiler girilmiş ve uyarıların gönderileceği hoparlör seçimleri, cümle listesi tercihi işaretlenmiştir.



Şekil 3.9. HINT Programı Arayüzü

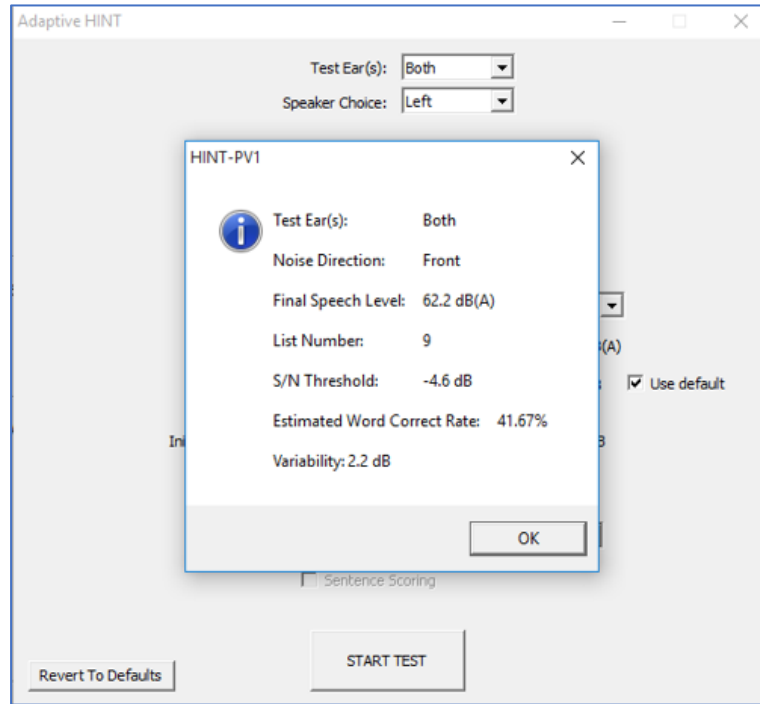
T-HINT bataryası içerisinde her cümle listesinin içerisinde 20 cümle bulunmaktadır. Cümleler, program tarafından rastgele olarak seçilmektedir. Test başlangıcında gürültü seviyesi 65 dB (A) olarak sabitlenmiş ve konuşma uyarısı 0

sinyal gürültü oranı ile sunulmuştur. Ardından program tarafından katılımcı yanıtına göre ilk 4 cümlenin sunum şiddeti 4 dB'lik birimlerle, diğer cümlelerin sunum şiddeti ise 2 dB'lik birimlerle adaptif olarak ayarlanıp sunulmuştur. Katılımcıdan anladığı cümleyi, cümlenin tamamını anlayamama durumunda ise anlayabildiği kadarıyla kelimeleri söylemesi istenir. Katılımcının verdiği doğru yanıtlar kelime bazında incelenir ve doğru anlayabildiği kelimeler işaretlenir. Bu çalışma için cümle içindeki kelimelerin en az %50'sinin doğru anlaşılması geçme kriteri için yeterli kabul edilmiştir. Yukarıda bahsedilen açıklamalar Şekil 3.10'da sunulmuştur.



**Şekil 3.10. T-HINT Katılımcı Yanıtı Seçim Ekranı**

Üç test koşulu için de ayrı test sonucu elde edilmiş ve konuşmayı anlama skoru olarak Olgu Rapor Formu'na kaydedilmiştir (EK-4). Sonuç ekranı Şekil 3.11'de sunulmuştur.



**Şekil 3.11.** HINT Sonuç Ekranı

### 3.4. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin analizi SPSS 24 paket program aracılığıyla yapılmıştır. Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk testleri sonucunda ve gruptaki örneklem büyüklüğünün 30'un altında olması sebebiyle parametrik olmayan test yöntemleri kullanılmıştır. Tanımlayıcı analizler için değişkenler ortalama, standart sapma, ortanca ve çeyreklikler ile ifade edilmiştir.

Değişkenler parametrik test varsayımlarını yerine getiremediği için analizde koklear implant tipi, modeli ve uygulandığı taraf durumlarında ortalamalar arasındaki farkın anlamlılığı Mann-Whitney U testi ile değerlendirilirken iki eş arasındaki farkın önemliliğinin değerlendirilmesinde Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek testi tercih edilmiştir. Sperman Sıra Korelasyonu testi ile katılımcıların işitme kaybı süresi, pre-op cihaz kullanım süresi, koklear implant yaşı, koklear implant kullanım süresi değişkenleri Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi ve Lokalizasyon Testleri ile ikili karşılaştırmalar halinde yapılmış, ikililer arasındaki ilişkiler değerlendirilmiştir.  $p < 0,05$  olması istatistiksel açıdan anlamlı sonuçlar olarak kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Katılımcıların Demografik Özelliklerine Göre Tanımlayıcı İstatistikler

Çalışmamızda Araştırma Grubu I için 14, Araştırma Grubu II için 12 katılımcı değerlendirilmiştir. Araştırma Grubu I Nucleus® 6 (n=8) ve Nucleus® 7 (n=6) model; Araştırma Grubu II ise Kanso™ (n=12) model konuşma işlemcisi kullanıcılarından oluşturulmuştur. Katılımcıların cinsiyet dağılımları Araştırma Grubu I için 9 kadın (%64,3), 5 erkek (%35,7); Araştırma Grubu II için 4 kadın (%33,3), 8 erkek (66,7) şeklindedir. Her iki gruptaki katılımcıların yaş ortalaması istatistiksel olarak karşılaştırılmış, anlamlı farklılık bulunmamıştır (p=0.25).

Araştırma Grubu I ve Araştırma Grubu II için işitme kaybına özgü demografik bilgiler değerlendirilmiştir. Bu bilgiler; katılımcının kullanmakta olduğu konuşma işlemcisi modeli, Kİ yaşı (yıl), Kİ kullanım süresi (ay), preoperatif işitme cihazı kullanım süresi (ay), bilateral işitsel deprivasyon süresi (ay) ve işitme kaybı etiyolojisini sorgulamaktadır. Her iki araştırma grubu için mevcut demografik bilgiler ve istatistiksel karşılaştırmalar Tablo 4.1'de sunulmuştur.



**Tablo 4.1.** Katılımcıların demografik özellikleri

		$\bar{X}\pm SS$	MIN	MAK	ORTANCA	P
Yaş (Yıl)	Araştırma Grubu I	30,83±8,03	21,0	47,0	29,0-29,0	0.231
	Araştırma Grubu II	27,42±6,24	18,0	40,0	26,0-28,0	
Kİ Yaşı (Yıl)	Araştırma Grubu I	23,75±7,47	10,0	40,0	24,0-27,0	0.586
	Araştırma Grubu II	18,71±7,97	3,0	33,0	18,0-18,0	
Preoperatif İK Süresi (Ay)	Araştırma Grubu I	224,6±57,02	151,0	356,0	203,0-210,0	0.352
	Araştırma Grubu II	147,57±94,60	6,0	390,0	120,0-167,0	
Preoperatif İC Kullanım Süresi (Ay)	Araştırma Grubu I	141,58±104,54	0,0	301,0	156,0-156,0	0.475
	Araştırma Grubu II	117,64±60,26	6,0	193,0	141,0-144,0	
Kİ KULLANIM SÜRESİ (Ay)	Araştırma Grubu I	84,66±60,90	13	225,0	60,0-61,0	0.372
	Araştırma Grubu II	102,92±49,92	40,0	216,0	88,0-96,0	

$\bar{x}$ : Ortalama; SS: Standart Sapma; Min: Minimum; Mak: Maksimum; İK: İşitme Kaybı; İC: İşitme Cihazı; Kİ: Koklear İmplant.

Yapılan değerlendirmeler doğrultusunda Araştırma Grubu I'de katılımcılardan 9'u sağ (%64,3), 5'i sol (%35,7) kulakta Kİ kullanmaktadır. Araştırma Grubu II'deki katılımcıların ise 6'sı sağ (%50), 6'sı sol (%50) kulakta Kİ kullanmaktadır.

Araştırma Grubu I'de katılımcıların işitme kaybı nedenleri; idiopatik progresif (n=7; %50), idiopatik ani işitme kaybı (n=3; %21,45) ve ateşli hastalık (n=3; %21,45), menenjit (n=1; %7,1) olarak bildirilmiştir. Araştırma Grubu II için ise katılımcıların işitme kaybı nedenleri; idiopatik progresif (n=6; %50), idiopatik ani işitme kaybı (n=3; %25), ateşli hastalık (n=2; %16,7) ve Meniere Hastalığı (n=1; %8,3) olarak bildirilmiştir.

#### 4.2. Azimut Lokalizasyon Test Bulguları

Araştırma Grubu I ve Araştırma Grubu II gruplarına dahil edilen katılımcıların Azimut Lokalizasyon Testi'nde elde edilen ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri ve ortanca değerleri Tablo 4.2.'de gösterilmiştir.

Araştırma Grubu I ve Araştırma Grubu II gruplarına dahil edilen katılımcıların Azimut Lokalizasyon RMS sapma dereceleri Kruskal Wallis Testi ile karşılaştırılmış ve gruplar arası değerlendirilen RMS sapma derecelerinde istatistiksel açıdan anlamlı fark elde edilmemiştir ( $p=0.58$ ).

#### 4.3. ILD Lokalizasyon Test Bulguları

Araştırma Grubu I ve Araştırma Grubu II'nin ILD Lokalizasyon Testi'nde elde edilen ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri ve ortanca değerleri Tablo 4.2.'de gösterilmiştir.

Katılımcılara uygulanan diğer bir lokalizasyon testi olan ILD Lokalizasyon Test bulgularında ise Araştırma Grubu I ve Araştırma Grubu II için elde edilen RMS sapma derecesi arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık gözlenmemiştir ( $p=1.00$ ). Gruplar arası Azimut ve ILD Lokalizasyon Test sonuçlarının karşılaştırması Tablo 4.2.'de verilmiştir.

**Tablo 4.2.** Araştırma Gruplarının Azimut ve ILD Lokalizasyon Testi Bulguları

	Araştırma Grubu I				Araştırma Grubu II				Gruplar Arası Karşılaştırma	
	$\bar{x}\pm ss$	Min	Mak	Ort	$\bar{x}\pm ss$	Min	Mak	Ort	z	p
<b>Azimut Lokalizasyon Testi (RMS)</b>	9,50±36,82	-57	56	15-23	0,08±37,04	-42	44	15-23	-0.54	0.58
<b>ILD Lokalizasyon Testi (RMS)</b>	12,14±32,1	-57	56	21-27	4,00±37,36	-42	53	24-26	0.00	1.00

$\bar{x}$ : Ortalama; SS: Standart Sapma; Min: Minimum; Mak: Maksimum; Ort: Ortanca ILD: *Interaural Level Difference*; \* $p<0.05$ ; Z: Standart değer

#### 4.4 Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Bulguları

Katılımcılara, üç test koşulunda uygulanan Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi'nde her koşul için ayrı istatistiksel değerlendirme yapılmıştır.

GÖNKÖN koşulunda elde edilen ortalama SNR değerleri, Araştırma Grubu I'de (7,34±4,38), Araştırma Grubu II'ye göre (12,60±5,78) daha düşük elde edilmiştir. GİLKÖN koşulunda elde edilen ortalama SNR değerleri, Araştırma Grubu I'de (8,12±4,34), Araştırma Grubu II'ye göre (14,96±5,62) daha düşük bulunmuştur. GKÖN koşulunda elde edilen ortalama SNR değerleri ise diğer koşullarda olduğu gibi Araştırma Grubu I'de (2,05±5,09), Araştırma Grubu II'ye (6,90±7,43) göre daha düşük elde edilmiştir. Bulgular BTE kullanıcısı koklear implantlı katılımcıların gürültüde ayırt etme performansının OTE kullanıcılarından daha iyi performans gösterdiği belirlenmiştir.

Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi'nin tüm koşulları için ortalama, standart sapma, minimum, ortanca, maksimum ve sinyal-gürültü oranı (*Signal to Noise Ratio*; SNR) verileri Tablo 4.3'te sunulmuştur.

**Tablo 4.3.** Araştırma Gruplarının Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi Bulguları

		Araştırma Grubu I				Araştırma Grubu II			
		$\bar{x}\pm SS$	Min	Mak	Ort	$\bar{x}\pm SS$	Min	Mak	Ort
HINT	GÖN-KÖN	7,34±4,38	-1,0	17,0	7,2-7,6	12,60±5,78	5,2	27,0	11,6-13,0
	GİL-KÖN	8,12±4,34	0	19,4	9,0-9,0	14,96±5,62	7,0	27,0	16,0-16,3
	GKL-KÖN	2,05±5,09	-4,6	13,6	1,0-1,0	6,9±7,43	-4,1	20,0	7,4-8,2

$\bar{x}$ : Ortalama; SS: Standart Sapma; Min: Minimum; Mak: Maksimum; HINT: *Hearing in Noise Test*; İL: *İpsilateral*; KL: *Kontralateral*

#### 4.4.1. G<sub>ÖN</sub>K<sub>ÖN</sub> Koşulu HINT Sonuçlarının Karşılaştırılması

Değerlendirilen üç test koşulundan biri olan G<sub>ÖN</sub>K<sub>ÖN</sub> koşulundaki SNR skorları Wilcoxon testi ile karşılaştırılmıştır. BTE ve OTE kullanıcı grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık elde edilmiştir ( $p=0.01$ ) (Tablo 4.4.).

#### 4.4.2. G<sub>İL</sub>K<sub>ÖN</sub> Koşulu HINT Sonuçlarının Karşılaştırılması

Değerlendirilen üç test koşulundan bir diğeri olan G<sub>İL</sub>K<sub>ÖN</sub> koşulundaki SNR skorları Wilcoxon testi ile karşılaştırılmıştır. BTE ve OTE kullanıcı grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık elde edilmiştir ( $p=0.005$ ) (Tablo 4.4.).

#### 4.4.3. G<sub>KL</sub>K<sub>ÖN</sub> Koşulu HINT Sonuçlarının Karşılaştırılması

Son değerlendirilen koşul test koşul G<sub>KL</sub>K<sub>ÖN</sub> koşulundaki SNR skorları Wilcoxon testi ile karşılaştırılmıştır. Araştırma Grubu I ve Araştırma Grubu II arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık elde edilmemesine rağmen, BTE kullanıcılarının ortalama SNR değerleri önemli derecede daha düşük elde edilmiştir ( $p=0.09$ ) (Tablo 4.4.).

**Tablo 4.4.** Araştırma Grupları Arası HINT Sonuçlarının Karşılaştırılması

		HINT					
		G <sub>ÖN</sub> -K <sub>ÖN</sub>		G <sub>İL</sub> -K <sub>ÖN</sub>		G <sub>KL</sub> -K <sub>ÖN</sub>	
		Z	p	Z	p	Z	p
ARAŞTIRMA A GRUBU I	ARAŞTIRMA GRUBU II	-2.44	<b>0.01*</b>	-2,8	<b>0.005*</b>	-1.67	0.09

\* $p<0.05$ ; Z: Standart değer; HINT: *Hearing in Noise Test*; İL: *İpsilateral*; KL: *Kontralateral*.

#### 4.5. Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 Test Bulgularının Karşılaştırılması

Çalışmamızda Araştırma Grubu I'e dahil edilen BTE konuşma işlemcisi kullanan katılımcılardan 8 kişi Nucleus® 6 ve 6 kişi ise Nucleus® 7 model konuşma işlemcisi ile değerlendirmeye alınmıştır. Lokalizasyon testleri ve gürültüde konuşmayı anlama testlerinde Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 konuşma işlemcileri arasında istatistiksel olarak

anlamli farklilik elde edilmemiştir ( $p>0.05$ ). Konuşma işlemcileri açısından testler arası karşılaştırmalar Tablo 4.5 ve Tablo 4.6’de verilmiştir.

**Tablo 4.5.** Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 Model İşlemcilerin Lokalizasyon Test Sonuçları karşılaştırılması

		Azimut Lokalizasyon Testi		ILD Lokalizasyon Testi	
		Z	p	Z	p
Nucleus® 6	Nucleus® 7	0.00	1.0	-0.12	0.89

\* $p<0.05$ ; Z: Standart değer; ILD: *Interaural Level Difference*.

**Tablo 4.6.** Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 Model İşlemcilerin HINT Test Sonuçları Karşılaştırılması

		HINT					
		GÖN-KÖN		GİL-KÖN		G <sub>KL</sub> -KÖN	
		Z	p	Z	p	Z	p
NUCLEUS® 6	NUCLEUS® 7	-0.90	0.36	-0.19	0.84	-1.75	0.08

\* $p<0.05$ ; Z: Standart değer; İL: *İpsilateral*; KL: *Kontralateral*; HINT: *Hearing in Noise Test*.

#### 4.6. Katılımcılar Arası Değişkenler ile Test Bulgularının Karşılaştırılması

Çalışmaya dahil edilen her katılımcı için işitme kaybına özgü demografik bilgiler değerlendirilmiştir. Elde edilen veriler sonucunda katılımcıların Kİ yaşı (yıl), Kİ kullanım süresi (ay), preoperatif işitme cihazı kullanım süresi (ay), bilateral işitsel deprivasyon süresi (ay) çalışmamız dahilinde kullanılan test sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonuçları Tablo 4.7’de sunulmuştur. Katılımcıların preoperatif işitme kaybı süresi arttıkça HINT SNR değerlerinde artış izlenmiştir. Diğer bir deyişle işitsel deprivasyon süresindeki artışın HINT bulgularını olumsuz etkilediği, preoperatif işitme kaybı süresi uzadıkça katılımcıların daha çok SNR’ye ihtiyaç duyduğu sonucuna varılmıştır. GÖN-KÖN ( $p=0.00$ ), GİL-KÖN ( $p=0.02$ ), G<sub>KL</sub>-KÖN ( $p=0.00$ ) olmak üzere üç farklı HINT koşulu bulgularında da preoperatif işitme kaybı süresi arttıkça HINT SNR değeri anlamlı derecede artmıştır.

**Tablo 4.7.** Katılımcılar Arası Değişkenler ile Test Sonuçları Korelasyon Değerleri

		Kİ Yaşı		Kİ Kullanım Süresi		Preoperatif İK Süresi		Preoperatif İC Kullanım Süresi	
		r	p	r	p	r	p	r	p
<b>LOKALİZASYON TESTLERİ</b>	Azimet Lokalizasyon Testi	-0.32	0.45	0.15	0.45	-0.26	0.18	-0.18	0.38
	ILD Lokalizasyon Testi	-0.25	0.20	0.19	0.33	-0.16	0.41	-0.09	0.63
<b>HINT</b>	G <sub>ÖN</sub> -K <sub>ÖN</sub>	0.43	0.12	-0.24	0.22	<b>0.62*</b>	<b>0.00</b>	0.25	0.20
	G <sub>İL</sub> -K <sub>ÖN</sub>	-0.03	0.90	-0.18	0.36	<b>0.43*</b>	<b>0.02</b>	-0.04	0.84
	G <sub>KL</sub> -K <sub>ÖN</sub>	0.27	0.34	-0.24	0.22	<b>0.55*</b>	<b>0.00</b>	0.10	0.62

\* Anlamlı Korelasyon  $p < 0.05$ ; r: Spearman Korelasyon Katsayısı; ILD: *Interaural Level Difference*; İK: İşitme Kaybı; Kİ: Koklear İmplant; İC: İşitme Cihazı; İL: *İpsilateral*; KL: *Kontralateral*; HINT: *Hearing in Noise Test*.

## 5. TARTIŞMA

Mevcut çalışma ile kablosuz ve kulak arkası model konuşma işlemcilerinde mikروفon konumundaki farklılığın lokalizasyon becerisindeki performansı etkilemediği, ancak gürültüde konuşmayı anlama performansını anlamlı derecede

etkilediği ortaya konulmuştur. Aynı zamanda katılımcıların demografik özellikleri ile test bulguları karşılaştırıldığında, işitsel deprivasyon süresi ile gürültüde konuşmayı anlama performansı arasında ilişki gözlenmiş, işitsel deprivasyon süresi arttıkça katılımcıların gürültüde konuşmayı anlamak için daha yüksek sinyal gürültü oranına ihtiyaç duydukları sonucuna varılmıştır.

Lokalizasyon bilgisinin işleme sürecinin yaş alma ile giderek azalan bir performans sergilediği belirtilmiştir (89, 90). Dobrev ve ark. (91), bireylerin yaşı ile lokalizasyon becerileri arasındaki ilişkiyi araştırmak için; genç erişkin, orta yaşlı erişkin ve geriatric erişkin olmak üzere üç araştırma grubu oluşturmuştur. Karanlık bir odaya alınan katılımcılardan, görsel kılavuzlu şekilde manuel yönetilen renkli lazer işaretleme sistemini kullanarak uyarıyı lokalize etmeleri istenmiştir. Geniş bantlı uyarı, alçak frekanstan yüksek frekansa doğru ITD ve ILD ipuçlarından faydalanma becerilerini değerlendirmek için 250 Hz aralıklı set şeklinde uyarılar sunulmuştur. Genç erişkinler ile kıyaslandığında, orta yaşlı ve geriatric erişkin bireyler işitsel zamansal işleme becerisinde yaşa bağlı 1250-1575 Hz arasındaki dar bant frekansa sahip uyarılar için belirgin düzeyde horizontal lokalizasyon becerilerinde eksiklik göstermişlerdir. Sonuç olarak bu çalışma, ilerleyen yaş ile birlikte ses kaynağı lokalizasyonundaki sinirsel işleyiş seçiciliğinin bozulduğunu vurgulamaktadır.

Yaş üzerine yapılan bir başka çalışmada ise yaş ile sözel dil işlemedeki bilişsel, algısal, sosyal-duygusal süreçlerdeki değişikliklerden etkilenimin değiştii belirtilmiştir (92). Yapılan birçok çalışmada yaşın hem binaural hem zamansal işleme üzerinde ciddi etkisi olduğu belirtilmiş ve yaşa bağlı, gürültüde konuşmayı anlama ve lokalizasyon becerilerinde performans düşüklüğü vurgulanmıştır (93, 94).

Yukarıda bahsedilen birçok çalışma çıktısı dikkate alınarak yaş aralığının çalışmamızda limitasyon yaratmaması adına sınırlamaya gidilmiş, 20-50 yaş arası bireyler çalışmaya dahil edilmiştir. Her iki araştırma grubundaki katılımcıların yaşları arasında anlamlılık farklılık olmaması yaş değişkeni için benzer özelliklere sahip bir örneklem grubunun araştırmaya dahil edildiğini göstermektedir.

Normal işiten bireylerde gürültü varlığında konuşmayı anlama performansı ve horizontal düzlemde lokalizasyon becerisi binaural işitme ile sağlanmaktadır. Dikotik işitme; lokalizasyon, ses algısı, gürültü varlığında konuşmayı anlama gibi becerilerde bireye önemli ölçüde fayda sağlarken, unilateral dinleme ile bu becerilerde benzer performans elde edilememektedir (95).

Normal işitmeye sahip bireylerin hedef konuşmacı ve rakip maskeleyici uyarıların konumuna göre ayırımını yapabilme becerisinin gürültüde konuşmayı anlama için önemli olduğu belirtilmektedir (96). İşitme kayıplı olan, işitme cihazı veya işitsel implantlar gibi amplifikasyon sistemleri kullanan bireylerde gürültüde konuşmayı anlama, ses lokalizasyonu, tını algısı gibi beceriler olumsuz etkilenmekte ve kullanılan amplifikasyon sistemlerine göre değişiklik göstermektedir (13, 19, 97-99). Çalışmamız dahilinde mikrofon konumunun test sonuçları üzerine etkisi incelendiği için farklı Kİ sistemleri arasında oluşabilecek farklılıkları ekarte etmek amacıyla sadece tek marka koklear implant kullanıcı grubu birbiri ile karşılaştırılmıştır.

