

**T. C.
İSTANBUL GELİŞİM ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

Odyoloji Anabilim Dalı

**BİMODAL KOKLEAR İMPLANT
KULLANICILARINDA, SİNYAL İŞLEME ZAMAN
SENKRONİZASYONUNUN GÜRÜLTÜDE KONUŞMAYI
AYIRT ETMEYE ETKİSİ**

Yüksek Lisans Tezi

Esat ALKAYA

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Nebi Mustafa GÜMÜŞ

İstanbul – 2022

TEZ TANITIM FORMU

Yazar Adı Soyadı : Esat ALKAYA

Tezin Dili : Türkçe

Tezin Adı : Bimodal Koklear İmplant Kullanıcılarında, Sinyal İşleme Zaman Senkronizasyonunun Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etmeye Etkisi

Enstitü : İstanbul Gelişim Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Anabilim Dalı : Odyoloji

Tezin Türü : Yüksek Lisans

Tezin Tarihi : 31/01/2022

Sayfa Sayısı : 112

Tez Danışmanı : Dr. Öğr.Üyesi Nebi Mustafa GÜMÜŞ

Dizin Terimleri : Koklear implant, işitme cihazı, bimodal uyarım, Tam Bimodal Senkronizasyon, Türkçe matriks testi

Türkçe Özet : Bu çalışmanın amacı bimodal Koklear İmplant kullanıcılarında sinyal işleme zaman senkronizasyonun, gürültüde konuşmayı ayırt etmeye etkisinin araştırılmasıdır.

Dağıtım Listesi : 1. İstanbul Gelişim Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsüne
2. YÖK Ulusal Tez Merkezine

İmzası

Esat ALKAYA

**T. C.
İSTANBUL GELİŞİM ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

Odyoloji Anabilim Dalı

**BİMODAL KOKLEAR İMPLANT
KULLANICILARINDA, SİNYAL İŞLEME ZAMAN
SENKRONİZASYONUNUN GÜRÜLTÜDE KONUŞMAYI
AYIRT ETMEYE ETKİSİ**

Yüksek Lisans Tezi

Esat ALKAYA

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Nebi Mustafa GÜMÜŞ

İstanbul – 2022

BEYAN

Bu tezin tamamen kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazıma kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi ve tez çalışması sırasında faydalandığım diğer tüm bilgi ve yorumlara da kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Esat ALKAYA

.../.../2022



İSTANBUL GELİŞİM ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Esat Alkaya'nın "Bimodal Koklear İmplant Kullanıcılarında, Sinyal İşleme Zaman Senkronizasyonun Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etmeye Etkisi" adlı tez çalışması, jürimiz tarafından Odyoloji anabilim dalında YÜKSEK LİSANS tezi olarak kabul edilmiştir.

İmza

Başkan *Dr. Öğr. Üyesi Nebi Mustafa GÜMÜŞ*
(Danışman)

İmza

Üye *Dr. Öğr. Üyesi Selva ZEREN*

İmza

Üye *Dr. Öğr. Üyesi Fatih BAL*

ONAY

Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

... / ... / 20..

İmzası

Prof. Dr. İzzet GÜMÜŞ

Enstitü Müdürü

ÖZET

İşitme kaybının rehabilite edilmesinde kullanılan işitme cihazı amplifikasyonu ve koklear implant uygulaması geliştirilen yeni teknolojiler sayesinde, kullanıcının işitsel ve konuşmayı algılama performansını artırmaktadır.

Bimodal kullanıcıların binaural işitmenin sunduğu avantajlardan yararlandığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Bu avantajlar her bireyde farklı olabilmektedir. Bunun nedenlerinden biri implante olmayan kulakta var olan rezidüel işitme miktarı ile açıklanmaktadır.

Bimodal kullanımda ortaya çıkan sorunlardan bir tanesi bu iki farklı uygulamadan kaynaklı gecikme uyumsuzluğudur. Bu gecikme uyumsuzluğu süresi 3 ile 11ms arasında değişebilmektedir.

MED-EL koklear implant teknolojisi yeni işlemci modellerinde kullandığı Tam Bimodal Senkronizasyon özelliği ile işitme cihazında sinyal işleme gecikme uyumsuzluğundan kaynaklanan probleme çözüm aramaktadır. Çalışmamızda Tam Bimodal Senkronizasyon modunun gürültüde konuşmayı ayırt etmeye etkisi değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda koklear implantlı, bimodal ve Tam Bimodal Senkronizasyon modunda Türkçe Matriks Testi ile değerlendirme yapıldı. Elde edilen kritik Sinyal Gürültü Oranı(SGO) değerleri karşılaştırıldığında; bimodal uyarım ile koklear implantlı kullanım arasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıktı ($p<0,01$). Bu sonuçlar literatür de yapılan çalışmaları desteklemektedir. Bimodal uyarım ile Tam Bimodal Senkronizasyon modunda elde edilen kritik SGO değerleri karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmadı($p=0,204$; $p>0,05$). Ancak Tam Bimodal Senkronizasyon modundaki kritik SGO değerleri bimodal uyarıma göre düşük elde edildi (Koklear implantlı kritik SGO: $18,14\pm 12,89$, Bimodal kritik SGO: $9,49\pm 12,25$, Tam Bimodal Senkronizasyon modunda kritik SGO: $6,26\pm 8,45$).

Tam Bimodal Senkronizasyon modunda serbest alanda sessizlikte yapılan Konuşmayı Ayırtetme(Speech Diskriminasyon=SD) testinden elde edilen skorlar, koklear implantlı ve bimodal uyarımda yapılan SD skorları ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark çıktı ($p=0,001$; $p<0,01$). Tam Bimodal Senkronizasyon

modunda SD skorlarının yükseldiği gözlemlendi. Aynı şekilde koklear implantlı ve bimodal uyarımda yapılan SD skorları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark çıktı($p=0,001$; $p<0,01$).

Çalışmanın sonuçları gürültüde ve sessizlikte Tam Bimodal Senkronizasyon modunun konuşmayı ayırt etme yeteneğini artırdığı yönündedir. Ancak çalışmadaki sınırlılıklar nedeniyle daha fazla araştırmanın yapılması gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Koklear implant, işitme cihazı, bimodal uyarım, Tam Bimodal Senkronizasyon, kritik SGO, Türkçe matris testi



SUMMARY

Hearing aid amplification and cochlear implant application, which are used in the rehabilitation of hearing loss, increase the auditory and speech perception performance of the user, thanks to the new technologies developed.

Studies have shown that bimodal users benefit from the benefits of binaural hearing. These advantages may be different for each individual. One of the reasons for this is explained by the amount of residual hearing present in the non-implanted ear.

One of the problems that arise in bimodal use is the delay incompatibility caused by these two different applications. This delay mismatch time can vary between 3 and 11ms.

MED-EL cochlear implant technology seeks a solution to the problem caused by signal processing delay incompatibility in hearing aids with the Full Bimodal Synchronization feature used in new processor models. In our study, the effect of Full Bimodal Synchronization mode on speech discrimination in noise was evaluated.

In our study, the evaluation was performed with Turkish Matrix Test in cochlear implant, bimodal and Full Bimodal Synchronization mode. When the obtained critical Signal to Noise Ratio (SNR) values are compared; There was a statistically significant difference between bimodal stimulation and use with cochlear implants ($p < 0.01$). These results support the studies in the literature. When the critical SNR values obtained in Bimodal stimulation and Full Bimodal Synchronization mode were compared, no statistically significant difference was found ($p = 0.204$; $p > 0.05$). However, the critical SNR values in the Full Bimodal Synchronization mode were obtained lower than in bimodal stimulation (Critical SNR with cochlear implants: 18.14 ± 12.89 , Bimodal critical SNR: 9.49 ± 12.25 , Critical SNR in the Full Bimodal Synchronization mode: 6.26 ± 8.45).

The scores obtained from the Speech Discrimination test (SD), which was performed in quietness in free field in Full Bimodal Synchronization mode, showed a statistically significant difference compared to the SD scores performed with cochlear implants and bimodal stimulation ($p = 0.001$; $p < 0.01$). It was observed that SD scores increased in the Full Bimodal Synchronization mode. In the same way, there was a

statistically significant difference when the SD scores of cochlear implant and bimodal stimulation were compared($p=0.001$; $p<0.01$).

The results of the study are that the Full Bimodal Synchronization mode in noise and quietness increases the ability to discrimination speech. However, due to limitations in the study, further research needs to be done.

Keywords: Cochlear implant, hearing aid, bimodal stimulation, Full Bimodal Synchronization, kritik Signal Noise Ratio, Turkish matrix test



İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
SUMMARY	iii
İÇİNDEKİLER.....	v
KISALTMALAR.....	viii
TABLolar LİSTESİ	x
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
ÖNSÖZ	xii
GİRİŞ.....	1

BİRİNCİ BÖLÜM GENEL BİLGİLER

1.1. İşitme Sistemi Fizyolojisi	2
1.2. İşitme Sistemi Anatomisi	3
1.2.1. Dış Kulak.....	3
1.2.2. Orta Kulak	4
1.2.3. İç Kulak	4
1.2.3.1. Dış Tüylü Hücreler	6
1.2.3.2. İç Tüylü Hücreler.....	6
1.2.3.3. Spiral Ganglion.....	7
1.2.3.4. Stria Vascularis.....	8
1.2.3.5. Spiral Ligament	10
1.2.3.6. Koklear Sinir	10
1.2.3.7. Santral Sinir Sistemi	11
1.3. İşitme Kayıpları ve Tedavi Yaklaşımları.....	11
1.3.1. İşitme Kaybı	11
1.3.2. İşitme Kaybının Tipleri	13
1.3.2.1. İletim Tip İşitme Kaybı(İTİK).....	14
1.3.2.2. Mikst Tip İşitme Kaybı	14
1.3.2.3. Sensörinöral Tip İşitme Kaybı(SNİK).....	14
1.3.2.4. Santral Tip İşitme Kaybı	15
1.1.1.5. Fonksiyonel Tip İşitme Kaybı	15
1.1.1.6. İletim ve Mikst Tip İşitme Kayıplarında Tedavi Yaklaşımları	16
1.1.1.7. SNİK Tedavi Yöntemleri.....	16
1.3.3 İşitme Cihazı.....	17
1.3.4 Koklear İmplant.....	18
1.4. Koklear İmplantın Parçaları.....	20