İlk koklear implant uygulamasından günümüze kadar, konuşma işlemcilerinin çeşitli özellikleri, programlama optimizasyonu gibi teknik, cerrahi ve odyolojik gelişmelerin bir sonucu olarak koklear implant ile genel konuşma algısı performansı artmıştır (100). Buna rağmen işitsel performans, koklear implant kullanıcıları arasında hâlâ değişiklik göstermektedir (99).

Literatürde bulunan çalışmalarda koklear implant kullanıcılarında farklı becerileri etkileyen değişkenler incelenmiştir (7, 19, 35, 99). Yapılan incelemeler sonucunda koklear implant kullanıcılarının konuşma algısını etkileyen faktörler; biyografik, odyometrik ve elektrot konumu ile ilgili faktörler olarak üç ana başlık altında toplanmıştır (99).

Heutink ve ark. (99) tarafından aynı firma üretimi koklear implant implante edilen postlingual kayıplı yetişkin 129 deneyimli kullanıcı üzerinde yapılan çalışmada, konuşmayı anlama performansını etkileyen biyografik, odyolojik ve elektrot konumu ile ilgili faktörleri belirlemek amaçlanmış ve bu doğrultuda konuşma algısı testleri,



yüksek çözünürlüklü bilgisayarlı tomografi taramaları gerçekleştirilmiştir. Veriler, Aralık 2016 ile Ocak 2018 arasında Hollanda, Nijmegen'deki Radboud Üniversitesi Tıp Merkezi'nde toplanmış oldukça fazla katılımcı sayısı ile detaylı bir araştırma yapılmıştır. Katılımcıların tümü, aynı firma üreticisi *pre-curved* elektrot (n = 85) veya *straight* bir elektrot (n = 44) kullanmaktadır. İmplantasyon yaşı, eğitim düzeyi ve preoperatif işitme kaybı süresi gibi biyografik değişkenler incelenmiş ve *pre-curved* elektrot kullanan Kİ kullanıcılarında biyografik faktörlerden, odyometrik faktörlerden ve skaler konumdan bağımsız olarak önemli ölçüde daha yüksek konuşma algısı performansı gösterdiği sonucuna varılmıştır. Tüm katılımcılar için işitme kaybı süresi ve işitme kaybı yaşı ile test skoru karşılaştırılmış ve anlamlı farklılık elde edilmemiştir.

Blamey ve ark. 1996 yılında 800 katılımcıyla (101), 2013 yılında ise 2251 katılımcıyla (102) aynı çalışma yöntemini kullanarak yaptıkları iki çok merkezli çalışmada çeşitli biyografik ve odyolojik faktörlerin konuşma algısı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. İmplantasyon yaşı, işitme kaybı başlangıç yaşı, işitme kaybı süresi, işitme kaybının etiolojisi ve koklear implant kullanım süresi gibi biyografik ve odyolojik faktörlerin incelendiği her iki çalışmada da özellikle işitsel deprivasyon ve koklear implant kullanım süresinin konuşma algısı üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olduğu ortaya konmuştur. 1996 yılında yapılan çalışmaya kıyasla, 2013 yılında yapılan daha güncel çalışmada zaman içerisinde koklear implant kullanıcılarının konuşma algısını etkileyen biyografik ve odyolojik faktörlerin etkisinin azaldığı sonucuna varmışlardır. Bu durumu, 1996 yılında koklear implant aday seçimindeki kısıtlı ve esnek olmayan dahil etme kriterlerine, giderek artan teknolojik ilerlemelere ve yıllar içerisinde oluşan farkındalık yardımıyla olumsuz etkenlerin hafiflemesi gibi durumlara bağlamışlardır. Blamey ve ark. (102) yine aynı çalışmada koklear implant alanındaki hızlı gelişmeler sayesinde zaman içerisinde bu faktörlerin konuşma algısı üzerindeki etkisinin sürekli değişebileceğini vurgulamışlardır.

Cohen ve ark. (103) tarafından 2019 yılında yapılan sistematik derleme çalışması sonucunda işitsel deprivasyon süresindeki artış ile konuşma algısında anlamlı derecede azalma gözlemlendiği sonucuna varılmıştır. Yapılan farklı çalışmalar ile

de işitsel deprivasyon süresinin koklear implant kullanıcılarının konuşma algısı gibi işitsel performansları üzerinde olumsuz sonuçlar yarattığı desteklenmiştir (104-108).

Sorrentino ve ark. (107) tarafından yapılan çalışmada yetişkin koklear implant kullanıcılarında işitsel deprivasyonun gürültüde konuşmayı anlama ve kelime tanıma üzerine etkisi araştırılmıştır. Kullanıcılar işitsel deprivasyon sürelerine göre 7 yıldan az, 7-15 yıl arası, 15 yıl ve üzeri olacak şekilde üç farklı gruba ayrılmış ve 15 yıl üzeri işitsel deprivasyona maruz kalan katılımcıların konuşmayı anlama ve kelime tanıma skorları anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Çalışmamızda tüm katılımcıların yaşı, işitme kaybı başlangıç yaşı, işitsel deprivasyon süresi, işitme kaybının etiyojisi, preoperatif işitme cihazı kullanım süresi, implantasyon yaşı, koklear implant kullanım süresi gibi demografik bilgileri incelenmiş test bulguları ile arasında korelasyon olup olmadığı değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda elde edilen test bulguları katılımcıların demografik özellikleri ile karşılaştırıldığında literatürdeki diğer çalışmalara benzer şekilde işitsel deprivasyon ile üç HINT koşulu arasında korelasyon tespit edilmiştir. Araştırmamıza dahil edilen katılımcıların preoperatif işitme kaybı süreleri 6 aydan 32 yıla kadar değişmektedir. İşitme kaybı süresinin artması ile işitsel deprivasyon süresindeki uzamanın HINT SNR skorunda artışa neden olduğu bulunmuştur. Bu bulgu işitsel uyarana erişimin uzun süreli eksik kalması ile bireylerin gürültüde konuşmayı anlama becerilerinin olumsuz yönde etkileceğini göstermektedir.

Bilateral işitme kayıplı ve koklear implant öncesi sınırlı işitme cihazı kullanan hastalar üzerinde yapılan bir çalışmada, postoperatif takip sürecinde ilk 12 ayda özellikle konuşma algısı açısından işitsel performansta daha yavaş bir gelişme gösterme eğiliminde olsalar da, diğer bireylere benzer sonuçlara ulaşmışlardır (107).

Yapılan başka bir çalışmada en az bir kulakta rezidüel işitmenin, merkezi işitsel yolların bütünlüğünün ve işitsel uyarının çözümlenmesindeki etkinliğinin korunmasına katkıda bulunduğu belirtilmektedir (109). Ek olarak, proton emisyon

tomografisine dayalı kortikal aktivite üzerine yapılan bir çalışmada, preoperatif dönemde amplifikasyon sistemi kullanmayan hastaların işitsel kortekste metabolik hızlarının azaldığını ve koklear implant ardından bu oranların neredeyse normal bir seviyeye geri geldiği gösterilmiştir (110).

Mevcut çalışmamızda değerlendirilen preoperatif işitme cihazı kullanım süresi ve koklear implant yaşı değişkenleri ile test bulguları arasında korelasyon gözlenmemiştir. Bu sonuç katılımcılarının çoğunluğunun uzun yıllardır koklear implant kullanıcısı olması sayesinde işitsel kortekste tekrar artış göstererek metabolik hızın eski haline dönmesi ve bireyin zamanla kullandığı işitsel implant ile bütünleşip bu durumlara karşı strateji geliştirmiş olabileceği düşünülmüştür.

Çalışmamızda BTE konuşma işlemcisi kullanıcılarından oluşan Araştırma Grubu I için 14, OTE konuşma işlemcisi kullanıcılarından oluşan Araştırma Grubu II için 12 katılımcı değerlendirilmiştir. Araştırma Grubu I Nucleus® 6 (n=8) ve Nucleus® 7 (n=6) model; Araştırma Grubu II ise Kanso™ (n=12) model konuşma işlemcisi kullanıcılarından oluşturulmuştur. Çalışma bulgularında sınırlılık oluşturmamak adına araştırmaya dahil edilen katılımcıların kullanmakta oldukları konuşma işlemcilerinin konuşma işleme stratejileri, mikrofon teknolojileri ve mikrofon sayıları aynı olan bireyler seçilmiştir.

Araştırma Grubu I'i oluşturan Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 model konuşma işlemcileri arasındaki temel tasarım farkları, (i) önceki işleme çip setlerinin yeni ve tek bir çipe (işlemcinin fiziksel boyutunu küçülten) entegrasyonu ve (ii) Bluetooth® Low Energy ve diğer tescilli iletişim protokollerinin kullanılmasını sağlayan yeni bir kablosuz çip dahil edilmesidir (58). Nucleus® 7 konuşma işlemcisi işlevsel olarak ise Nucleus® 6 serisi konuşma işlemcileriyle kıyaslandığında kablosuz uyumluluk, miknatısla tek bir bileşene entegre edilen bobin ve bobin kablosu, Nucleus® 6'da da var olan hibrit modu desteklemek ve özellikle dış kulak kanalı farklı genişliklere sahip kullanıcılara da hitap etmek için farklı boyutta üç yeni akustik bileşen eklenmesi gibi yeni özellikleri sunmaktadır (58, 59).

Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 için yukarıda bahsedilen farklı özelliklerin hiçbiri çalışmamızda değerlendirilen becerilerin performansını etkileyen farklılıklar yaratmamaktadır. Bu nedenle Araştırma Grubu I için test bulguları açısından kendi arasında fark oluşturmayacak iki işlemci modeli seçilmiştir. Yapılan istatistiksel analiz ile de iki kulak arkası konuşma işlemcisi bulguları arasında anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür.

Uzun yıllar koklear implantlarda tek seçenek olarak kullanılan BTE model konuşma işlemcilerine, yeni nesil kablosuz olarak sunulan ve kafa derisi altındaki iç miknatis üzerine tek parça halinde yerleştirilen OTE model konuşma işlemcisi eklenmiştir. Koklear implant sisteminin dış parçasını oluşturan konuşma işlemcilerinin fiziki görünümü farklı firma, model ve teknoloji nesillerine göre değişiklik göstermesine rağmen, tüm koklear implant sistemleri benzer tasarım ve işlevlere sahiptir (2). Ancak konuşma işlemcilerinin baş üzerine yerleşimi göz önünde bulundurulduğunda, BTE ve OTE model konuşma işlemcilerinin mikrofon konumundaki farklılık dikkat çekmektedir (4). BTE model konuşma işlemcileri kulak kepçesinin hemen üzerine yerleşim gösterirken, OTE konuşma işlemcileri *posterior aurikular* veya *posterior pinna* bölge üzerine yerleşim göstermektedir (3).

OTE model konuşma işlemcileri, BAHA sistemlerinin avantajlarından esinlenilerek üretilmiştir (3). BAHA, kulak kanalı açıklığının yaklaşık 50-70 mm arkasına ve yaklaşık olarak kulak kepçesinin üst kısmı ile aynı hizada bulunmaktadır (5). Bu nedenle kemik iletim cihazı işlemcisindeki mikrofon konumu, BTE işitme cihazının mikrofon konumuna kıyasla tipik olarak kulak kepçesinin üst kısmı ile aynı hizada ve kulak kanalı açıklığının ortalama 60 mm arkasındadır (5, 6). Bu konum cerrahi yerleştirme, titreşim hassasiyeti ve estetik açıdan olumlu avantajlara sahip olsa da mikrofon konumu, büyük ölçüde başın gölge etkisi nedeniyle dinleyicinin arkasındaki seslere önden gelenlere kıyasla daha yüksek hassasiyetle sonuçlanmaktadır. Bu durumun konuşmayı anlama üzerindeki olası olumsuz etkilerini dengelemek için kemik iletimli ses işlemcilerinde, önden gelen sesleri korurken dinleyicilerin arka ve yan tarafından gelen sesleri azaltabilen çift mikrofon

teknolojileri hızla uygulamaya konmuştur. BAHA ile hemen hemen aynı mikrofon konumuna sahip OTE model konuşma işlemcileri için de aynı teknolojik geliştirmeler uygulanmıştır (3).

Günümüzde kozmetik açıdan sıkça tercih edilen, temporal kemik üzerine yerleştirilen kablosuz konuşma işlemcileri ve kulak arkası yerleşimli yaygın bir şekilde kullanılmaya devam edilen kulak arkası konuşma işlemcilerinin yerleşim yerleri itibariyle mikrofon konumlarındaki düzlem farklılığı göz önünde bulundurulduğunda iki konuşma işlemcisi tipi arasında lokalizasyon ve gürültüde konuşmayı anlama beceri açısından farklılık olabileceği düşünülmüştür. Literatürde koklear implant konuşma işlemcileri üzerinde bulunan mikrofon konumlarının farklı testler aracılığıyla karşılaştırıldığı çalışma sayısı oldukça kısıtlıdır (3, 4, 53, 98, 111).

Mertens ve ark. (111) tek taraflı total işitme kayıplı 10 koklear implant kullanıcısı katılımcı ile yaptıkları bir çalışmada, BTE model işlemci (Med-EL Opus 2) kullanan katılımcılara kendi işlemcileri ile koklear implantlı işitme eşiği, konuşmayı anlama ve lokalizasyon değerlendirmelerini tamamladıktan sonra tüm katılımcıların işlemcileri OTE model işlemci (Med-EL Rondo) ile güncellemiş ve 28 gün sonra aynı değerlendirmeler tekrarlanmıştır. Kullanıcıların performansları karşılaştırıldığında, koklear implantlı işitme eşikleri, konuşmayı anlama ve lokalizasyon değerlendirmeleri için BTE ve OTE işlemcileri arasında sonuçlar açısından anlamlı fark bulunmamıştır. Bunun nedeni ise, katılımcıların test edilmeyen kulaklarının herhangi bir tıkaç kullanılmadan açık bırakılarak test edilmiş olmaları ile bağdaştırmışlardır. Böylece katılımcıların normal işiten kulaklarının sağladığı avantaj, işlemciler arasında var olabilecek ince farklılıkları kolayca gizlemiştir.

Bandeira ve ark. (98) 2018 yılında yaptığı çalışmada kulak kepçesinin üst kısmında, kulak arkasında ve kulak kanalının girişinde olmak üzere üç farklı çok yönlü mikrofon içeren koklear implant konuşma işlemcisi incelenmiştir. Kulak kepçesi üzerindeki, kulak arkası ve kulak kanalı içerisinde konumda bulunan mikrofonlar için 12 bilateral Kİ kullanıcısının ses lokalizasyon becerileri değerlendirilmiştir. Bununla

birlikte, mikrofonun pinna içerisinde konumlandırılması ile BTE mikrofonlarına kıyasla ses lokalizasyon yeteneklerini anlamlı derecede geliştirmedeği gözlemlenmiştir. Ancak arkadan gelen işitsel uyarılar için, pinna içerisindeki mikrofon ile önemli ölçüde daha keskin ön-arka lokalizasyon skoru elde edilmiştir.

Çalışmamız dahilinde bilateral çok ileri derecede işitme kaybına sahip unilateral implant kullanıcıları değerlendirilmiş, Lokalizasyon Testleri'nden Azimut Lokalizasyon ve ILD Lokalizasyon Testi bulguları incelendiğinde BTE ve OTE kullanıcıları arasında anlamlı farklılık elde edilmemiştir. Bunun nedeni farklı katılımcılar üzerinden iki model işlemcinin değerlendirilmesi ve bu nedenle katılımcılar arasındaki değişkenlerin oluşabilecek farkı engellemesi olabilir. Mevcut çalışmada katılımcılar kendi konuşma işlemcileri ile kullanmakta oldukları programları ile SCAN modunda değerlendirilmiştir. Aynı katılımcı için farklı konuşma işlemcisi ile test tekrar edilmemiş, her katılımcı bir kez değerlendirmeye alınmıştır. Aynı katılımcılar üzerinde farklı işlemci modelleri değerlendirilmiş olması durumunda, katılımcıların uzun yıllar kullanıp alışık oldukları kendi işlemcileri ile bir başka işlemciyi kıyaslamaları işitsel performansı etkileyeceği düşünüldüğünden tek işlemci ile değerlendirme yapılması tercih edilmiştir.

Badajoz-Davila ve ark. (97) tarafından 2021 yılında, koklear implant kullanıcıları üzerinde yapılan çalışmada katılımcılara gürültüde konuşma anlama becerisi değerlendirilmesi için *Speech in Noise Test* uygulanmış ve klinik rutinde yapılan konuşmayı anlama testleri sonucunda elde edilen, standart konuşmayı anlama test sonuçlarının koklear implant kullanıcılarının günlük hayattaki performansını olduğundan daha iyi tahmin ettiği sonucuna varılmıştır. Bu sınırlılığı aşmak adına, gelecekteki değerlendirmelerin günlük hayat koşullarındaki zorlu dinleme ortamlarını göz önünde bulundurarak (trafik gürültüsü, klima gürültüsü, rakip konuşmacı varlığı, klima ve fan gürültüleri vb.) mevcut testler üzerinde gerçekçiliği iyileştirmesi gerekmektedir. Benzer şekilde, gerçekçi koşullar altında konuşma anlaşılabilirliği verileri, bu sonuçların gerçek yaşam performansını temsil ettiği düşünüldüğünde, koklear implant kullanıcılarında yaygın olan konuşma ve gürültü

düzeylerinin, ortalama %60 civarında konuşma anlaşılabilirliği açısından zorlayıcı olduğunu göstermektedir (97).

Yukarıda bahsedilen durum çalışmamız dahilindeki her iki araştırma grubu için geçerliliğini korumaktadır. Katılımcılar test prosedürü anlatıldığında dahi gürültü varlığında yapılacak olan test için kaygılanmışlar, sık sık motive edilmeye ihtiyaç duymuşlardır. İki katılımcı HINT esnasında testi yapamayacağını söyleyerek, değerlendirmeyi sonlandırmak istemiştir.

Wimmer ve ark. (112), unilateral koklear implant kullanıcılarında OTE ve BTE model konuşma işlemcisi kullanan iki grubu konuşmayı anlama becerisi bakımından karşılaştırmış ve ortalama SRT değerini, OTE işlemcisi ile 4.4 dB daha kötü elde etmişlerdir. Bu fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur. Aynı zamanda konuşma uyarınının önden gürültünün arkadan sunulduğu koşulda BTE işlemci, OTE işlemciye kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir. Wimmer ve ark. bu bulguyu OTE işlemcinin BTE işlemciye göre başın arka kısmına açılabilir olarak daha yakın yerleşimi nedeniyle gürültü sunulan hoparlöre yaklaşıp konuşma uyarınının sunulduğu hoparlörden uzaklaşması ile ilişkilendirmişlerdir. Bu sonuçlardan yola çıkarak, OTE model işlemcinin yeri ile gürültüde konuşmayı anlama arasında pozitif ilişki olduğunu ve OTE model tek mikrofona Med-El Rondo model konuşma işlemcisinde işlemcinin baş üzerindeki açısının 10 ° arkaya kayması ile önden sunulan uyarılarda yaklaşık 1 dB SNR azalması olacağını gösteren KEMAR üzerinde fiziki ve sayısal bir modelleme oluşturmuşlardır. Bu nedenle OTE konuşma işlemcilerinin başa yerleşimi özellikle gürültülü varlığında konuşma uyarınının hassasiyetini ve yönselliğini etkilediği için oldukça önemlidir. Wimmer ve ark. (112), OTE model konuşma işlemcilerinde yönsellik teknolojilerinin kullanımının önemini vurgulamış, bu teknolojik gelişmelerin yaygınlaştırılmasını önermişlerdir.

İmplant kullanıcılarının işlemcileri üzerinde bulunan mikrofona yerleşimindeki farklılıklar mikrofona hoparlöre olan uzaklığı ile mikrofona gelen SNR'nin değişmesine neden olmaktadır. İşitme cihazlarında mikrofona konumunun konuşmayı

anlama üzerindeki etkisinin araştırıldığı çalışmalarda, konuşmayı anlama performansının en iyi kanal içi işitme cihazlarında, ardından kulak içi işitme cihazlarında, daha sonra ise kulak arkası işitme cihazlarında olduğu görülmektedir (113, 114).

Kanso™ model kablosuz işlemci Cochlear firması için ilk çift mikrofonlu OTE konuşma işlemcisidir. Mauger ve ark. (3) yaptıkları çalışmada Kanso™ model işlemcinin klinik çıktılarını detaylı bir şekilde incelemiş, Nucleus® 6 model BTE konuşma işlemcisi ile karşılaştırarak sonuçları bildirmişlerdir. Çalışma sonuçları, Nucleus® 6 BTE konuşma işlemcisi ile karşılaştırıldığında Kanso™ ile konuşma performansında sessiz ve gürültülü ortamda konuşmayı anlama becerisinde fark olmadığını göstermişlerdir. OTE ve BTE işlemci konumu farkının çift mikrofon teknolojisi kullanılarak büyük ölçüde telafi edilebileceğini açıklamışlardır.

Festen ve Plomp (115), konvansiyonel bir BTE mikrofonunun yerleştirileceği kulak kepçesinin üst kısmına yerleştirmeye kıyasla, mikrofon kulak kanalının girişine yerleştirildiğinde SNR'de 2 dB'lik bir iyileşme olduğu sonucuna varmışlardır. Bu bulgu, Pumford ve ark. (113) tarafından da tekrarlanmıştır. Bu yararın, kulak kepçesinin frekansa özgü şekillendirme etkilerinden yararlanan mikrofonun, kulak kanalına yakın yerleştirilmesiyle ilgili olduğu düşünülmektedir (116).

Çalışmamızda gürültü varlığında konuşmayı anlama becerisini değerlendiren HINT bulguları, iki araştırma grubu karşılaştırılması hakkında değerli bilgiler sunmaktadır. Tüm katılımcılar genelinde bakılacak olursa; her katılımcı kendi değerlendirme setinde en iyi skoru (en düşük SNR) gürültünün kontralateral kulak tarafından sunulduğu koşulda, en kötü skoru (en yüksek SNR) gürültünün ipsilateral yani implant tarafından sunulduğu koşulda sağlamıştır. Elde edilen bu bulgu literatürdeki çalışmalar tarafından desteklenmiştir (53, 112, 117, 118).

Çalışmamızda HINT kapsamında değerlendirilen SNR; G<sub>ÖN</sub>K<sub>ÖN</sub>, G<sub>İL</sub>K<sub>ÖN</sub> ve G<sub>KL</sub>K<sub>ÖN</sub> olmak üzere üç farklı test koşulunda da BTE model işlemci kullanıcılarından oluşan Araştırma Grubu I'de, OTE model işlemci kullanan Araştırma Grubu II'ye göre daha



düşük elde edilmiştir. Bu fark istatistiksel olarak GÖNKÖN ve GİLÖN koşulunda anlamlı elde edilmiştir. Her koşulda konuşma uyarınının önden sunulduğu ve koşullara göre gürültü uyarınının yön değiştirdiği düşünülduğünde, gürültünün kontralateralden sunulduğu koşulda başın gölge etkisi nedeniyle en kolay yanıt verilebilecek test koşulunu oluşturduğu düşünülmüştür. Bu durum OTE ve BTE konuşma işlemcilerinin arasındaki farkın da gölgelendiğini göstermektedir.