1.5.	Koklear İmplantın Çalışma Prensibi	22
1.6.	Koklear İmplant Programlama	22
1.6.1.	Programlama Süreci	23
1.6.1.1	Telemetrik ölçümler	23
1.7.	Kİ Kriterleri	25
1.8.	Bimodal İşitme	25
1.8.1.	İnteraural Zaman Farklılıkları(İnteraural Time Differences-ITD)	26
1.8.2.	İnteraural Seviye Farklılıkları(İnteraural Level Differences-ILD).....	27
1.8.3.	İşitme Cihazlarında Kompresyon Sistemleri	28
1.8.3.1.	Alçak seviye kompresyon(Low-level compression):	28
1.8.3.2.	Yüksek seviye kompresyon(High-Level compression):.....	28
1.8.3.3.	Geniş dinamik aralık kompresyon(wide dynamic range compresion-WDRC):	28
1.8.3.4.	Kompresyonun faydaları	28
1.8.3.5.	Kompresyonun dezavantajları	29
1.8.3.6.	Kompresörün temel özellikleri	29
1.8.3.7.	Attack time(AT=Başlangıç Zamanı)	29
1.8.3.8.	Release time(RT=Bırakma Zamanı).....	29
1.8.4.	İşitme Cihazlarının İşleme Gecikme Süreleri.....	30
1.8.4.1.	MED-EL ve bimodal işitme teknolojisi.....	32
1.8.4.2.	Tam Bimodal Senkronizasyonun Faydaları	32
1.8.5.	Gürültüde Konuşmayı Anlama.....	34
1.8.6.	Sinyal Gürültü Oranı(Signal Noise Ratio=SNR)	34
1.9.	Türkçe Matriks Testi	35
1.10.	Konuşma, Uzaysal Algı ve İşitme Kalitesi Ölçeği(KUİK)-Ek 2.....	36
1.10.1.	1.Bölüm: Konuşma Algısı	36
1.10.2.	2.Bölüm: Uzaysal Algı	37
1.10.3.	3.Bölüm: İşitme Kalitesi:.....	37
1.10.4.	Genel KUİK Skoru	37

İKİNCİ BÖLÜM

MATERYAL METOD

2.1.	Bireyler	38
2.2.	Metod.....	38
2.2.1.	KUİK Ölçeği	39
2.2.2.	Odyolojik Değerlendirme	39
2.2.3.1.	Timpanometri	39
2.2.3.2.	Saf Ses Odyometrisi	39
2.2.3.3.	Konuşma Odyometrisi	40
2.2.3.4.	Serbest Alan Odyometrisi.....	40
2.2.3.	Türkçe Matriks Testi	40

2.3. İstatistiksel İncelemeler	42
--------------------------------------	----

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

BULGULAR

TARTIŞMA.....	53
SONUÇLAR.....	58
KAYNAKLAR.....	59
EKLER	75



KISALTMALAR

Kİ	:	Koklear İmplant
TMT	:	Türkçe Matriks Testi
İTİK	:	İletim Tip İşitme Kaybı
SNİK	:	Sensörinöral İşitme Kaybı
MRG	:	Manyetik Rezonans İmaging
BT	:	Bilgisayarlı Tomografi
TL	:	Threshold Level
MCL	:	Most Comfortable Level
eCAP	:	Electrically Compound Action Potential(Elektriksel Uyarılmış Birleşik Aksiyon Potansiyeli)
eABR	:	Electrically Auditory Brainstem Response
eSRT	:	Electrically Stapes Reflex Threshold(Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleks Eşiği)
Hz	:	Hertz
dB	:	desibel
M	:	Musculus
N	:	Nervus
U.S. FDA	:	United States Food and Drug Administration
CROS:	:	Contralateral Routing of Signals(Sinyallerin Karşı Tarafa Yönlendirilmesi)
BİCROS	:	Bilateral Contralateral Routing of Signals (Çift Taraflı Sinyallerin Karşı Kulağa Yönlendirilmesi)
AB	:	Advenced Bionics
ITD	:	İnteraural Time Differences(İnteraural Zaman Farklılıkları)

ILD	:	İnteraural Level Differences(İnteraural Level Farklılıkları)
TFS	:	Temporal Fine Structure(Zamansal İnce Yapı)
ENV	:	Envelope(Zamansal Zarf)
IEC	:	İnternational Electrotechnical Commission
ANSI	:	American National Standards Institute
SPL	:	Sound Pressure Level
SNR-SGO	:	Signal Noise Ratio-Sinyal Gürültü Oranı
OMA	:	Oldenburg Measurement Application
SUT	:	Sağlık Uygulama Tebliği
KUIK	:	Konuşma, Uzaysal Algı ve İşitme Kalitesi Ölçeği=Speech Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ)
SD	:	Konuşmayı Ayırtetme(Speech Discrimination)
UCL	:	Uncomfortable Level(Rahatsız Edici Ses Seviyesi)
KAE	:	Konuşmayı Alma Eşiği(Speech Recognition Threshold=SRT)
NCSS	:	Number Cruncher Statistical System

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 1. İşitme kaybı için risk faktörleri	12
Tablo 2. Patolojinin yerleştiği yere göre işitme kayıpları	13
Tablo 3. İşitme cihazı tipleri.....	17
Tablo 4. Tanımlayıcı özelliklerin dağılımı	43
Tablo 5. İşitme cihazı tarafındaki saf ses odyometri eşikleri	45
Tablo 6. Saf ses odyometri eşiklerinin yaş ile ilişkisi	46
Tablo 7. KUIK ölçeği puanlarının dağılımı	47
Tablo 8. KUIK ölçeğinin koklear implant ve işitme cihazı deneyim süreleri ile ilişkisi	48
Tablo 9. Uyarım moduna göre serbest alan işitme eşikleri	49
Tablo 10. Türkçe matriks testi SNR değerleri (50% threshold (dB)).....	51

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Kulak anatomisi	2
Şekil 2. Koklear anatomisi	5
Şekil 3. Corti organı	7
Şekil 4. Stria vasculari	9
Şekil 5. Kulak anatomisi	13
Şekil 6. Koklear implant	19
Şekil 7. Koklear implantın dış parçaları	21
Şekil 8. Koklear implantın iç parçaları	21
Şekil 9. eCAP	24
Şekil 10. A:Giriş seviyesi, B:Kazancı, C:Çıkış. Gölge alanlar: AT ve RT.	30
Şekil 11. İşitme cihazı işleme geciktirmesini eşleştirme	30
Şekil 12. Tam Bimodal Senkronizasyon özelliğinin yazılım görüntüsü	32
Şekil 13. MED-EL marka Sonnet 2 konuşma işlemcisi	33
Şekil 14. MED-EL marka Rondo 3 konuşma İşlemcisi.....	34
Şekil 15. Türkçe matriks test düzeneği	41
Şekil 16. Türkçe matriks testi ölçüm protokolü.....	41
Şekil 17. Koklear implant dağılımı	44
Şekil 18. Koklear implant ve işitme cihazı deneyim sürelerinin dağılımı	44
Şekil 19. İşitme cihazı taraf dağılımı	45
Şekil 20. İşitme cihazı tarafına göre saf ses odyometri eşikleri.....	46
Şekil 21. KUIK ölçeği skorlarının dağılımı	48
Şekil 22. Uyarım moduna göre serbest alan işitme eşikleri.....	50
Şekil 23. Uyarım moduna göre konuşma testleri(SD) dağılımı.....	51
Şekil 24. Türkçe matriks testi kritik SNR dağılımı	52

ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim ve tezimin hazırlanması sürecinde desteğini esirgemeyen, fikirlerini, düşüncelerini, mesleki bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan, hoşgörüsünü ve güler yüzünü eksik etmeyen danışmanım **Dr. Öğr.Üyesi Nebi Mustafa Gümüş'e**,

Eğitim ve tezimi hazırlama sürecinde klinikte verdiği destekler için hocam ve klinik şefim **Prof. Dr. Özgür Yiğit'e**,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve desteklerini benden esirgemeyen hocam **Prof. Dr. Ahmet Ataş'a**,

Tezimin hazırlanması sürecinde her konuda bana yardımcı olan, bilgi ve tecrübesinden sürekli destek aldığım **Dr. Ody. Eyüp Kara'ya**,

Tez çalışmamın başlangıcından sonuna kadar desteğini ve akademik bilgisini esirgemeyen arkadaşım ve dostum **Uzm. Ody. Levent Küfeciler'e**,

Tezim için her türlü desteğini ve ekipman konusunda yardımlarını esirgemeyen arkadaşım **Ody.Sami Aktaş'a ve Ear Teknik Firmasına**,

Yine tezimin hazırlanma sürecinde verdiği destekler için ve ekipman konusunda yardımcı olan arkadaşım **Uzm. Ody. Muammer Gültekin'e ve Meders Firması'na**,

İstanbul Eğitim ve Araştırması Hastanesi odyoloji ekibine,

Eğitimim boyunca hep yanımda olan, manevi desteğini hiç esirgemeyen ve beni büyük bir sabırla destekleyen sevgili eşim **Emel Alkaya'ya** ve varlıklarıyla bana güç veren çocuklarıma

En içten saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Esat Alkaya

GİRİŞ

İşitme kaybı, birçok faktöre bağlı olarak prenatal, perinatal veya postnatal dönemde ortaya çıkabilmektedir. Ortaya çıkan işitme kaybının tedavi edilmesinde cerrahi veya cerrahi olmayan seçenekler uygulanarak, hasta rehabilite edilmektedir.

Bu seçeneklerden en çok tercih edilenler işitme cihazı amplifikasyonu ve koklear implant uygulamasıdır. İşitme cihazı amplifikasyonu cerrahi bir prosedür içermezken, Kİ uygulaması cerrahi bir prosedür içerir.

Ancak işitme cihazı uygulamasının bazı sınırlılıkları mevcuttur. İleri ve çok ileri derece işitme kayıpları hastanın amplifikasyona en çok ihtiyaç duyduğu ancak en az faydayı sağladığı durumlardır. İşitme cihazının yeterli olmadığı ileri ve çok ileri derecede işitme kayıplarında Kİ alternatif bir tedavi seçeneği sağlamaktadır(Lally et al., 2019). Kİ, ileri ve çok ileri derecedeki işitme kayıplarında hastalara işitme ve konuşma algılama noktasında daha bir performans elde etmelerini sağlamaktadır(Zhou et al., 2020).

Tek taraflı Kİ kullanıcıları implante olmayan kulaktaki rezidüel işitmeyi, işitme cihazı ile birleştirerek binaural işitmenin avantajlarından yararlanmaktadır. Bir kulakta Kİ, karşı kulakta işitme cihazından oluşan kombinasyon, bimodal dinleme olarak ifade edilmektedir.

Bimodal uyarımın hastaya avantajlar sağladığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Bu kombinasyon da ortaya çıkan en önemli sorunlardan bir tanesi işleme gecikme uyumsuzluğudur. Gelişen Kİ sistemi teknolojisi ile bu soruna çözüm aranmaktadır. İşitme cihazı işleme gecikme uyumsuzluğu sorununu çözmek için Kİ stimülasyonunu geciktirmek, bimodal kullanıcılarda konuşmayı algılama ve ses lokalizasyonu performansını artırması yönünden umut verici olduğu gözükmemektedir (Stefan Zirn et al., 2019).