Çalışmamızda literatürdeki bulguları desteklemiş, HINT bulguları iki grup için kıyaslanmış ve BTE model konuşma işlemcisi kullanan katılımcı performansları OTE model konuşma işlemcisi kullanan katılımcılardan anlamlı derecede daha iyi elde edilmiştir. Kulak kanalı girişi ile mikrofon konumu arasındaki mesafe artışı, konuşmayı anlama performansı açısından düşük performans ile sonuçlanmaktadır. Bu bulgular, koklear implant kullanıcılarının gürültü varlığında OTE model konuşma işlemcisi kullandıkları durumda BTE model konuşma işlemcisi kullanımına kıyasla çok daha fazla zorluk yaşadıklarını göstermektedir. Bu nedenle OTE model konuşma işlemcisi kullanan kişilerde deri altına yerleştirilen iç parçadaki alıcının yeri oldukça önemlidir. Aksi halde, bu durum Kİ kullanıcıları için günlük yaşamda önemli farklılıklar yaratacaktır. Çalışmamızda katılımcıların deri altına yerleştirilen implant konumları optimum yerleşimde olup, tüm katılımcılar aynı cerrahi yöntem ile implante edilmiştir.

Çalışmamızın güçlü yönlerinden biri, ülkemizde aynı markaya ait farklı mikrofon konumlarına sahip konuşma işlemcisi modellerini hem lokalizasyon hem de gürültüde konuşmayı anlama açısından karşılaştıran ilk çalışma olmasıdır. Diğer bir güçlü yön ise katılımcıların değerlendirme esnasında kullandıkları implant programlama parametreleri aynıdır ve tüm işlemcilerde SCAN mod açık olarak değerlendirme yapılmıştır. Aynı zamanda iki araştırma grubu katılımcıları arasında, değişken özelliklerin test bulguları açısından farklılık oluşturmaması adına oldukça benzer demografik özelliklere sahip katılımcılar çalışmaya dahil edilmiş ve iki grup arasında değişken özellikler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı bulunmuştur.

Çalışmamızın limitasyonu her iki model konuşma işlemcisinin de aynı katılımcılar tarafından uzun süreli deneyimlenememesidir. Çalışmamızda aynı bireylerin hem kendi kullandıkları konuşma işlemcisiyle hem de diğer seçenek işlemci ile test edilmemesinin sebebi bu durumda da kişinin uzun zamandır kullanmakta olduğu ve alışkanlık gösterdiği kendi konuşma işlemcisi lehine yanıtlar verip, sonucu olumsuz etkilemesi ihtimalidir. Bu limitasyonun olabildiğince ortadan kaldırılabilmesi adına, her iki gruptaki katılımcıların birbiriyle yaş, koklear implant yaşı, koklear implant kullanım süresi, pre-op işitme cihazı kullanım süresi, işitsel deprivasyon süresi gibi değişkenleri eşlenerek seçilmiştir. Çalışmamızın örneklem büyüklüğü güç analizine göre belirlenmiş, ancak bazı test sonuçlarında istatistiksel anlamlılık açısından sınırlı kalmaktadır. Katılımcı sayısının arttırılması ile gruplar arası değerlendirilen becerilerin istatistiksel açıdan fark yaratabileceği düşünülmüştür.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada koklear implant kullanıcılarında BTE ve OTE konuşma işlemcilerindeki mikrofon pozisyonu farklılığının lokalizasyon ve gürültüde konuşmayı anlama becerisi üzerine etkisi arasındaki farklar araştırılmıştır.

Çalışmamız kapsamında BTE model konuşma işlemcisi kullanıcılarından oluşan Araştırma Grubu I ve OTE model konuşma işlemcisi kullanıcılarından oluşan Araştırma Grubu II olmak üzere iki farklı grup oluşturulmuş, lokalizasyon ve gürültüde konuşmayı anlama becerileri gruplar arası karşılaştırılmıştır. Çalışmamız ile elde edilen sonuçlar aşağıda sunulmuştur:

1. Çalışmamızda BTE ve OTE konuşma işlemcisi kullanıcıları arasında lokalizasyon becerisini değerlendiren test performanslarında anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Azimut ve ILD Lokalizasyon Testleri'nde BTE ve OTE konuşma işlemcisi kullanan Kİ kullanıcılarının performansları benzer bulunmuştur.
2. Çalışmamızda BTE ve OTE konuşma işlemcisi kullanıcıları arasında Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi sonuçları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmiştir. Kablosuz konuşma işlemcisi kullanan bireylerin gürültüde konuşmayı anlama performansları kulak arkası konuşma işlemcisi kullanan bireylerden anlamlı düzeyde iyi bulunmuştur.
3. Nucleus® 6 ve Nucleus® 7 model konuşma işlemcileri arasında Azimut Lokalizasyon, ILD Lokalizasyon ve Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi bulguları karşılaştırılmış ve sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmemiştir.
4. Katılımcıların işitsel deprivasyon süresi arttıkça üç farklı HINT koşulunda da SNR değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gözlemlenmiştir. İşitsel deprivasyon süresinin artması ile gürültüde anlama performansının düştüğü belirlenmiştir.

5. Katılımcıların koklear implant olma yaşları ile Azimut Lokalizasyon, ILD Lokalizasyon ve Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmemiştir.
6. Katılımcıların preoperatif işitme cihazı kullanım süreleri ile Azimut Lokalizasyon, ILD Lokalizasyon ve Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmemiştir.
7. Katılımcıların koklear implant kullanım süreleri ile Azimut Lokalizasyon, ILD Lokalizasyon ve Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmemiştir.

Daha geniş bir örneklem ile oluşturulacak çalışmanın çıktıları daha net ve verimli olacaktır. Yapılacak benzer çalışmalarda katılımcı sayısının arttırılarak bulguların karşılaştırılması önerilmektedir.

Çalışmamız ile benzer konuda yapılacak çalışmalar için aynı katılımcılar üzerinde 3 aylık deneme süresi ile OTE ve BTE model işlemci kullanımının deneyimlenmesi ardından performanslar kıyaslanabilir. Bu durumda katılımcılar her iki model işlemciyi de deneyimleyebileceği için subjektif olarak iki işlemci modeli arasında, farklı özellikler yönünden kıyaslama yapabileceklerdir. Katılımcıların subjektif kıyaslamaları bir anket ile değerlendirilebilir ve böylece objektif bulgular, subjektif bulgular ile zenginleştirilerek çok yönlü bir değerlendirme yapılabilir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Wolfe J, Schafer EC. Programming Cochlear Implants: Plural Publishing; 2014.
2. L. HM. Objective Measures in Cochlear Implants 2012.
3. Mauger SJ, Jones M, Nel E, Del Dot J. Clinical outcomes with the Kanso™ off-the-ear cochlear implant sound processor. *Int J Audiol.* 2017;56(4):267-76.
4. Holder JT, Taylor AL, Sunderhaus LW, Gifford RH. Effect of Microphone Location and Beamforming Technology on Speech Recognition in Pediatric Cochlear Implant Recipients. *J Am Acad Audiol.* 2020;31(7):506-12.
5. Flynn MC, Sadeghi A, Halvarsson G. Benefits of directional microphones and noise reduction circuits for improving Baha® hearing performance. *Cochlear Implants International.* 2011;12(sup1):S139-S41.
6. Stenfelt S. Bilateral fitting of BAHAs and BAHA fitted in unilateral deaf persons: acoustical aspects. *Int J Audiol.* 2005;44(3):178-89.
7. James CJ, Graham PL, Betances Reinoso FA, Breuning SN, Durko M, Huarte Irujo A, et al. The Listening Network and Cochlear Implant Benefits in Hearing-Impaired Adults. *Front Aging Neurosci.* 2021;13:589296-.
8. Yücel EA, Erdil A, Keleş N, Solmaz MA, Değer K. [Evaluation of hearing performance in cochlear implant patients]. *Kulak Burun Bogaz Ihtis Derg.* 2002;9(5):342-5.
9. Moon IS, Park S, Kim HN, Lee WS, Kim SH, Kim JH, et al. Is there a deafness duration limit for cochlear implants in post-lingual deaf adults? *Acta Otolaryngol.* 2014;134(2):173-80.
10. Nabelek AK, Pickett JM. Monaural and binaural speech perception through hearing aids under noise and reverberation with normal and hearing-impaired listeners. *J Speech Hear Res.* 1974;17(4):724-39.
11. Nelson PB, Jin SH, Carney AE, Nelson DA. Understanding speech in modulated interference: cochlear implant users and normal-hearing listeners. *J Acoust Soc Am.* 2003;113(2):961-8.
12. Balkany T, Hodges A, Menapace C, Hazard L, Driscoll C, Gantz B, et al. Nucleus Freedom North American clinical trial. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2007;136(5):757-62.
13. Cullington HE, Zeng FG. Speech recognition with varying numbers and types of competing talkers by normal-hearing, cochlear-implant, and implant simulation subjects. *J Acoust Soc Am.* 2008;123(1):450-61.
14. Wolfe J, Schafer EC, Heldner B, Mülder H, Ward E, Vincent B. Evaluation of speech recognition in noise with cochlear implants and dynamic FM. *J Am Acad Audiol.* 2009;20(7):409-21.
15. Dorman MF, Gifford RH, Spahr AJ, McKarns SA. The benefits of combining acoustic and electric stimulation for the recognition of speech, voice and melodies. *Audiol Neurootol.* 2008;13(2):105-12.
16. Middlebrooks JC, Green DM. Sound Localization by Human Listeners. *Annual Review of Psychology.* 1991;42(1):135-59.

17. Lopez-Poveda EA. Chapter 10 - Development of Fundamental Aspects of Human Auditory Perception. In: Romand R, Varela-Nieto I, editors. *Development of Auditory and Vestibular Systems*. San Diego: Academic Press; 2014. p. 287-314.
18. Kerber S, Seeber BU. Sound localization in noise by normal-hearing listeners and cochlear implant users. *Ear and hearing*. 2012;33(4):445-57.
19. Killan C, Scally A, Killan E, Totten C, Raine C. Factors Affecting Sound-Source Localization in Children With Simultaneous or Sequential Bilateral Cochlear Implants. *Ear Hear*. 2019;40(4):870-7.
20. Heutink F, Verbist BM, van der Woude W-J, Meulman TJ, Briare JJ, Frijns JHM, et al. Factors Influencing Speech Perception in Adults With a Cochlear Implant. *Ear and hearing*. 2021;42(4):949-60.
21. Turner CW, Gantz BJ, Vidal C, Behrens A, Henry BA. Speech recognition in noise for cochlear implant listeners: benefits of residual acoustic hearing. *J Acoust Soc Am*. 2004;115(4):1729-35.
22. Zhao EE, Dornhoffer JR, Loftus C, Nguyen SA, Meyer TA, Dubno JR, et al. Association of Patient-Related Factors With Adult Cochlear Implant Speech Recognition Outcomes: A Meta-analysis. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*. 2020;146(7):613-20.
23. Bayri M. Koklear implant kullanıcılarında kulak arkasına takılan ve takılmayan konuşma işlemcilerinin konuşmayı anlama performansı üzerine etkisi: Marmara Üniversitesi; 2018.
24. Dorman MF, Natale S, Loïselle L. Speech Understanding and Sound Source Localization by Cochlear Implant Listeners Using a Pinna-Effect Imitating Microphone and an Adaptive Beamformer. *J Am Acad Audiol*. 2018;29(3):197-205.
25. Baura G. *Medical Device Technologies A Systems Based Overview Using Engineering Standards*. Second Edition ed2021. 374-94 p.
26. Pickles JO. *An introduction to the physiology of hearing*. 2 ed1988.
27. Yatmaz C. *Wistar Albino Sıçanlarda Farklı Durumlarda Gürültü Maruziyetinin Odyolojik ve Histolojik Sonuçlarının Araştırılması: İstanbul Medipol Üniversitesi; 2021.*
28. Otte J, Schunknecht HF, Kerr AG. Ganglion cell populations in normal and pathological human cochleae. Implications for cochlear implantation. *Laryngoscope*. 1978;88(8 Pt 1):1231-46.
29. Spöndlin H. Retrograde degeneration of the cochlear nerve. *Acta Otolaryngol*. 1975;79(3-4):266-75.
30. Hartmann R, Kral A. Central Responses to Electrical Stimulation. 202004. p. 213-85.
31. Linthicum FH, Jr., Fayad J, Otto SR, Galey FR, House WF. Cochlear implant histopathology. *Am J Otol*. 1991;12(4):245-311.
32. Fayad J, Linthicum FH, Jr., Otto SR, Galey FR, House WF. Cochlear implants: histopathologic findings related to performance in 16 human temporal bones. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1991;100(10):807-11.
33. Cochlear Implants 2015 [Available from: <https://www.nidcd.nih.gov/health/cochlear-implants>].