Ülkemizde bimodal kullanım yaygın olmasına rağmen yine de hastalar yeterli bilgiye sahip değildir. Çalışmamız ile bimodal koklear implant kullacıların da, Kİ ile işitme cihazı senkronizasyonu sağlanmasının, gürültüde konuşmayı ayırt etmeye etkisi Türkçe matriks testi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

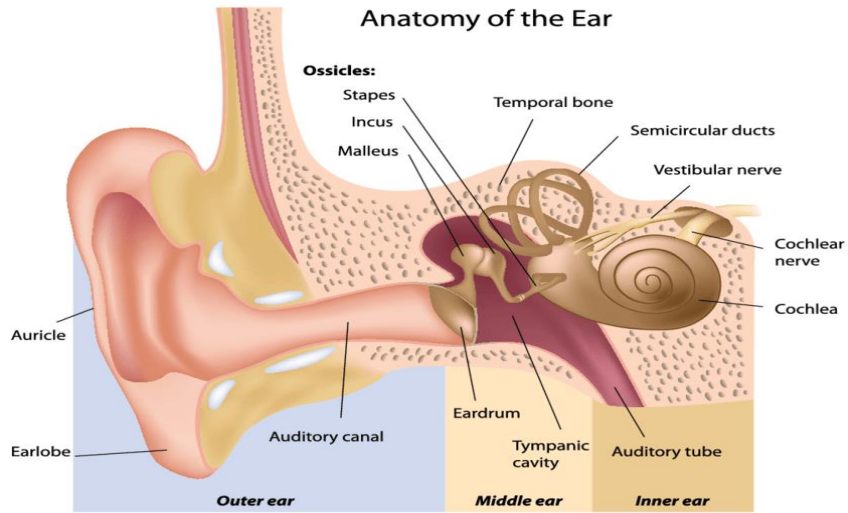
BİRİNCİ BÖLÜM

GENEL BİLGİLER

1.1. İşitme Sistemi Fizyolojisi

İşitme, insanların birbirleri ile iletişim kurabilmeleri için gerekli olan, özellikle sözlü iletişimde en önemli yere sahip olan duyu sistemlerinden birisidir. Karşılıklı sözel iletişimin sağlanabilmesi akustik olarak üretilen konuşma seslerinin işitme organları tarafından algılanarak üst beyin merkezlerine uygun seviyede ve hızda iletilmesi ile sağlanır. İşitmede seslerin ilk uğrak noktası olan kulağımız akustik olarak havada ilerleyen sesleri beynimizin anlayabildiği elektriksel sinyallere dönüştürmekte görev almaktadır (Alberti, 2001).

Havada ses dalgaları şeklinde ilerleyen akustik sinyaller aurikula ve dış kulak yolu ile timpanik membrana iletilirler. Timpanik membran, gelen akustik ses dalgalarını mekanik enerjiye çevirerek titreşim halinde kulak kemikçiklerine iletir. Kulak kemikçikleri ile iletilen mekanik enerji iç kulak sıvılarına aktarılarak hidrolik enerjiye dönüşür. İç kulakta bulunan koklea bu enerjiyi son olarak işitme sinirinin taşıyabileceği ve beynimizin algılayabileceği elektriksel sinyaller haline dönüştürür. Beynimizdeki işitme merkezine ulaşan sinyaller diğer beyin bölümleri ile çok boyutlu bir işleme tabi tutularak anlamlandırılır (Kim & Koo, 2015).



Şekil 1. Kulak anatomisi

(McKnight, 2012)

1.2. İşitme Sistemi Anatomisi

1.2.1. Dış Kulak

Dış kulak akustik olarak gelen ses dalgasını timpanik membrana iletmekten sorumludur. En dış kısmı olan pinna deri ile kaplı kıkırdak yapıdan oluşur. Başımızın her iki tarafında mastoid kemik hizasında bulunan pinna ses dalgalarını toplayarak dış kulak kanalına yönlendirir. Anatomik yapısına bağlı olarak ön taraftan gelen sesleri arkadan gelen seslere göre daha fazla algılar. Bu anatomik özelliği ve ses dalgalarının kaynağından her iki kulağa farklı sürelerde ulaşması ile lateralizasyon gerçekleşmiş olur (Møller, 2012) (Amunts, K., Morosan, P., Hilbig, H., & Zilles, 2012).

Dış kulak kanalı düz bir kanal şeklinde olmayıp s şeklinde ilerleyen bir yapıya sahiptir. Uzunluğu yetişkin bir bireyde ortalama 2,5 cm çapı ise 0,6 cm civarındadır (Russo et al., 2019).

En dış 1/3'lük bölümü kıkırdak yapıdan oluşurken daha iç kısımda olan 2/3'lük kısım kemik dokudan oluşmaktadır. Dış kısımda ter ve yağ bezleri bulunan tüylü bir cilt dokusu bulunmaktadır. Bu yapılar ve üretilen kulak kiri sayesinde yabancı cisimlere karşı dış kulak yolu korunmuş ve uygun pH ortamı sağlanmış olmaktadır. İç kısma doğru bu yağ ve ter bezleri kaybolmakta ve deri kemik üzerine sıkıca tutunur bir hale gelmektedir. 1/3'lük dış kısımda sesler daha çok emilirken 2/3'lük iç kısma gelen sesler kemik kısmın sert bir boşluk oluşturması nedeniyle daha az emilerek timpan membrana iletilirler (Alberti, 2001) (Russo et al., 2019).

İnsanlarda pinnanın kıvrımlı şekli özellikle yüksek frekanslı sesleri yakalayıp bunları dış kulak kanalına iletmeye kolaylık sağlayacak yapıdadır. Pinnanın boyutu ve hareket kabiliyetinin olmaması diğer bazı canlılara göre işitmede rolünü daha sınırlı yapmaktadır. Bu kıvrım ve çukurlar sayesinde farklı sesler toplanarak vertikal düzlemde ses lokalizasyonuna faydalı olunmaktadır (Alberti, 2001) (Musiek, F. E., & Baran, 2018) (Yost & Schlauch, 2001).

Dış kulak kanalının diğer bir faydası ise seslere karşı rezonatör görevi görmesidir. Bir ucu açık bir ucu kapalı tüp şeklinde olması sayesinde ses dalgalarının iletimini pozitif yönde bir artış olmaktadır. Bu rezonans özellik sayesinde 3000 ile 4000 Hz frekanslarında yaklaşık 15-20 dB kazanç ortaya çıkmaktadır. Pinna ve dış kulak yolu

yapıları, anatomik özellikleri sayesinde seslerin doğal olarak algılanabilmesine önemli katkılar sağlamaktadır (Russo et al., 2019).

1.2.2. Orta Kulak

Orta kulak; timpanik membran, koklea ve Tuba Eustachii ile bağlantısı olan içi hava dolu bir boşluktur. Burada sesin mekanik olarak iletiminde önemli görevleri bulunan malleus, incus ve stapes kemikçikleri bulunur. Orta kulağın dışarı ile bağlantısı timpanik membran ve Tuba Eustachii ile sağlanmaktadır. Timpanik membran ile akustik enerjinin orta kulağa giriş ve çıkışı sağlanmaktadır. Tuba Eustachii ile nazofarenkse bağlanarak orta kulağın havalanması sağlanmaktadır. Orta kulağın iç duvarında bulunan koklea oval ve yuvarlak pencereler ile orta kulağa bağlanmaktadır. Üst bölümünde ise teğmen tympani ve orta kafa çukuru, alt kısımda ise bulbus jugulare bulunmaktadır (Alberti, 2001) (Amunts, K., Morosan, P., Hilbig, H., & Zilles, 2012).

Orta kulak boşluğu burun ve nazofarenks yapılarına benzer yapıda olarak mukus salgılayan bir yapıya sahiptir. Nazofarenks ile bağlantı sağlayan Tuba Eustachii kulağa yakın kısmında kemik yapıdan nazofarenkse yakın kısımda ise kıkırdak ve kaslardan oluşur. Tuba Eustachi kas yapısından dolayı belirli aralıklarla açılıp kapanarak orta kulaktaki hava basıncını dengeler (Alberti, 2001) (Amunts, K., Morosan, P., Hilbig, H., & Zilles, 2012).

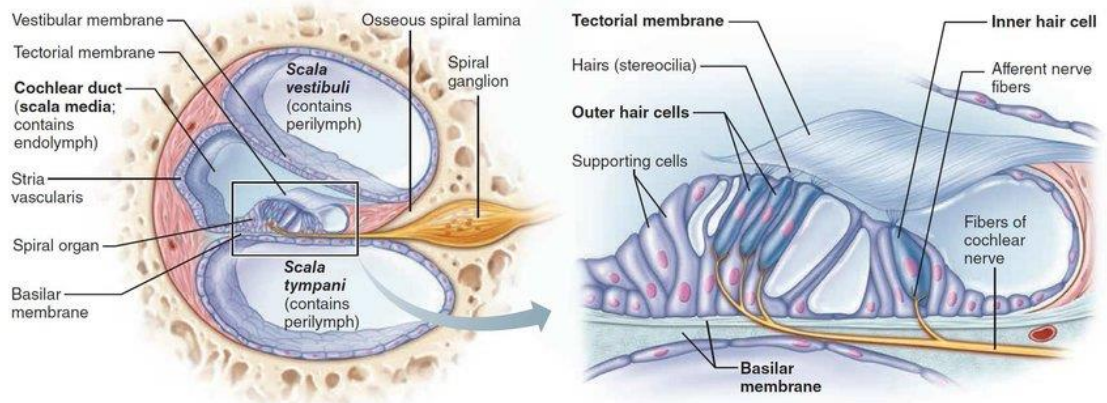
Orta kulakta çok önemli iki tane kas bulunur. Musculus(M) Stapedius kası nervus(N) facialis tarafından, M. Tensor Tympani kası ise N. Trigemini tarafından innerve edilirler. Stapes kası stapes kemiği ile bağlantılı olup yüksek şiddetli seslerde kasılarak iç kulağa iletilen ses miktarını düşürür. Böylece kulağı akustik travmalardan korur. Tensor tympani kası ise malleusu hareket ettirerek kulak zarını gevşetir veya gerer. Böylece tympan membranın akustik impedansını değiştirir (Amunts, K., Morosan, P., Hilbig, H., & Zilles, 2012) (Bailey, B. J., Johnson, J. T., & Newlands, 2006).

1.2.3. İç Kulak

İç kulak koklea ve vestibüler sistemden oluşmuştur. Koklea iç kulağın primer işitme organı olarak görev alır. Koklea şekil olarak salyangoza benzeyen içerisinde boşlukların olduğu kemik bir yapıdır. Bazal kısımdan başlayarak apekse doğru kendi üzerine 2-3/4 tur ile kıvrılarak sonlanır. Merkezi dikey kısmına modiulus adı verilir.

Kokleanın spiral kanalının uzunluğu 35 mm olup içi sıvı dolu 3 tane tüp şeklinde yapı bulunur. kokleanın enine kesitinde bu yapılar scala vestibuli, scala media, scala timpanidir. Scala vestibuli ve scala timpani perilenf sıvısı ile doludur. Scala vestibuli ve scala timpani en üst kısımda birleşerek helicotrema adı verilen yapıyı oluştururlar. Ductus cochlearis olarak bilinen Scala media endolenf ile doludur ve kapalı bir uç halinde helicotremada sonlanır. Scala media ile Scala vestibuli arasında Reissner membran bulunurken scala media ile Scala timpani arasında baziler membran bulunur. Perilenf sıvısı sodyum açısından zengin iken, endolenf sıvı potasyum yönünden zengindir (Alberti, 2001) (Amunts, K., Morosan, P., Hilbig, H., & Zilles, 2012).

Stapes mekanik enerji olarak gelen ses titreşimlerini oval pencereye iletir ve böylece scala vestibulideki perilenf sıvısı titreşmeye başlar. Kokleadaki perilenf sıvısında oluşan titreşim helicotremadan dönerek ters fazda oval pencereden dışarıya gönderilir. Bu döngü bütün ses titreşimlerinde devamlı bir şekilde olmak zorundadır. Basilar membranın scala media yüzünde bulunan corti organı ductus cochlearisin duyu organı olarak isimlendirilir. Corti organı çeşitli reseptör ve destek hücrelerden oluşan bir yapıdır. Corti organındaki tüy hücrelerinin üzeri tectorial membran ile ilişki içerisinde bulunmaktadır. Baziler membran bazal kısımda eni dar ve yapısı sert apikal kısımda geniş ve gevşektir. Bu oluşum seslerin farklı frekanslarının algılanmasında büyük bir öneme sahiptir. Bu sayede yüksek frekanslı sesler bazal kısımda düşük frekanslı sesler apikal kısımda algılanır (Russo et al., 2019).



Şekil 2. Koklear anatomisi

(Russo et al., 2019)

1.2.3.1. Dış Tüylü Hücreler

Dış tüylü hücreler corti organının içerisinde üç sıra halinde yerleşmiş şekilde bulunurlar. Yerleşim olarak iç tüylü hücrelere göre sinir fibrillerinden daha uzak kısımda bulunurlar. Dış tüy hücre sayısı ortalama 10-12 bin civarındadır. Dış tüy hücrelerinde yapısal olarak apikal kısımlarında stereocilia adı verilen tektorial membran ile temas halinde bulunan uzantılar mevcuttur. Stereociliaların boyları dış kısımdan iç doğru azalmakta ve ortalama bir dış tüy hücrede 60-120 adet bulunmaktadır (Amunts, K., Morosan, P., Hilbig, H., & Zilles, 2012).

En dış kısımda bulunan stereociliaların uç kısımları tektorial membran ile bağlantılıdır. Dış tüy hücrelerinde bulunan stereocilia demetleri ince filamentler ile birbirine bağlantılıdır. Kokleaya ulaşan ses titreşimleri basiler membran ve tektorial membranı hareketlendirdiğinde stereocilia demetleri uyarılarak potasyum kanalları açılır ve dış tüylü hücre depolarize olur. Depolarizasyon sonucu dış tüylü hücrelerdeki motor protein konfigürasyonu değişerek hücre kasılır. Hiperpolarizasyonda ise bu olayın tam tersi olarak hücrenin uzaması gerçekleşir (Amunts, K., Morosan, P., Hilbig, H., & Zilles, 2012).

Dış tüylü hücrelerin baziler membranın frekans seçiciliğine önemli katkısı bulunmaktadır. Dış tüylü hücre kaybında baziler membran frekans keskinliği azalmaktadır (M. A. Ruggero & Rich, 1991).

1.2.3.2. İç Tüylü Hücreler

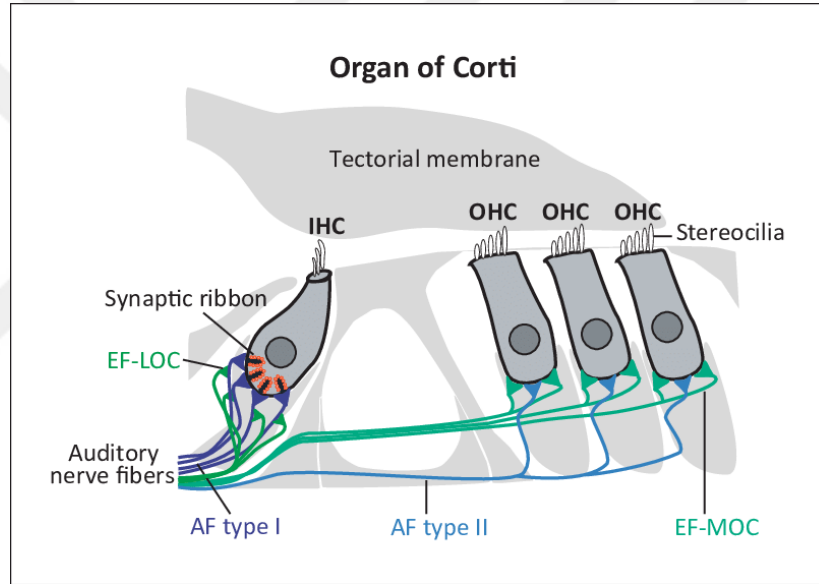
Baziler membran üzerinde, tek sıra iç tüylü hücre ve üç sıra dış tüylü hücre bulunmaktadır. Bu hücreler corti tüneli adı verilen sert üçgen bir yapı ile ayrılmıştır. Kokleada yaklaşık 3500 iç tüylü hücre bulunur ve her bir hücrede yaklaşık 50-60 stereosilia vardır (Alberti, 2001) (Amunts, K., Morosan, P., Hilbig, H., & Zilles, 2012).

Kokleaya ulaşan seslerin baziler membran üzerindeki titreşimlerinin biyo-elektriksel enerjiye dönüşümü iç tüy hücrelerinde gerçekleşmektedir. İç tüy hücrelerinin üzerinde de boyları farklı uzunlukta olan stereocilialar bulunmaktadır. Baziler membran hareketi ile kısa olan stereocilianın uzun olanlara doğru yatması sonucu tüylü hücrelerde eksitasyonu başlar. Stereociliumları birbirine bağlayan tip linkler, katyon kanallarını açarlar. Açılan katyon kanalları ile potasyum iyonları hücre içerisine girerek depolarizasyon gerçekleşir. İç tüylü hücreler, tip I afferent sinir lifleri ile sinaps

yapmaktadır. İç tüy hücrede gerçekleşen depolarizasyon sonucu tip I afferent sinir liflerinde aksiyon potansiyeli oluşur (Hopkins, 2015).

Ayrıca dış tüylü hücrelerin salınım hareketi de iç tüylü hücelere aktararak stereociliumların hareket etmesini sağlar. Gerçekleşen depolarizasyon afferent nöronlara aktarılır (Alberti, 2001).

İç tüylü hücreler baziler membranın modioluma yakın tarafında yer alırlar. Dış tüy hücelere göre daha az hareketlidirler ve düşük şiddetli seslere karşı daha az duyarlıdırlar. Kokleadaki afferent sinir uyarıları burada başlatılmaktadır. Anatomik yerleşim yapısı gereği olarak akustik travmalara karşı daha korunaklıdırlar (Alberti, 2001).



Şekil 3. Corti organı

(Rüttiger et al., 2017)

1.2.3.3. Spiral Ganglion

Modiolusta yer alan spiral ganglion, kortekse sesin iletilmesini sağlayarak işitmeyi sağlayan sinir hücre gövdesi olarak görev alır (Nayagam, B.A.; Muniak M. A.; Ryugo, 2012).

Koklear sinir yaklaşık 25-30 bin akson içermektedir ve her bir iç tüylü hücre yaklaşık on afferent nöronla sinaps yapmaktadır. Her spiral ganglion hücresi bipolar hücreler olup, corti organına kısa reseptör lifleri beyin sapındaki koklear nukleuslara

ise uzun sinir lifleri gönderirler. Spiral ganglion hücrelerinin dendritleri ile iç tüylü hücrelerin tabanı arasında büyük afferent sinapslar bulunur. Bu afferent sinapslarda nörotransmitter olarak glutamat kullanılmaktadır (Otte, J., Schuknecht, H. F., & Kerr, 1978) (Eybalin, 1993).

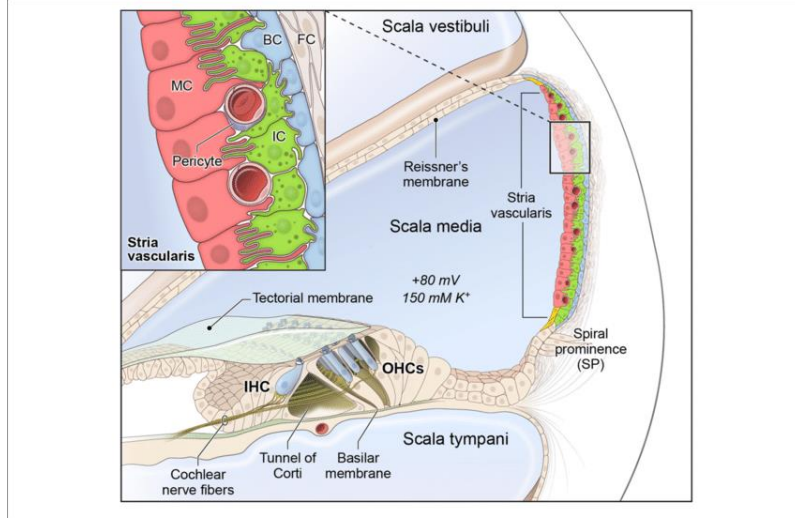
Spiral gangliyon fibrillerinin(afferent Tip-I lifler) %95'i iç tüylü hücreler ile sinaps yaparken %5'i (Tip-II afferent lifler) dış tüylü hücreler ile sinaps yapmaktadır (Spendlin, 1972) (Mario A. Ruggero et al., 1982).

Tip I nöronlar miyelinlidir, tip II nöronlar ise miyelinsizdir. Tip II nöronlar Tip I nöronlara göre daha geç dejenere olmaktadır (Nayagam, B.A.; Muniak M. A.; Ryugo, 2012).

Koklear sinir de diğer işitsel yapılar gibi ses uyarılarına karşı tonotopik olarak düzenlenmiştir. Sinirin merkezinde, kokleanın apikalini innerve eden spiral ganglion hücrelerinden aksonlar bulunur. Dış çeperine yakın kısımda ise, bazal kısmı innerve eden ganglion hücrelerinden gelen aksonlar bulunur (Kimberley, 1992) (Eybalin, 1993) (Puel, 1995).

1.2.3.4. *Stria Vascularis*

Scala medianın lateral duvarındaki oluşuma stria vascularis denilir. İç ve dış tüylü hücrelerini çevreleyen scala mediadaki endolenfin iyonik bileşimini korumakta görev almaktadır. Endolenf hücre dışı sıvının aksine, yüksek konsantrasyonda potasyum iyonlarına ve düşük konsantrasyonda sodyum iyonlarına sahiptir. Bu sıvı konsantrasyonu nedeniyle pozitif bir endokoklear potansiyel oluşmaktadır (Hopkins, 2015).



Şekil 4. Stria vascularis

(Gu et al., 2021)

Kokleadaki dış ve iç tüylü hücrelerin depolarizasyonu için potasyum iyonlarının hücrenin içine girmesi gerekir. Bu da endolenfteki sodyum ve potasyum konsantrasyonlarının farklı olması sayesinde gerçekleşmektedir (Hopkins, 2015).

Dış tüylü hücrenin mekanik olarak kısılması, stria vascularisin doğru bir şekilde çalışması ve potasyum iyonlarının konsantrasyonunun yeterli seviyede olması ile iç tüylü hücrelerin uyarımı sağlanabilmektedir (Hopkins, 2015).

Stria vascularis bazı özel iyon kanalları kullanarak endokoklear potansiyeli oluşturmak için K^+ 'yı Scala media ortamına gönderir. Böylece tüylü hücrelerin elektrokimyasal sinyal iletiminde gerekli olan K^+ iyonunun Scala mediada yüksek konsantrasyonu sağlanmış olur.(Bazard et al., 2021).

Stria vascularis ve endokoklear potansiyelin disfonksiyonları hem dış, hem de iç tüylü hücreleri olumsuz yönde etkilemektedir (Sewell, 1984).