34. Katz J. CM, English K., Hood L.J., Tillery K.L. Handbook of clinical audiology: Seventh edition 2014.
35. Gaylor JM, Raman G, Chung M, Lee J, Rao M, Lau J, et al. Cochlear implantation in adults: a systematic review and meta-analysis. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg.* 2013;139(3):265-72.
36. Sennaroğlu G, Batuk, M. Ö., Kaya, Ş. Koklear İmplantasyon: Odyolojik Değerlendirme, Preoperatif, İntraoperatif ve Postoperatif Takip. *Turkish Journal of Audiology and Hearing Research.* 2019.
37. Gisselsson L. Experimental investigation into the problem of humoral transmission in the cochlea. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1950;82:9-78.
38. Macherey O, Carlyon RP. Cochlear implants. *Curr Biol.* 2014;24(18):R878-r84.
39. Cooper H. Cochlear Implants: a practical guide 1991.
40. Çiçek Çınar B. İç Kulak Anomalisi Olan Koklear İmplant Kullanıcılarında Objektif Test Yöntemlerinin Karşılaştırılması. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2009.
41. [Available from: <https://www.lnh.edu.pk/Pages/Cochlear-Implant>.
42. Santarelli R, Magnavita V, De Filippi R, Ventura L, Genovese E, Arslan E. Comparison of speech perception performance between Sprint/Esprit 3G and Freedom processors in children implanted with nucleus cochlear implants. *Otol Neurotol.* 2009;30(3):304-12.
43. Valente M, Fabry DA, Potts LG. Recognition of speech in noise with hearing aids using dual microphones. *J Am Acad Audiol.* 1995;6(6):440-9.
44. Şahin M. İşitme Cihazlarında Binaural Yönsellik Özelliğinin Gürültüde Konuşmayı Anlama Üzerine Etkisinin İncelenmesi. Ankara 2021.
45. Ceulaer G, Pascoal D, Vanpoucke F, Govaerts P. The use of cochlear's SCAN and wireless microphones to improve speech understanding in noise with the Nucleus6® CP900 processor. *International Journal of Audiology.* 2017;56:1-7.
46. Plasmans A, Rushbrooke E, Moran M, Spence C, Theuwis L, Zarowski A, et al. A Multicentre Clinical Evaluation of Paediatric Cochlear Implant Users Upgrading to the Nucleus® 6 System. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology.* 2016;83.
47. Chung K, Zeng FG. Using hearing aid adaptive directional microphones to enhance cochlear implant performance. *Hear Res.* 2009;250(1-2):27-37.
48. Müller V, Krause J, Klünter HD, Streicher B, Lang-Roth R. Speech perception in noise and sound localization using different microphone modes in pediatric bilateral cochlear implant users. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology.* 2022;156:111117.
49. Dillier N, Lai WK. Speech Intelligibility in Various Noise Conditions with the Nucleus® 5 CP810 Sound Processor. *Audiology research.* 2015;5(2):132-.
50. McCreery RW, Venediktov RA, Coleman JJ, Leech HM. An evidence-based systematic review of directional microphones and digital noise reduction hearing aids in school-age children with hearing loss. *Am J Audiol.* 2012;21(2):295-312.
51. <https://www.audiologyonline.com/audiology-ceus/course/providing-some-direction-beamformers-explained-34071>. [
52. <https://www.cochlear.com/us/en/campaign/self-pay> [

53. Bayri M. Koklear İmplant Kullanıcılarında Kulak Arkasına Takılan ve Takılmayan Konuşma İşlemcilerinin Konuşmayı Anlama Performansı Üzerine Etkisi: Marmara Üniversitesi; 2018.
54. Papsin BC, Gordon KA. Cochlear implants for children with severe-to-profound hearing loss. *The New England journal of medicine*. 2007;357 23:2380-7.
55. <https://hearingreview.com/hearing-products/cochlear-launches-nucleus-6-cochlear-implant-system-in-canada> [
56. <https://silo.tips/download/nucleus-cp910-ve-cp920-ses-lemcisi-kullanc-klavuzu> [
57. Mauger SJ, Warren CD, Knight MR, Goorevich M, Nel E. Clinical evaluation of the Nucleus 6 cochlear implant system: performance improvements with SmartSound iQ. *Int J Audiol*. 2014;53(8):564-76.
58. Warren CD, Nel E, Boyd PJ. Controlled comparative clinical trial of hearing benefit outcomes for users of the Cochlear™ Nucleus® 7 Sound Processor with mobile connectivity. *Cochlear Implants Int*. 2019;20(3):116-26.
59. Hey M, Hocke T, Böhnke B, Mauger SJ. ForwardFocus with cochlear implant recipients in spatially separated and fluctuating competing signals - introduction of a reference metric. *Int J Audiol*. 2019;58(12):869-78.
60. <https://9lib.net/document/y960k2kl-nucleus-ses-i%CC%87%C5%9Flemcisi.html> [
61. <https://www.cochlear.com/us/en/home/products-and-accessories/cochlear-nucleus-system/nucleus-sound-processors/nucleus-7> [
62. Hersbach A, Arora K, Mauger S, Dawson P. Combining Directional Microphone and Single-Channel Noise Reduction Algorithms: A Clinical Evaluation in Difficult Listening Conditions With Cochlear Implant Users. *Ear and hearing*. 2012;33:e13-23.
63. <https://www.cochlear.com/mdr/en/home/products-and-accessories/cochlear-nucleus-system/nucleus-sound-processors/nucleus-kanso> [
64. <https://www.cochlear.com/tr/tr/home/products-and-accessories/cochlear-nucleus-system/nucleus-sound-processors/nucleus-kanso-2> [
65. Clause A, Sturm J, Altieri SC, Maricich SM, Kandler K. Chapter 9 - Development of Mammalian Primary Sound Localization Circuits. In: Romand R, Varela-Nieto I, editors. *Development of Auditory and Vestibular Systems*. San Diego: Academic Press; 2014. p. 249-85.
66. Mills AW. Lateralization of High-Frequency Tones. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1960;32(1):132-4.
67. Yost WA, Dye RH. Discrimination of interaural differences of level as a function of frequency. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1988;83(5):1846-51.
68. Goldberg JM, Brown PB. Response of binaural neurons of dog superior olivary complex to dichotic tonal stimuli: some physiological mechanisms of sound localization. *J Neurophysiol*. 1969;32(4):613-36.
69. Grothe B. The evolution of temporal processing in the medial superior olive, an auditory brainstem structure. *Progress in Neurobiology*. 2000;61(6):581-610.
70. Thompson AM, Schofield BR. Afferent projections of the superior olivary complex. *Microsc Res Tech*. 2000;51(4):330-54.



71. Roberts Michael T, Seeman Stephanie C, Golding Nace L. A Mechanistic Understanding of the Role of Feedforward Inhibition in the Mammalian Sound Localization Circuitry. *Neuron*. 2013;78(5):923-35.
72. van der Heijden M, Lorteije Jeannette AM, Plauška A, Roberts Michael T, Golding Nace L, Borst JGerard G. Directional Hearing by Linear Summation of Binaural Inputs at the Medial Superior Olive. *Neuron*. 2013;78(5):936-48.
73. Tsuchitani C. Functional organization of lateral cell groups of cat superior olivary complex. *Journal of Neurophysiology*. 1977;40(2):296-318.
74. Caird D, Klinke R. Processing of binaural stimuli by cat superior olivary complex neurons. *Exp Brain Res*. 1983;52(3):385-99.
75. Govaerts PJ, Daemers K, Yperman M, De Beukelaer C, De Saegher G, De Ceulaer G. Auditory speech sounds evaluation (A(section)E): a new test to assess detection, discrimination and identification in hearing impairment. *Cochlear Implants Int*. 2006;7(2):92-106.
76. Hagerman B. Sentences for testing speech intelligibility in noise. *Scand Audiol*. 1982;11(2):79-87.
77. Kalikow DN, Stevens KN, Elliott LL. Development of a test of speech intelligibility in noise using sentence materials with controlled word predictability. *J Acoust Soc Am*. 1977;61(5):1337-51.
78. 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 Hear*. 2013;34(2):203-12.
79. Nilsson M, Soli SD, Sullivan JA. Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. *J Acoust Soc Am*. 1994;95(2):1085-99.
80. Çekiç Ş. Gürültüde Konuşmayı Anlama Testi. Yüksek Lisans Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2006.
81. Joiko J, Bohnert A, Strieth S, Soli SD, Rader T. The German hearing in noise test. *Int J Audiol*. 2021;60(11):927-33.
82. Novelli CL, Carvalho NG, Colella-Santos MF. Hearing in Noise Test, HINT-Brazil, in normal-hearing children. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2018;84(3):360-7.
83. Myhrum M, Tvette OE, Heldahl MG, Moen I, Soli SD. The Norwegian Hearing in Noise Test for Children. *Ear Hear*. 2016;37(1):80-92.
84. Chen Y, Wong LLN. Development of the mandarin hearing in noise test for children. *Int J Audiol*. 2020;59(9):707-12.
85. Wong LLN, Chen Y, Leung KP. The Cantonese Hearing in Noise Test for Children. *Trends Hear*. 2019;23:2331216519837128.
86. Hjertman H, Hällgren M, Mäki-Torkko E, Stenfelt S. The Swedish hearing in noise test for children, HINT-C. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2021;141:110509.
87. Darouie A, Zamiri Abdollahi F, Joulaie M, Nik Nezhad S, Ahmadi T, Soli S. Development of the Farsi Hearing in Noise Test. *Int J Audiol*. 2020;59(2):148-52.
88. Abdel Rahman TT. Development and standardization of Arabic words in noise test in Egyptian children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2018;108:1-7.