Stria vascularis üç hücre katmanından oluşur. Marjinal hücreler membranlarında iyon pompalarına ve kanallarına sahiptir ve endolenfin dışına Na^+ pompalarlar. Bazal hücreler, daha lateral yerleşimli spiral ligamente bitişiktir. Ara hücreler ise melanin içerir ve bazen melanosit olarak adlandırılır (Haschek, W. M., Rousseaux, C. G., Wallig, M. A., Bolon, B., & Ochoa, 2013).

1.2.3.5. *Spiral Ligament*

Spiral ligament fibröz bir yapıya sahiptir. Stria vascularis ile kemikli otik kapsül arasında yer alır. Yapısında bağ dokusu, hücre dışı matriks ve mezodermal kaynaklı hücrelerden bulunur. Baziler membranın bir ucu spiral ganglion diğer ucu ise spiral ligament ile komşudur. Spiral ligament hücrelerinde baziler membranın gerilimini arttırabilen veya düzenleyebilen kasılma proteinleri vardır. K⁺ 'yı perilenften endolenfe doğru pompalayan spiral ligament iyonik dengedeönemli rol oynamaktadır (Haschek, W. M., Rousseaux, C. G., Wallig, M. A., Bolon, B., & Ochoa, 2013).

Spiral ligament üzerinde 5 farklı fibrosit bulunur. Tip I fibrositler, stria vascularisin altında, tip II fibrositler spiral çıkıntının altında yer alır. Tip III fibrositler ince bir tabaka halinde otik kapsül ile sınırı oluştururlar. Baziler membranı lateral duvara tutmasına yardımcı olan tip IV fibrositler lateral olarak bulunurlar. Stria vascularisin üzerinde ise tip V fibrositler yer alırlar (Trowe et al., 2008) (Henson & Henson, 1988).

1.2.3.6. *Koklear Sinir*

Koklear sinir periferik işitsel yapılardan başlayarak merkezi sinir sistemine doğru ilerleyen sinirsel iletim ağıdır. Koklea (modiolus) ekseni boyunca aksonlar gruplanır ve daha sonra meatus acoustic internusa giren koklear siniri oluşturur. Meatus acoustic internus boyunca devam eden koklear sinir vestibuler sinirle birleşir ve vestibulokoklear siniri oluşturur (Benoudiba et al., 2013).

Koklear sinirin düzenli ve işlevsel iletim fonksiyonu bozulursa beyinin anlayabileceği veriler üst merkezlere iletilemez. Koklear siniri lifleri tamamen dejenere olur veya miyelin kılıfında demiyelinizasyon meydana gelirse iletim mekanizması bozulmaktadır. Ayrıca kokleadan gelen biyo-elektriksel girdi azalır veya kaybolursa koklear sinir lifleri dejenere olmaktadır (Hopkins, 2015) (Simpson, 2009) (Webster & Webster, 1981).

Yapılan çalışmalar koklear sinir dejenerasyonunun koklear hasarın yokluğunda da meydana gelebileceğini göstermektedir. Farelerde yapılan bir çalışmada tek seferlik sunulan bir gürültü sonrası dış ve iç tüylü hücrelerin hasar görmediği ancak işitsel sinir liflerinin %50'ye kadarının dejenere olduğu bildirilmiştir (Kujawa & Liberman, 2009).

1.2.3.7. Santral Sinir Sistemi

Santral işitme sistemi basit ve sözel olmayan uyarınları ve lisan gibi oldukça karmaşık uyarınları tanımlayan ve ayırt eden birçok nöral yollardan oluşmuş bir sistemdir (Gelfand, 2017).

Santral işitme sisteminin başlıca fonksiyonları; sesin lokalizasyon ve laterizasyonu, işitsel ayırt etme, işitsel şekil tanıma, sesin temporal özellikleri, bir başka uyarın varlığın da işitsel performans ve bozulmuş uyarın varlığında işitsel performanstır. Periferik işitme sisteminden gelen bilgiler, koklear sinir yoluyla beyin sapına iletilerek buradaki merkezi işitsel nukleuslara ulaşır. Sırasıyla koklear nukleus, Superior olivary kompleks, lateral lemniscus, inferior kollikulus ve medial genikülat bodye iletilir. Superior olivary komplekse kadar ipsilateral ilerleyen uyarımlar buradan itibaren kontralateral olarak da ilerlemektedir. Medial genikülat body den sonra beynin her iki hemisferinde yer alan işitsel kortekslere iletilir. Bu iletimde kontralateral yol daha baskındır (Joseph, 2015).

1.3. İşitme Kayıpları ve Tedavi Yaklaşımları

1.3.1. İşitme Kaybı

İşitme fonkiyonu, insanların iletişime geçmesinde - özelliklede çocuk gelişiminin her döneminde - önemli bir role sahiptir. İşitme kaybı, özellikle çocuklarda iletişim kurma yeteneğini önemli ölçüde engelleyerek, zihinsel becerilerde geriliğe, sosyal ve psikolojik açıdan olumsuz etkilenmesine, akademik performansının düşmesine ve yaşam kalitesinin önemli ölçüde bozulmasına neden olabilmektedir. Erken tanı, tedavi ve eğitimin erken dönemde sağlanması, çocuğun psikolojik ve sosyal açıdan gelişimini olumlu yönde etkileyebilmektedir (Orhan, 2019).

İşitme kaybı yetişkinlerin de diğer bireylerle iletişim kurma becerisini kısıtlayarak; kişisel ilişkilerini, akademik gelişimini, sağlık dâhil diğer hizmetlerle olan erişimini, istihdamını ve mesleki fırsatlarını engelleyebilmektedir. Konuşma ve dil zorlukları bireyin kendini toplumdan izole etme ve psikolojik sağlığının bozulma riskini de artırmaktadır (McDaid et al., 2021).

İşitme kaybı, dünya çapında en yaygın ve yeterince tedavi edilmeyen engellerden biridir (Vos et al., 2016), (B. S. Wilson et al., 2017). Konjenital kökenli olabileceği gibi,

erken çocukluk yıllarında ve ilerleyen yaşlarda birçok nedene bağlı olarak görülebilen bir sağlık problemidir(Tablo 1) (Orhan, 2019).

Tablo 1. İşitme kaybı için risk faktörleri

ÇOCUKLAR İÇİN	YETİŞKİNLER İÇİN
• Perinatal enfeksiyonlar (örneğin sitomegalovirüs CMV, kızamıkçık)	• Yaş
• Ailede çocuklukta işitme kaybı hikayesi	• Gürültüye maruziyet
• Yenidoğan yoğun bakım ünitesinde >5 gün kalınması	• Ailede işitme kaybı öyküsü
• Kulak anomalileri dahil kraniyofasiyal anormallikler	• Ototoksik ilaç kullanımı
• İşitme kaybıyla ilişkili sendromlar (örneğin Usher, Waardenburg, Alport)	• Sigara kullanımı
• Nörodejeneratif bozukluklar	• Şeker hastalığı
• Menenjit	
• Kemoterapi	
• Kafa travması	

Kaynak: (Nieman & Oh, 2020)

İşitme kaybı 1000 canlı doğumda iki ile üç görülme sıklığı ile en yaygın konjenital bozukluktur. Yenidoğan işitme taramasının ortaya çıkmasıyla, işitme kaybı genellikle yaşamın çok erken dönemlerinde tespit edilmekte ve işitme kaybından kaynaklanan olumsuz etkiler büyük oranda ortadan kaldırılmaktadır (Yoon, 2011).

İşitme kaybı olan hastalar için çeşitli tedavi seçenekleri mevcuttur. İlk değerlendirme, otoskopi ile birlikte işitme kaybının kronikliği ve başlangıcı hakkında bilgiyi içeren iyi alınmış bir otolojik öyküyü içermelidir. İşitme kaybının durumuna

göre tedavi seçeneklerinden hangisinin kullanılacağına karar verilmelidir (Nieman & Oh, 2020).

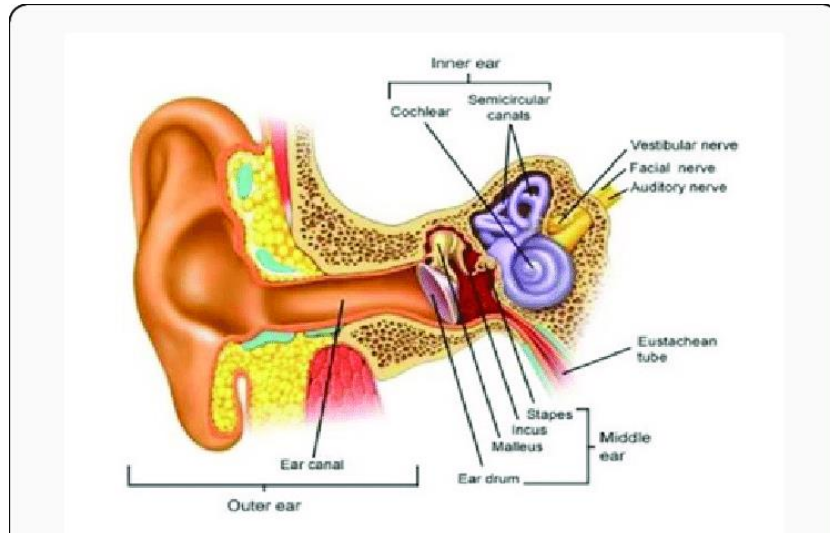
1.3.2. İşitme Kaybının Tipleri

İşitme kayıpları genel olarak anatomik patolojiye göre sınıflandırılır (Tablo 2) (Nieman & Oh, 2020).

Tablo 2. Patolojinin yerleştiği yere göre işitme kayıpları

İşitme Kaybı Tipi	Etkilenme Bölgesi
İletim	Dış kulak, kulak zarı, orta kulak
Sensörinöral	İç kulak ve işitme siniri
Mikst	İletim ve sensörinöral patolojileri birlikte
Santral	Kortikal düzeyde
Fonksiyonel	İşitme sisteminde etkilenen bölge yok

Kaynak:(Nieman & Oh, 2020)



Şekil 5. Kulak anatomisi

(Abdelhamed, 2019)

1.3.2.1. İletim Tip İşitme Kaybı(İTİK)

İTİK, sesin kulak kepçesi, dış kulak yolu, kulak zarı ve orta kulak kemikçiklerinden geçerek iç kulağa iletilmesindeki mekanik problemlerden kaynaklanır. Yetişkinlerde sık görülen nedenler buşon(kulak kiri), otoskleroz, kolesteatom ve efüzyonlu orta kulak iltihabıdır (Nieman & Oh, 2020).

Efüzyonlu otitis media çocuklarda en sık görülen İTİK nedenidir ve güncel yaklaşımlar altında tedavi edilmelidir. Diğer bir İTİK sebebi olan kronik otitis media içinse, timpanoplasti ya da gereğinde ossiküloplasti yapılması düşünülebilir. Konjenital İTİK’de cerrahi uygulanabilir ancak daha öncesinde Manyetik Rezonans Görüntüleme(MRG) veya Bilgisayarlı Tomografi(BT) görüntülemesi yapılması hem cerrahiyi planlamada hem de cerrahiden görülecek olası faydaları hesaplamak açısından yararlı olacaktır (Şan, 2019).

Çocuklardaki İTİK, konjenital ve edinsel olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Dougherty & Kesser, 2015).

İTİK, bütün yaş gruplarını etkileyebilmektedir. Yetişkin bireylerin sosyal iletişimde, ruhsal sağlığında ve mesleki durumlarında ciddi anlamda olumsuzluklar ortaya çıkarabilmekte, yenidoğan işitme tarama sonuçlarını olumsuz etkileyebilmekte, çocuklarda konuşma ve dil gelişimini aksatarak akademik performansın düşmesine neden olabilmektedir (Şan, 2019).

1.3.2.2. Mikst Tip İşitme Kaybı

Mikst tip işitme kaybı, hem iletim patolojisinin hem de sensörinöral patolojisinin beraber olduğu işitme kaybıdır.

Bu kayba doğuştan gelen anomaliler (Geniş vestibüler aquadukt vb), orta kulak enfeksiyonlarının zaman içinde iç kulağı etkilemesi ya da otoskleroz gibi olguların ilerleyen safhalarında sklerotik yapının kokleayıda tutması gibi faktörler neden olabilmektedir (Akyol, MU; Saraç , S; Sennaroğlu, 2001).

1.3.2.3. Sensörinöral Tip İşitme Kaybı(SNİK)

SNİK, en sık görülen(özellikle yetişkinlerde) işitme kaybı tipidir (Dombrowski et al., 2019). Koklear veya retrokoklear patolojilerden kaynaklanmaktadır (Nieman & Oh, 2020).

SNİK kokleadan başlayarak koklear sinir, koklear çekirdekler ve işitme merkezine kadar devam eden yapılardaki patolojileri kapsar (Kapusuz, n.d.).

Bu işitme kaybının en yaygın nedeni, kokleada bulunan tüylü hücrelerin ve yüksek düzeyde özelleşmiş olan duyuşal epitelin hasarı ve kaybına bağlı olarak gelişen spiral ganglion nöronların dejenerasyonudur (de Felipe et al., 2011) (Rivolta, 2013).

Bebeklerde ve çocuklarda SNİK için bilinen risk faktörleri; ailede işitme işitme kaybı öyküsü, 1500 gramdan düşük doğum ağırlığı, düşük Apgar skorları, kraniyofasiyal anomaliler, hipoksi, rahim içi enfeksiyonlar (örneğin, toksoplazmoz, kızamıkçık, sitomegalovirüs), herpes simpleks virüsü ve 5 günden fazla mekanik ventilasyon öyküsüdür (Yoon, 2011).

İşitme kaybı doğuştan gelen veya sonradan edinilmiş nedenlere bağlı olabilmektedir. Konjenital nedenler genetik ve çevresel faktörler olarak gruplandırılabilir.

Genetik nedenler; sendromik olmayan ve sendromik olarak ikiye ayrılır. Sendromik olmayan işitme kayıpları genel insidansın %70'ini oluşturmakta ve yüksek derecede heterojen yapıdadır (Pandya, 2016).

Birçok faktör, SNİK'nın oluşmasına neden olur ve çoğu kokleadaki hasarlı veya özelliğini yitirmiş tüylü saç hücrelerinin artık akustik enerjiyi merkezi sinir sistemi tarafından işlenen ve anlaşılır konuşma olarak algılanan nöral aksiyon potansiyellerine dönüştürmediği ortak bir yolu paylaşır (Dombrowski et al., 2019).

1.3.2.4. Santral Tip İşitme Kaybı

İşitsel korteksde ya da santral işitsel sinir sisteminde oluşan patolojilerden kaynaklanır. Bu durum tek taraflı ortaya çıkabileceği gibi bilateral (her iki serebral hemisferde) olarak da gözlenebilir (Şerbetçioğlu, 2013).

1.1.1.5. Fonksiyonel Tip İşitme Kaybı

Hastanın işitme ile ilgili şikâyetleri bulunmasına karşılık, organik bir kökeni olmayan işitme kaybıdır. Odyolojik değerlendirmede subjektif testler ile objektif testler arasında tutarsızlık gözlenir. Hasta bunu bilinçli (adli vaka, tazminat vb nedenlerden dolayı) ve bilinçsiz (psikolojik bir nedene bağlı olarak) yapabilir (Şerbetçioğlu, 2013).

1.1.1.6. İletim ve Mikst Tip İşitme Kayıplarında Tedavi Yaklaşımları

İTİK'nda tedavi seçenekleri arasında basit buşon temizliği, ventilasyon tüpü uygulaması, daha ileri cerrahi yaklaşımlar, kemik veya hava yolu işitme cihazı uygulaması gibi yaklaşımlar vardır (Şan, 2019).

İTİK'de, koklear saç hücrelerinde veya işitme sinirinde herhangi bir hasar söz konusu değildir. Koklear implantasyon, iletim tipi işitme kayıplarında tedavi seçeneği olarak tercih edilmez (Yoon, 2011).

İletim veya mixt tip işitme kayıplarında tedavi seçenekleri hızla artmakta ve artık işitme cihazları, orta kulak cerrahisi, kemik iletimli işitme implantları veya bunların bir kombinasyonunu içerebilmektedir (Hill-Feltham et al., 2021).

Mikst tip işitme kayıplarının tedavisinde sensörinöral bileşeni nedeniyle iletim tip işitme kayıptan farklı bir yol izlenmesi gerekmektedir. Tedaviye takiben iletim veya mikst tip işitme kayıplarında altta yatan işitilebilirlik hakkında şu anda önemli bir belirsizlik mevcuttur. Bu nedenle müdahaleden önce işitilebilirliğin en üst düzeye çıkarılmasını sağlamak, sonrasında farklı bir müdahaleye ihtiyaç varsa ona göre karar verilmesi gerekmektedir (Hill-Feltham et al., 2021).

Kemik iletimli işitme sistemleri, büyük bir hava-kemik aralığının olduğu iletim veya mikst tip işitme kayıplarında kullanılır. Kemik iletimli işitme sistemleri tek taraflı işitme kayıplarında da tedavi seçeneği olarak tercih edilebilmektedir (Tanna, Ravina J; Lin, Jerry W; Jesus, 2021).

1.1.1.7. SNİK Tedavi Yöntemleri

SNİK için bir tedavi bulma arayışı, koklear saç hücrelerinin rejenerasyonu, gen tedavisinin ve kök hücre araştırmalarının odak noktası haline gelmiştir (Carlson, 2020).

Şu anda, SNİK'nı ortadan kaldıran ve normal akustik işitmeyi eski haline getiren United States Food and Drug Administration(U.S. FDA) onaylı farmakolojik veya cerrahi tedaviler bulunmamaktadır. Bu nedenle, mevcut klinikte çözüm arayışı, işitme kaybının önlenmesi (örneğin işyeri işitme koruma programları), amplifikasyon(işitme cihazları) veya koklear implant(Kİ) kullanımı yoluyla rehabilitasyon etrafında dönmemektedir (Carlson, 2020).

SNİK’nda işitmeyi geri kazanmanın bir çözüm yolu yoktur ve bu hastalara rehabilitasyon desteği sağlamak önemlidir. Bu nedenle tanı ne kadar erken konursa, işitme kaybının hastaların yaşamları üzerindeki olumsuz etkisi o derece az olur (Hutchison et al., 2012).

1.3.3 İşitme Cihazı

İşitme kaybına yönelik yaklaşımların çoğu amplifikasyonu içerir (**Tablo 3**). Hasta tercihinde, el becerisinde, bilişsel kapasitede, maliyette ve estetik kaygılar gibi bireysel farklılıklar en iyi yaklaşımı belirler. Amplifikasyon kullanımından bağımsız olarak, işitsel rehabilitasyon yoluyla eğitim ve danışmanlık, işitme kaybı olan kişiler için iletişimi en üst seviye çıkarmanın temel bileşenleridir (Nieman & Oh, 2020).

Tablo 3. İşitme cihazı tipleri

Tipi	Açıklama	İşitme Kaybı Derecesi	Görünürlük	Kullanım Kolaylığı	Notlar
BTE(Behind The Ear)	Cihaz kulak arkasında	Tüm ranjlar	Büyük ölçüde görünür	Kolay	Güçlü, sağlam
ITE(In The Ear)	Cihaz konka içine oturur.	Tüm ranjlar	Biraz daha az görünür	Kolay	
ITE(In The Canal)	Cihazın çoğu kanalda	Hafif İle Orta	Görülmesi zor	Orta derecede zor	Ayarlanması ve kullanması biraz daha zor
CIC(Completely In The Canal)	Cihaz tamamen kanalda	Hafif İle Orta	Neredeyse görünmez	Zor	Bazı kanallara oturmayabilir, yüksek el becerisi gerekli, kolayca kaybolur

Kaynak:(Nieman & Oh, 2020).

İşitme cihazları, kronik vakalarda da tedavinin temelidir ve çeşitli tipleri vardır (Tablo 3). Presbiakuzili hastaların çoğu hafif veya orta derece işitme kaybına sahiptir ve işitme cihazından fayda görürler (Ferguson et al., 2015).

Geleneksel kulak arkası hava iletimli işitme cihazlar, tek taraflı veya iki taraflı işitme kaybını tedavi etmek için kullanılan en yaygın amplifikasyon yöntemleridir.

Diğer bir seçenekte Contralateral Routing of Signals(Sinyallerin Karşı Tarafa Yönlendirilmesi=CROS) ve Bilateral Contralateral Routing of Signals (Çift Taraflı Sinyallerin Karşı Kulağa Yönlendirilmesi=BiCROS) uygulamalarıdır. Sesi algılamak için daha kötü olan kulakta bir mikrofonu kullanır, kablosuz teknoloji veya kablo aracılığı ile ses hava iletimi daha iyi olan kulaktaki diğer işitme cihazına iletilir. CROS uygulama tek taraflı(bir kulak normal diğer kulak çok ileri veya total), işitme kayıplarında, BiCROS uygulaması ise bilateral (bir kulakta işitme cihazından fayda görecektir durumda, diğer kulak işitme cihazından yeterli fayda sağlamayacak durumda) işitme kayıplarında tercih edilir (Tanna, Ravina J; Lin, Jerry W; Jesus, 2021).

1.3.4 Koklear İmplant

Koklear implantasyon, teknolojiye ilerlemeler ve daha geniş bir hasta grubunda faydalarının giderek daha iyi anlaşılması nedeniyle sensörinöral işitme kaybı olan bireylerde daha fazla tercih edilen bir yöntemdir. Koklear implantasyon teknolojisi ve cerrahi teknikler, 1985'te ticari kullanım için onaylanmasından bu yana önemli ölçüde gelişmiştir. Koklear implantasyon rezidüel işitmenin korunmasına izin verir ve işitme cihazlarından yeteri faydayı görmeyen hastalar bu teknolojiye yararlanabilir. U.S. FDA koklear implantasyon endikasyonlarını 2019'da tek taraflı işitme kaybı (bir kulakta çok ileri, diğer kulak normal veya orta derecede işitme kaybı) olan kişileride kapsayacak şekilde genişletmiştir (Carlson, 2020).



Şekil 6. Koklear implant

(www.medel.com)

Kİ, modern tıbbın en önemli başarılarından biridir. Kİ endikasyonları sürekli genişlemekte ve giderek artan sayıda insan bu uygulamadan faydalanabilmektedir. Bilateral Kİ ile binaural işitmenin önemli faydaları ortaya çıkmış ve işitmenin iyileştirilmesinde önemli bir yer tutmaktadır. Günümüzde bilateral Kİ, yetişkinlerde olduğu kadar çocuklarda da uygun olduğunda altın standart olarak kabul edilmektedir (Hempel et al., 2018).