89. Abel S, Giguère C, Consoli A, Papsin B. The effect of aging on horizontal plane sound localization. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2000;108:743-52.
90. Martin JS, Jerger JF. Some effects of aging on central auditory processing. *J Rehabil Res Dev*. 2005;42(4 Suppl 2):25-44.
91. Dobрева MS, O'Neill WE, Paige GD. Influence of aging on human sound localization. *J Neurophysiol*. 2011;105(5):2471-86.
92. Tun PA, Williams VA, Small BJ, Hafter ER. The effects of aging on auditory processing and cognition. *Am J Audiol*. 2012;21(2):344-50.
93. Moore BC, Vickers DA, Mehta A. The effects of age on temporal fine structure sensitivity in monaural and binaural conditions. *Int J Audiol*. 2012;51(10):715-21.
94. Füllgrabe C, Moore BCJ. The Association Between the Processing of Binaural Temporal-Fine-Structure Information and Audiometric Threshold and Age: A Meta-Analysis. *Trends Hear*. 2018;22:2331216518797259.
95. Gelfand SA. *Hearing: An introduction to psychological and physiological acoustics*: CRC Press; 2017.
96. 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;83:1508-16.
97. Badajoz-Davila J, Buchholz JM. Effect of Test Realism on Speech-in-noise Outcomes in Bilateral Cochlear Implant Users. *Ear Hear*. 2021;42(6):1687-98.
98. Bandeira M, Baumann U, Weißgerber T. [Impact of microphone position on sound localization in cochlear implant users]. *Laryngorhinootologie*. 2018;97(2):92-9.
99. Heutink F, Verbist BM, van der Woude WJ, Meulman TJ, Briaire JJ, Frijns JHM, et al. Factors Influencing Speech Perception in Adults With a Cochlear Implant. *Ear Hear*. 2021;42(4):949-60.
100. Holden LK, Reeder RM, Firszt JB, Finley CC. Optimizing the perception of soft speech and speech in noise with the Advanced Bionics cochlear implant system. *Int J Audiol*. 2011;50(4):255-69.
101. Blamey P, Arndt P, Bergeron F, Bredberg G, Brimacombe J, Facer G, et al. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants. *Audiol Neurootol*. 1996;1(5):293-306.
102. Blamey P, Artieres F, Başkent D, Bergeron F, Beynon A, Burke E, et al. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: an update with 2251 patients. *Audiol Neurootol*. 2013;18(1):36-47.
103. Cohen SM, Svirsky MA. Duration of unilateral auditory deprivation is associated with reduced speech perception after cochlear implantation: A single-sided deafness study. *Cochlear Implants Int*. 2019;20(2):51-6.
104. Medina MdM, Polo R, Gutierrez A, Muriel A, Vaca M, Perez C, et al. Cochlear Implantation in Postlingual Adult Patients With Long-Term Auditory Deprivation. *Otology & Neurotology*. 2017;38(8):e248-e52.
105. Sun Z, Seo JW, Park HJ, Lee JY, Kwak MY, Kim Y, et al. Cortical reorganization following auditory deprivation predicts cochlear implant performance in postlingually deaf adults. *Hum Brain Mapp*. 2021;42(1):233-44.

106. Svirsky MA, Lane H, Perkell JS, Wozniak J. Effects of short-term auditory deprivation on speech production in adult cochlear implant users. *J Acoust Soc Am.* 1992;92(3):1284-300.
107. Sorrentino F, Gheller F, Lunardi G, Brotto D, Trevisi P, Martini A, et al. Cochlear implantation in adults with auditory deprivation: What do we know about it? *Am J Otolaryngol.* 2020;41(2):102366.
108. Cosetti MK, Waltzman SB. Outcomes in cochlear implantation: variables affecting performance in adults and children. *Otolaryngol Clin North Am.* 2012;45(1):155-71.
109. Francis HW, Yeagle JD, Brightwell T, Venick H. Central effects of residual hearing: implications for choice of ear for cochlear implantation. *Laryngoscope.* 2004;114(10):1747-52.
110. Ito J, Sakakibara J, Iwasaki Y, Yonekura Y. Positron emission tomography of auditory sensation in deaf patients and patients with cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1993;102(10):797-801.
111. Mertens G, Hofkens A, Punte AK, De Bodt M, Van de Heyning P. Hearing performance in single-sided deaf cochlear implant users after upgrade to a single-unit speech processor. *Otol Neurotol.* 2015;36(1):51-60.
112. Wimmer W, Weder S, Caversaccio M, Kompis M. Speech Intelligibility in Noise With a Pinna Effect Imitating Cochlear Implant Processor. *Otol Neurotol.* 2016;37(1):19-23.
113. Pumford JM, Seewald RC, Scollie SD, Jenstad LM. Speech recognition with in-the-ear and behind-the-ear dual-microphone hearing instruments. *J Am Acad Audiol.* 2000;11(1):23-35.
114. Brimijoin WO, Whitmer WM, McShefferty D, Akeroyd MA. The effect of hearing aid microphone mode on performance in an auditory orienting task. *Ear Hear.* 2014;35(5):e204-12.
115. Festen JM, Plomp R. Speech-reception threshold in noise with one and two hearing aids. *J Acoust Soc Am.* 1986;79(2):465-71.
116. Shaw EA. Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane. *J Acoust Soc Am.* 1974;56(6):1848-61.
117. Wong LL, Keung SK. Adaptation of scoring methods for testing cochlear implant users using the Cantonese Hearing In Noise Test (CHINT). *Ear Hear.* 2013;34(5):630-6.
118. Sheffield SW, Haynes DS, Wanna GB, Labadie RF, Gifford RH. Availability of binaural cues for pediatric bilateral cochlear implant recipients. *J Am Acad Audiol.* 2015;26(3):289-98.

## 8. EKLER

## EK-1 Etik Kurul Onayı

## HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Koklear İmplant Kullanıcılarında Farklı Konuşma İşlemcisi Modellerinin Lokalizasyon ve Konuşmayı Anlama Becerileri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ	HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR KURULU 06100 Altındağ / ANKARA
	TELEFON	0312 305 3498
	FAKS	0312 310 0580
	E-POSTA	klinetik@hacettepe.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Levent SENNAROĞLU			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Kulak Burun Boğaz Hastalıkları			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Kulak Burun Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalı			
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 4	<input type="checkbox"/>		
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input checked="" type="checkbox"/>			
In vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	06.09.2021	V:2.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	06.09.2021	V:2.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	13.07.2021	V:1.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Mutlu HAYRAN

7

*Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.*

## HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Koklear İmplant Kullanıcılarında Farklı Konuşma İşlemcisi Modellerinin Lokalizasyon ve Konuşmayı Anlama Becerileri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi	
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU			
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama	
	SIGORTA	<input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>	13.07.2021 imza tarihli
	BIYOLOJİK MATERYAL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>	
	İLAN	<input type="checkbox"/>	
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>	
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>	
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2021/23-22 (KA-21101)	Toplantı Tarihi: 21.09.2021	
	Üniversitemiz Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. Levent SENNAROĞLU'nun sorumlu araştırmacısı olduğu, Prof. Dr. Merve BATUK'un danışmanlığını üstlendiği Eda YALÇINKAYA'nın yüksek lisans tezi olan (KA-21101) kayıt numaralı ve "Koklear İmplant Kullanıcılarında Farklı Konuşma İşlemcisi Modellerinin Lokalizasyon ve Konuşmayı Anlama Becerileri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi" başlıklı proje önerisine ait yukarıda bilgileri verilen belge ve dokümanlar; araştırmanın/çalışmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve bilgi edinilmiş olup, tıbbi etik açıdan uygun bulunmuştur.		
	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumundan izin alınması gerekmektedir.		

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU						
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik İy Klinik Uygulamaları Kılavuzu				
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. Mutlu HAYRAN				
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım*	İmza
Prof. Dr. Mutlu HAYRAN Başkan	Preventif Onkoloji	Hacettepe Ü. Kanser Enstitüsü	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Türkan ELDEM Başkan Yardımcısı	Farmasötik Biyoteknoloji	Hacettepe Ü. Ezc. F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Erdem KARABULUT (Bildirimlerden Sorumlu Üye)	Biyoistatistik	Hacettepe Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Murat YURDAKÖK	Çocuk Sağl. ve Hst. (Neonatoloji)	Hacettepe Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ayşe KÜÇÜKDEVECİ	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	Ankara Ü. Tıp F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mehmet UĞUR	Biyofizik	Ankara Ü. Tıp Fakültesi.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mehmet Hakan ÖZSOY	Ortopedi ve Travmatoloji	Memorial Ankara Hastanesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. M. Yıldırım SARA	Tıbbi Farmakoloji	Hacettepe Ü. Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Abdullah Cevdet AKMAN	Periodontoloji	Hacettepe Ü. Dış Hekimliği F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ömer DİZDAR	Medikal Onkoloji	Hacettepe Ü. Kanser Enstitüsü	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ali DÜZÖVA	Çocuk Sağl. ve Hst. (Nefroloji)	Hacettepe Ü. Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nuket ÖRNEK BÜKEN	Tıp Tarihi ve Etik	Hacettepe Ü. Tıp Fakültesi	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Uzm. Dr. Pınar GÜNER	Halk Sağlığı/Anestezi ve Reanimasyon	Hacettepe Ü. Kanser Enstitüsü	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Av. Meltem ONURLU	Avukat	Hacettepe Ü. Hukuk Müşavirliği	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	
Tuğba YILMAZ	Sivil Üye	Hacettepe Üniversitesi	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	

\*: Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Mutlu HAYRAN

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

## EK-2 Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu



T.C.  
SAĞLIK BAKANLIĞI  
Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu

Sayı : E-68869993-511.06-600698  
Konu : 2021-164(Onay)

22.11.2021

Sayın Prof. Dr. Levent SENNAROĞLU  
Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı  
Sıhhiye/ANKARA

İlgi : Kurum evrak kayıt 05.11.2021 tarihli ve E-61749811-000-1230917sayılı başvurunuz.

Sorumlu araştırmacısı olduğunuz, aşağıdaki tabloda bilgileri verilen ilgi klinik araştırma başvuru dosyası ve belgeler; araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak 06.09.2014 tarihli ve 29111 sayılı Resmî Gazete 'de yayımlanan Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği gereğince incelenmiş olup Uzmanlık Tezleri ve/veya Akademik Amaçlı Yapılacak Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Başvuru Formunda belirtilen merkezde araştırmanın başlaması uygun bulunmuştur.

Araştırmanın Adı	Koklear İmplant Kullanıcılarında Farklı Konuşma İşlemcisi Modellerinin Lokalizasyon ve Konuşmayı Anlama Becerileri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi
Koordinatör Merkez	Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi
Koordinatör / Sorumlu Araştırmacı	Prof. Dr. Levent SENNAROĞLU
Protokol tarihi / versiyon no	06.09.2021/2
BGOF tarihi / versiyon no	06.09.2021/2
ORF tarihi / versiyon no	13.07.2021/1
Araştırma Broşürü tarihi / versiyon no	-
Proje Yürütücüsü	-

Bu kapsamda yukarıda ayrıntıları verilen çalışma ile ilgili olarak;

- İthal edilecek araştırma cihazının ithalat izni için Kurumumuza müracaat edilmesi,
- CE işareti taşımayan klinik araştırma amaçlı cihazın araştırma haricinde kullanılmaması,
- Gönüllülerden alınan ve ülke dışına çıkarılacak olan numuneler için biyolojik materyal transfer formunda belirtilen şartların yerine getirilmesi,
- Araştırmanın başlamaması, iptali veya sonlandırılması halinde tarafımıza bilgi verilmesi,
- Araştırma süresince ortaya çıkan advers olayların/etkilerin tarafımıza bildirilmesi,

**Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.**

Belge Doğrulama Kodu: Z1AxZW56M0FyZ1AxS3k0RG83RG83

Belge Takip Adresi: <https://www.turkiye.gov.tr/saglik-titek-ebys>

Söğütözü Mahallesi, 2176.Sokak No:5 06520 Çankaya/ANKARA  
Telefon No: (0 312) 218 30 00 Faks No: (0 312) 218 34 60  
e-Posta: [halkla.ileskileri@titek.gov.tr](mailto:halkla.ileskileri@titek.gov.tr) İnternet Adresi: <https://www.titek.gov.tr>  
Kep Adresi: [titek@hs01.kep.tr](mailto:titek@hs01.kep.tr)





T.C.  
SAĞLIK BAKANLIĞI  
Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu

- Araştırmanın Helsinki Bildirgesi'nin son metni, İyi Klinik Uygulamalar İlkeleri ve ilgili mevzuata uygun olarak yürütülmesi,
- Araştırmada kullanılan her türlü araştırma ürününün ve ürünlerin kullanılmasına mahsus her türlü malzeme ile muayene, tetkik, tahlil ve tedavilerin bedeli için gönüllüden herhangi bir ücret talep edilmemesi,
- Araştırmaya ait yıllık bildirim formunun düzenli olarak Kurumumuza gönderilmesi,
- Sorumlu araştırmacı olarak yazımızın bir örneğinin ilgili etik kurula iletilmesi hususlarında bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Fatih TOPUZ  
Kurum Başkanı a.  
Daire Başkanı

**Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.**

Belge Doğrulama Kodu: Z1AxZW56M0FyZ1AxS3k0RG83RG83

Belge Takip Adresi: <https://www.turkiye.gov.tr/saglik-titck-ebys>

Söğütözü Mahallesi, 2176.Sokak No:5 06520 Çankaya/ANKARA

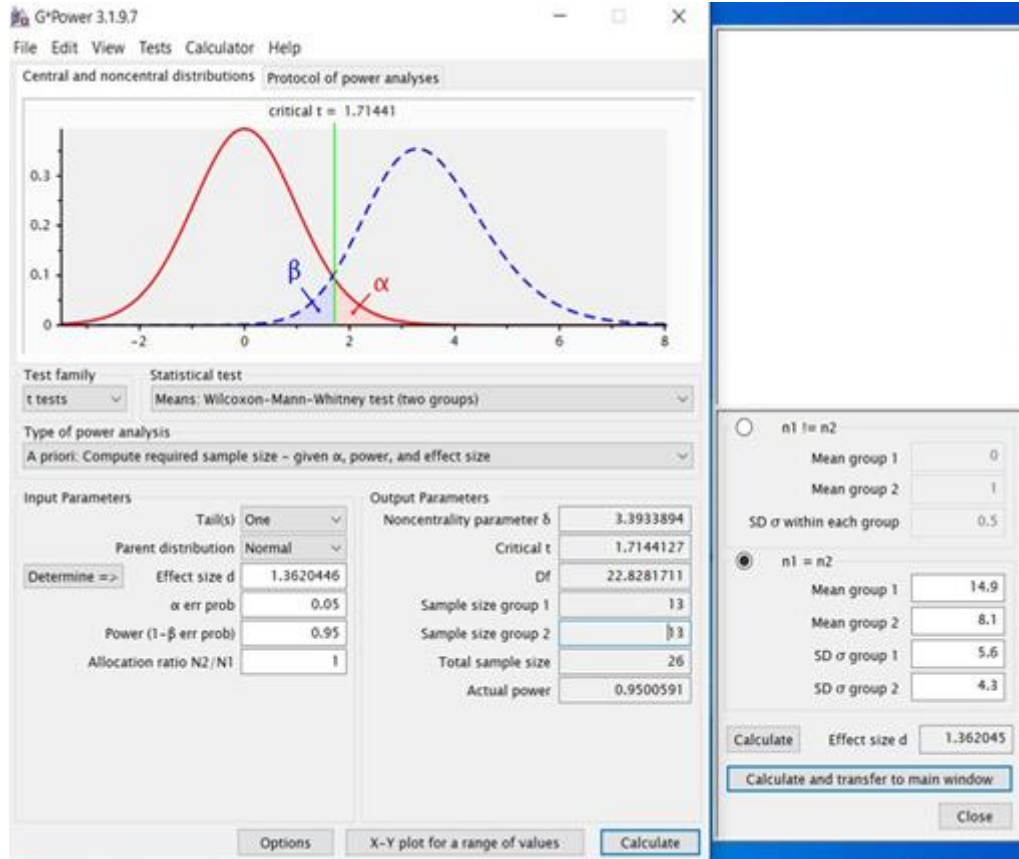
Telefon No: (0 312) 218 30 00 Faks No: (0 312) 218 34 60

e-Posta: [halkla.iliskiler@titck.gov.tr](mailto:halkla.iliskiler@titck.gov.tr) İnternet Adresi: <https://www.titck.gov.tr>

Keşif Adresi: [titck@hs01.kep.tr](mailto:titck@hs01.kep.tr)



## EK-3 Power Analiz Sonuçları





## EK-4 Olgu Rapor Formu

### OLGU RAPOR FORMU

Yaş:

Cinsiyet:

İşitme Kaybının etyolojisi:

İşitme Kaybının Süresi:

Pre-op işitme cihazı kullanım süresi:

İmplantasyon yaşı:

Koklear İmplant Kullanım Süresi:

Konuşma işlemcisi tipi:

Koklear implant marka/model:

HINT Değerlendirme Sonuçları

	GONKÖN	GRKÖN	GRİKÖN
Kulak Arkası İşlemci kullanıcıları			
Kablosuz İşlemci kullanıcıları			

Lokalizasyon Testi Sonuçları

	Azimet	ILD
Kulak Arkası İşlemci kullanıcıları		
Kablosuz İşlemci kullanıcıları		

## EK-5 Orijinallik Ekran Çıktısı

3.08.2022 14:38

Turnitin

Turnitin Orijinallik Raporu					
İşleme kodu: 03-Ağu-2022 14:37 +03 NUMARA: 1878406750 Kelime Sayısı: 13126 Gönderildi: 1	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Benzerlik Endeksi</th> <th>Kaynağa göre Benzerlik</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>%6</td> <td>           Internet Sources: %5            Yayınlar: %2            Öğrenci Ödevleri: %2         </td> </tr> </tbody> </table>	Benzerlik Endeksi	Kaynağa göre Benzerlik	%6	Internet Sources: %5 Yayınlar: %2 Öğrenci Ödevleri: %2
Benzerlik Endeksi	Kaynağa göre Benzerlik				
%6	Internet Sources: %5 Yayınlar: %2 Öğrenci Ödevleri: %2				
KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARINDA FARKLI KONUŞMA İŞLEMCİ MODELLERİNİN LOKALİZASYON VE GÜRÜLTÜDE KONUŞMAYI ANLAMA BECERİLERİ ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ Eda Yalçınkaya tarafından					
1% match (26-Haz-2019 tarihli öğrenci ödevleri)					
Sınıf: MS Tez Selvet Ödev: Selvet MS Tez Ödev Numarası: <a href="#">1147172214</a>					
< 1% match (17-Tem-2021 tarihli internet) <a href="https://docplayer.biz.tr/202974819-Davet-saygideger-meslektaşlarımız.html">https://docplayer.biz.tr/202974819-Davet-saygideger-meslektaşlarımız.html</a>					
< 1% match (18-Şub-2022 tarihli internet) <a href="http://docplayer.biz.tr/59846858-Erken-donem-koklear-implantasyonda-zamansal-isleme-fonksiyonlarının-degerlendirilmesi.html">http://docplayer.biz.tr/59846858-Erken-donem-koklear-implantasyonda-zamansal-isleme-fonksiyonlarının-degerlendirilmesi.html</a>					
< 1% match (21-Ağu-2021 tarihli internet) <a href="http://docplayer.biz.tr/13571388-Otoskleroz-cerrahisinde-fonksiyonel-sonuclarimiz.html">http://docplayer.biz.tr/13571388-Otoskleroz-cerrahisinde-fonksiyonel-sonuclarimiz.html</a>					
< 1% match (21-May-2022 tarihli internet) <a href="http://docplayer.biz.tr/12705394-Ladik-golu-samsun-turkiye-ndeki-tatlisu-levregi-perca-fluviatilis-l-1758-populasyonunun-bazi-ureme-ozellikleri.html">http://docplayer.biz.tr/12705394-Ladik-golu-samsun-turkiye-ndeki-tatlisu-levregi-perca-fluviatilis-l-1758-populasyonunun-bazi-ureme-ozellikleri.html</a>					
< 1% match (24-Kas-2021 tarihli internet) <a href="https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/1878297">https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/1878297</a>					
< 1% match (27-Eki-2021 tarihli internet) <a href="https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/388717">https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/388717</a>					
< 1% match (21-Mar-2022 tarihli internet) <a href="https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/1879275">https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/1879275</a>					
< 1% match (09-May-2019 tarihli internet) <a href="https://dergipark.org.tr/download/issue-file/8806">https://dergipark.org.tr/download/issue-file/8806</a>					
< 1% match (26-Haz-2019 tarihli öğrenci ödevleri) Sınıf: MS Tez Selvet Ödev: Selvet MS Tez Ödev Numarası: <a href="#">1147171735</a>					
< 1% match (08-Oca-2022 tarihli internet) <a href="https://gavispapel.gelisim.edu.tr/Document/aozer/20210330000516304_8b39ef46-e051-47f5-b98b-a3dd6f5190b9.pdf">https://gavispapel.gelisim.edu.tr/Document/aozer/20210330000516304_8b39ef46-e051-47f5-b98b-a3dd6f5190b9.pdf</a>					
< 1% match (23-Nis-2022 tarihli internet) <a href="https://www.cochlear.com/tr/tr/home/products-and-accessories/cochlear-nucleus-system/nucleus-sound-processors/nucleus-kanso-2">https://www.cochlear.com/tr/tr/home/products-and-accessories/cochlear-nucleus-system/nucleus-sound-processors/nucleus-kanso-2</a>					
< 1% match (11-Tem-2021 tarihli internet) <a href="http://nek.istanbul.edu.tr:4444/ekos/TEZ/45401.pdf">http://nek.istanbul.edu.tr:4444/ekos/TEZ/45401.pdf</a>					
< 1% match (03-Mar-2022 tarihli internet) <a href="http://nek.istanbul.edu.tr:4444/ekos/TEZ/44928.pdf">http://nek.istanbul.edu.tr:4444/ekos/TEZ/44928.pdf</a>					
< 1% match (23-Oca-2022 tarihli internet) <a href="http://nek.istanbul.edu.tr:4444/ekos/TEZ/47024.pdf">http://nek.istanbul.edu.tr:4444/ekos/TEZ/47024.pdf</a>					
< 1% match (21-Haz-2020 tarihli internet) <a href="http://www.tjaudiologvandhear.com/PDF/C2S2/TJAJHR_c2s2_48-52.pdf">http://www.tjaudiologvandhear.com/PDF/C2S2/TJAJHR_c2s2_48-52.pdf</a>					
< 1% match (07-Ara-2021 tarihli internet) <a href="https://dspace.gazi.edu.tr/bitstream/handle/20.500.12602/296047/emine_dereli_10366823_tez.pdf?isAllowed=y&amp;sequence=1">https://dspace.gazi.edu.tr/bitstream/handle/20.500.12602/296047/emine_dereli_10366823_tez.pdf?isAllowed=y&amp;sequence=1</a>					
< 1% match (04-May-2022 tarihli internet) <a href="https://core.ac.uk/display/233004366">https://core.ac.uk/display/233004366</a>					
< 1% match (18-Nis-2022 tarihli internet) <a href="https://core.ac.uk/display/228331537">https://core.ac.uk/display/228331537</a>					
< 1% match (31-May-2020 tarihli öğrenci ödevleri) Submitted to Ege Üniversitesi on 2020-05-31					
< 1% match () Arráez Vera, Graciela. "Estudio exploratorio del cuestionario SHQ sobre habilidades auditivas espaciales en personas con prótesis auditivas y su relación con variables personales y audiológicas", "Universidad de Alicante Servicio de Publicaciones", 2019					
< 1% match (14-Ağu-2018 tarihli internet) <a href="https://www.jea.com/Pdf/Download/12884922665">https://www.jea.com/Pdf/Download/12884922665</a>					

## EK-6 Dijital Makbuz

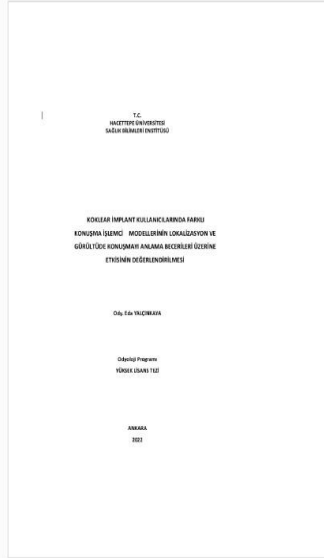


## Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Eda Yalçinkaya  
Ödev başlığı: Eda Sınav Sonrası  
Gönderi Başlığı: KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARINDA FARKLI KONUŞMA İŞL...  
Dosya adı: YL\_TEZ\_SON\_turnitin\_i\_in.docx  
Dosya boyutu: 2.24M  
Sayfa sayısı: 70  
Kelime sayısı: 13,126  
Karakter sayısı: 92,781  
Gönderim Tarihi: 03-Ağu-2022 02:36ÖS (UTC+0300)  
Gönderim Numarası: 1878406750



## 9. ÖZGEÇMİŞ

EDA YALÇINKAYA