Otuz yıla aşkın bir süredir, koklear implantasyon, konvansiyonel işitme cihazı kullanımından yeterli faydayı görmeyen ya da hiç fayda sağlamayan bilateral ileri ve çok ileri derecede SNİK olan hastalar için (özellikle de çocuklar için) güvenli ve etkili bir tedavi seçeneği olmaya devam etmektedir (Gaurav et al., 2020).

Konvansiyonel amplifikasyona uygun olmayan ileri ve çok ileri derecede işitme kaybı olan hastalar için koklear implantasyon alternatif bir tedavi seçeneği sağlamaktadır(Lally et al., 2019). İşitme cihazı kullanmasına rağmen günlük aktiviteler içindeki dinleme ortamlarında konuşmayı anlamakta ve ayırt etmekte zorlanan hastalar koklear implantasyondan yararlanabilir(Carlson, 2020).

Kİ'nin birincil amacı, özellikle de çocuklarda işitsel algıyı ve dolayısıyla konuşma ve dilin gelişimini sağlamaktır(Gaurav et al., 2020). Bu nedenle, bir KI'nın faydasını

değerlendirmenin en doğru yollarından biri işitsel algıdaki gelişmeyi göstermektedir(Gaurav et al., 2020).

Kİ ilk başarılı implante edilebilir kraniyal sinir stimülatörüdür. Bu cihazla ilgili deneyim arttıkça, fonksiyonun restorasyonunun mümkün olduğunu göstererek daha yeni kraniyal sinir implantları için bir prototip görevi görmektedir (Naples & Ruckenstein, 2020).

Kİ hasarlı duyu organını atlar ve işitme sinirini elektriksel olarak direkt uyarır (Dombrowski et al., 2019). İşitme cihazları sesi yükselterek işlev görürken, Kİ'ler işlevsel olmayan veya hasarlı olan koklear saç hücrelerini atlar ve koklear sinirin distal kısmında canlı kalan spiral ganglion hücrelerini doğrudan uyararak hem işitilebilirliği hem de konuşma tanımayı geliştirir (Carlson, 2020).

Koklear implantasyonu takiben işitsel rehabilitasyon, işitme sonuçlarını denemek ve optimize etmek için konuşma işlemcisinin düzenli olarak ince ayarını içeren uzun bir süreçtir. Buna rağmen, sonuçlarda hala büyük değişkenlik vardır (Cohen et al., 2006). Bu durum prelingual ve postlingual işitme kaybı, işitme kaybının süresi, amplifikasyon geçmişi ve iç kulak yapılarının bütünlüğü gibi bir dizi faktörlerle ilgilidir(Mitchell-Innes et al., 2018).

Amerika Birleşik Devletleri Kİ uygulama yaşını 1990 yılında 2 yaşa, 1998'de 18 aya, 2000'de 12 aya ve ardından Mart 2020'de 9 aya indirdi (Liu et al., 2019).

1.4. Koklear İmplantın Parçaları

Kİ sistemi; sesleri toplayarak ve işleyerek iç kısma aktarılmasını sağlayan dış **bölümden** ve dış parçadan alınan sinyalleri elektrot dizinine ileterek işitme sinirini direkt uyararak **iç bölümden** olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır.

Dış kısımda; mikrofon, pil, konuşma işlemcisi, ara kablo ve aktarıcı bobin varken(Şekil 3),



Şekil 7. Koklear implantın dış parçaları

(Hainarosie et al., 2014)

İç kısımda alıcı bobin, mikroişlemci tabanlı uyarıcı, ekstrakoklear ve intrakoklear elektrot dizini yer alır(Şekil 4). Şu anda üç tane U.S. FDA onaylı KI üreticisi vardır (Carlson, 2020).



Şekil 8. Koklear implantın iç parçaları

(Hainarosie et al., 2014)

Markaya bağlı olarak intrakoklear elektrot dizini 12 ile 22 arasında değişmektedir. MED-EL 12, Advanced Bionics(AB) 16, Cochlear 22 ve Oticon 20 intrakoklear elektrot dizininden oluşmaktadır. KI teknolojisi, kokleanın apikal bölgelerinde toplanan düşük

frekanslı sinyalleri ve bazal bölgelerde toplanan yüksek frekanslı sinyalleri toplayan nöronlar ile kokleanın tonotopik anatomisinden yararlanır (Carlson, 2020).

1.5. Koklear İmplantın Çalışma Prensibi

Mikrofon, ortamda oluşan akustik uyarınları algılar ve konuşma işlemcisine gönderir. İşlemci toplanan akustik uyarınları elektriksel olarak kodlanmış dijital sinyallere dönüştürür. Elektriksel olarak kodlanmış bu sinyaller, aktarıcı bobin aracılığı ile deri altında yer alan alıcı bobine aktarılır. Mikro işlemci tabanlı uyarıcıda kodları çözümlenen sinyaller, kokleada scala tympani içinde bulunan elektrot dizininde devam ederek koklear sinir liflerinin uyarılmasını sağlar (Naples & Ruckenstein, 2020) (Yoon, 2011). Elektrot sayısı arttıkça koklear sinire verilen sinyalin bütünlüğü ve çözünürlüğü teorik olarak artar (Clark, 2009). İlâveten, elektrot sertliği ve esnekliği, bireysel ihtiyaçlara göre yerleştirme uzunluğunu ve atravmatik yerleştirmeyi optimize etmek için değiştirilebilir (Naples & Ruckenstein, 2020).

1.6. Koklear İmplant Programlama

Kİ işlemcileri hasta için uygun şekilde programlanmalı ve özelleştirilmelidir. Kİ ayarlanmasında oluşturulmuş bir standart yöntem bulunmamakla birlikte takip edilen merkeze ve klinisyenin bireysel olarak oluşturduğu yöntemlere göre farklı olabilmektedir (Vaerenberg, Smits, et al., 2014).

Cihazı programlamadaki temel amaç, uyarılan her elektrot için akustik girdiyi kullanılabilir bir elektrik sinyaline etkin bir şekilde dönüştürebilecek şekilde ayarlamaktır (Botros et al., 2013) (Shapiro & Bradham, 2012). Bu ayarlama hastaya optimal işitme ve konuşma anlaşılabilirliği sağlar. Bu amaca ulaşmak için bir dizi parametreden yararlanılır. Parametreler sonucunda kişiye özel oluşturulan programlamaya MAP adı verilir. Programlama her markaya özel bir yazılım ve konuşma işlemcisine bağlı bir donanım arayüzü kullanılarak elde edilir. Programlama Kİ kullanıcısının davranışsal tepkilerine bağlıdır (Vaerenberg, Smits, et al., 2014).

Çoğu merkezde, dış işlemcinin aktive edilme süreci ameliyattan sonra 2 ile 4 hafta arasında olmaktadır. Son yıllarda, rehabilitasyonu hızlandırmak ve potansiyel olarak erken postoperatif geri dönüş kontrollerinin sayısını azaltmak için ameliyattan sonraki 24 saat içinde cihaz aktivasyonunu başarı ile yapan merkezler vardır (Batuk et al., 2020) (Roux-Vaillard et al., 2020).Yapılan bir çalışmada işlemcinin erken dönemde aktif

edilmesi, KI cerrahisinden sonra erken ses algısı sağlamak için güvenli ve etkili bir yaklaşım olduğunu göstermektedir. Dış işlemcinin erken aktif edilmesi prosedürüne dahil olan hastalar, genel olarak deneyimi oldukça tatmin edici olarak görmüşlerdir (Günther et al., 2018).

İşlemcinin ilk açılmasından veya etkinleştirilmesinden sonra birkaç kontrol seansı gerekir (Walravens et al., 2006). MAP ayarlamalarının çoğu, seviyeler nispeten sabit kalana kadar bu ilk birkaç seansta gerçekleşir (Walravens et al., 2006), (Henkin et al., 2006). Hastanın dinamik ranj stabilizasyonu sağlandıktan sonra, kontroller azaltılarak rutin takip sürecine geçilebilir ve yıllık kontroller şeklinde devam edilebilir (Kadir & Kara, 2015) (Vaerenberg, Smits, et al., 2014).

1.6.1. Programlama Süreci

Threshold Level(TL) ve Most Comfortable Level(MCL) seviyelerinin tespit edilmesi, sweep, balans ve canlı ses karşı davranışının gözlenmesinden oluşur. TL ve MCL seviyeleri elektrotun konumuna, işitme kalıntısına ve hastanın ihtiyaçlarına göre farklılık göstermektedir (McKay et al., 2005) (Khan et al., 2005).

1.6.1.1 Telemetrik ölçümler

İmpedans ölçümü yapılır. TLve MCL seviyeleri belirlenir.

• **İmpedans ölçümü;** KI programlamada yapılması gereken ilk ölçümlerden biridir. İmpedans ölçümü, internal kısımda yer alan elektrot dizinine gönderilecek elektriksel enerjiye karşı oluşacak total direnci gösterir. İlk ayarlarda impedas seviyeleri yüksek olabilmekte ancak sonraki süreçte impedans değerleri normale dönmektedir (Wolfe & Schafer, 2014)

• **TL ve MCL seviyelerinin belirlenmesi;** TL ve MCL seviyelerinin belirlenmesi için bazı değerlendirmeler mevcuttur. Bu değerlendirmeleri subjektif ve objektif yöntemler olarak ikiye ayırabiliriz.

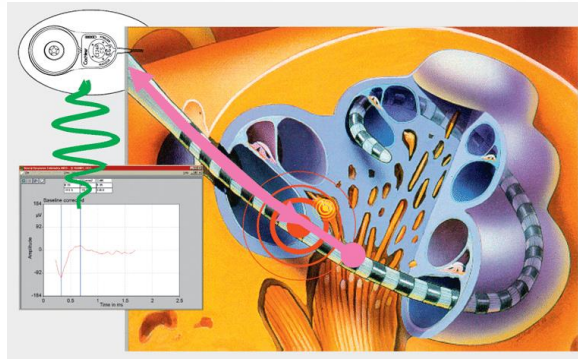
○ *Subjektif Yöntemler;* Hem yetişkin hastalarda, hem de koopere olabilecek olan pediatrik grupta kullanılabilir. Pediatrik grupta çocuğun yaşına ve gelişim durumuna göre Davranışsal Gözlem Odyometrisi(Behavioral Observation Audiometry=BOA), Görsel Pekiştireç Odyometrisi (Visual Reinforcement Audiometry=VRA) veya oyun odyometrisi kullanılarak yapılabilir.

○ Objektif Yöntemler: Objektif yöntemler özellikle subjektif yöntemlere koopere olmayacak grupta (pediyatrik ve ek engeli olanlar) tercih edilmektedir.

❖ *Evoked Compound Action Potential=Elektriksel Uyarılmış Birleşik Aksiyon Potansiyeli(eCAP)*: Elektriksel ya da akustik bir uyarın göndererek koklear siniri uyarmak için yapılır. Uyarım sonucunda bir grup spiral ganglion hücresi aktive olur ve koklear sinir uyarılır. Bu arada da Birleşik Aksiyon Potansiyeli ortaya çıkar (Greisiger, 2016).

eCAP ölçümlerinde biri negatif(N1) ve diğeri pozitif(P2) olmak üzere 2 tepe mevcuttur ve bu iki tepe arasında ölçülen mesafa eCAP amplitüdü olarak isimlendirilir. Yapılan araştırmalarda bu mesafinin negatif tepenin 0,2-0,5 msn ile pozitif tepenin 0,5-0,8 msn arasında olduğu yönündedir (Abbas et al., 1999) (Cullington, 2000) (Brown, C.J., Abbas, P.J, Gantz, 1998).

Kİ firmaları farklı isimlerde yazılım kullanarak eCAP ölçümünü yapmaktadır. Cochlear Firması Neural Response Telemetry(NRT), Med-El Firması AuditoryNerve Response Telemetry(ART), AB Firması Neural Response İmaging(NRI) ve Oticon Medical Firması eCAP adı ile ölçüm yapmaktadır.



Şekil 9. eCAP

(Lenarz, 2017)

❖ *Electrically Auditory Brainstem Response=Elektriksel Uyarılmış Beyin Sapı Cevabı(eABR)*: Akustik uyarın yerine elektriksel uyarın kullanılarak işitsel beyin sapı cevaplarının ölçülmesidir. Bu ölçümler sadece postop dönemde değil aynı zamanda preop veya intraop dönemde de yapılabilir. eABR'den cevap elde edilmiş olması koklear sinirin ve implantın çalıştığıının bir göstergesidir (Hughes, 2013).

❖ *Electrically Stapes Response Telemetry=Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleks Eşiği(eSRT)*: Kİ kullanan hastalarda implant üzerinden elektriksel uyarı gönderilerek karşı kulaktan stapes refleksi ölçülebilir.Cevap olarak elde edilen en küçük değer elektriksel uyarılmış stapes eşiği olarak kabul edilir.İntraop ölçümlerde anestezi nedeniyle elde edilmeyebilir.Ölçümlerden sonuç elde edilebilmesi için orta kulakta bir patoloji olmaması ve hastanın stabil olması gerekmektedir (Hodges et al., 1997) (Kosaner et al., 2009).

1.7. Kİ Kriterleri

Kİ adayının belirlenmesi daha öncede belirttiğimiz gibi multidisipliner bir yaklaşım gerektirmektedir. Kulak Burun Boğaz değerlendirmesi sonrası ilk ve önemli aşama odyolojik incelemedir. Odyolojik inceleme sonrası uygun olduğu düşünülen adaylar belirlenerek Kİ süreci başlar.

Ülkemizde Kİ uygulanmasına yönelik kriterler 26 Kasım 2016 tarihli ve 29900 sayılı, **Sosyal Güvenlik Kurumu Sağlık Uygulama Tebliği'nde Değişiklik Yapılmasına Dair Tebliği ile** belirlenmiştir (Ek 4).

İnternet Adresi: <https://www.resmigazete.gov.tr/eskiler//2016/11/20161126.htm>

1.8. Bimodal İşitme

Bimodal dinleme, tek kulak ile dinlemeye göre önemli avantajlar sağlar. Bilateral Kİ başarılı bir tedavi seçeneği olmasına rağmen, çoğu kişi karşı kulakta işitme cihazı ile Kİ kullanarak binaural işitme elde etmeyi seçmektedir. Bimodal dinleme, sessiz ve gürültülü ortamlarda konuşmanın algılanmasında, lokalizasyonda ve daha kaliteli ses elde edilmesinde tek başına Kİ veya tek başına işitme cihazına göre daha yüksek performans sağlamaktadır. Bimodal işitmenin avantajlarına rağmen binaural entegrasyon ile ilgili dezavantajları vardır. İşitme cihazının ve Kİ'in farklı klinisyenler tarafından kontrollerinin yapılması bu cihazların yönetimini zorlaştırabilir. Bimodal dinleme yönetilirken gürültüde konuşmayı algılama ve mekânsal ses kalitesi algısı üzerine odaklanılmalıdır (Warren & Dunbar, 2018).

Birçok tek taraflı Kİ kullanıcısı, implante edilmemiş kulakta rezidüel işitmeye sahiptir. Bu durum bimodal işitmeye(bir kulakta Kİ, karşı kulakta işitme cihazı) olarak verir. Son yirmi yılda, tek taraflı Kİ kullanıcılarında karşı kulakta işitme cihazı

kullanımı sağlamak hem sessiz hem de gürültülü ortamlarda konuşmayı anlama performansının geliştirilebileceğini göstermiştir (Shpak et al., 2020). Dolayısıyla implante edilmemiş kulaktaki rezidüel işitmeyi Kİ performansı ile birleştirmek (**Bimodal dinleme**), Kİ'in tek başına sağlayacağı yarardan daha yüksek bir konuşmayı anlama ve daha iyi ses kalitesi elde edilmesini sağlayacaktır (Gifford & Dorman, 2019).

Akustik fonetik özelliklerin algılanması üzerine yapılan çalışma ve araştırmalar, alçak frekanslı bilgilerle işaret edilen ünsüzlerin ve sesli harflerin bimodal uyarımda tek taraflı Kİ durumundan daha iyi iletildiğini göstermiştir (Mok et al., 2006).

Kİ kullanıcıları için bimodal stimülasyon yaygın bir yöntem haline gelmiştir. Bimodal dinlemede, bir kulakta Kİ takılıdır ve kontralateral kulağa geleneksel bir dijital işitme cihazı verilir. Çoğu bimodal dinleyici için, her iki cihaz beraber kullanıldığında, binaural performansta artış (Teresa Y.C. Ching et al., 2004) (Teresa Y.C. Ching et al., 2006) (Hoppe et al., 2018) (Sheffield et al., 2017) ve yaşam kalitesinde iyileşme birçok çalışmada gösterilmiştir (Farinetti et al., 2015). Ancak buna rağmen, ses kaynağı lokalizasyonu açısından, bimodal kullanıcıların, bilateral Kİ ve bilateral işitme cihazları kullanıcılarına göre daha düşük performans gösterdiği gözlenmiştir (Dorman et al., 2016).

1.8.1. İnteraural Zaman Farklılıkları (İnteraural Time Differences-ITD)

ITD özellikle alçak frekanslı seslerde ortaya çıkan ve seslerin iki kulağa ulaşma zamanını ifade eden bir terimdir. Başın gölge etkisiyle sesler -özellikle düşük frekanslı sesler- yakın olan kulağa daha hızlı ulaşır. Böyle bir durumda iki kulak arasında zaman farkı oluşmaktadır (Garadat & Litovsky, 2007).

Alçak frekanslarda daha etkili olmasının sebebi, bu seslerin sinüzoidal dalga boylarının baş genişliğine daha yakın olmasıdır (Yost, 1974) (Henning, 1974).

İşitme cihazları ve Kİ'ler genel olarak zamanlama açısından aynı olmadığından, bimodal dinleyicilerde, ITD'leri değiştiren bir cihaz gecikme uyumsuzluğunun ortaya çıkmasına neden olur (Stefan Zirn et al., 2019).

Bimodal kullanıcılar, genellikle sinyal işlemedeki ve stimülasyondaki farklılıklar nedeniyle interaural zaman gecikmesi faktöründen etkilenirler. İşitme cihazı

stimülasyonu için, işleme gecikmesine koklear ilerleyen dalga gecikmesi eklenirken Kİ stimülasyonunda işitsel sinir lifleri doğrudan uyarılır (Angermeier et al., 2021).

İşitme cihazı işleme gecikme uyumsuzluğunu en aza indirmek için Kİ işlemlerini geciktirmek, bimodal kullanıcılarda ses lokalizasyon doğruluğunu arttırmada umut vaat edici bir yöntem olduğu düşünülmektedir (Stefan Zirn et al., 2019).

Normal işitme sistemi, kulaklara gelen akustik uyarıların “zamansal ince yapı(Temporal fine structure=TFS)” ve amplitud “zamansal zarf(Envelope=ENV)” daki “İnteraural Zaman Farklılıkları(ITD)”na karşı çok hassastır. TFS ve ENV algılanan sesin amplitudunda ve frekansındaki değişikliklerdir. Zamansal değişiklikler (loudness, perde ve tını algısı, uzaysal algı vb) işitsel algının çeşitli yönlerinden sorumludur (Stefan Zirn et al., 2019).

Algılanabilir en küçük ITD'nin, gerçekte TFS'de olduğu, 1 s süreli ve 70 ms yükselme ve düşme süresine sahip ton darbeleri kullanılarak 10 ms kadar küçük olduğunu tespit etmiştir (Mills, 1958).

TFS-ITD 1500 Hz'nin altındaki frekanslarda algılanabilir (Yost, William A., Wightman, F.L.,redeWightman & Green, 1971). ENV-ITD'ler daha yüksek frekanslı taşıyıcılar için de algılanabilir (Ewert et al., 2012) (Henning, 1974).

1.8.2. İnteraural Seviye Farklılıkları(İnteraural Level Differences-ILD)

ILD, özellikle yüksek frekanslı seslerde ortaya çıkan bir durumdur. Yüksek frekanslı seslerin uzak olan kulak ile yakın olan kulak arasında şiddet farkına sebep olması durumunda ILD'den söz edilir (Garadat & Litovsky, 2007). Sesin kaynağıyla kafa arasındaki mesafe düştükçe başın gölge etkisinden etkilenen alan artacaktır. 1 metre mesafenin altında bütün frekans aralığında ILD artmaktadır (Arsenault & Punch, 1999).

1500 Hz'den yüksek frekanslarda, kulaklar arası seviye farklılıkları (ILD) lokalizasyon için daha büyük bir öneme sahiptir (Feddersen, W. E., Sandel, T. T., Teas, D. C., & Jeffress, 1957).

ILD'ler en çok 1500 Hz'den büyük frekanslarda belirgindir. Bu kadar yüksek frekanslardaki akustik bilgi Kİ ile iyi bir şekilde iletilirken işitme cihazı ile sınırlı rezidüel işitmeden dolayı ile çoğu zaman duymak daha zordur (Hoppe et al., 2018).

Hem ITD hem de ILD, işitme sistemi tarafından lokalizasyonda kullanılır (Blauert, 1997) (Moore, 2012).

1.8.3. İşitme Cihazlarında Kompresyon Sistemleri

Kompresyonun temel amacı, işitme cihazı kullanıcılarının sahip olduğu dinamik aralığa daha uygun hale gelmesi için ortamdaki ses düzeylerinin bu aralık içine sıkıştırılmasını sağlamaktır. Böylece tüm sesler işitme cihazı kullanıcısının sınırlı dinamik aralığına girer. Bu aynı zamanda şiddetli seslerin düşük seslerden daha az amplifiye edilmesi gerektiği anlamına gelir. Bunu sağlayan kompresör en çok düşük, orta veya yüksek ses seviyelerinde etkin olabilir. Kompresörler, giriş seviyelerinde oluşabilecek değişikliğe çok hızlı tepki verecek şekilde tasarlanabilir veya tam tersi tepkileri o kadar kademeli bir şekilde olur ki, tam tepki verme süreleri çok uzun sürebilir (Dillon, 2012).

Bir sesin dinamik aralığını azaltmak için kazancın değiştirilmesinin birkaç yolu vardır;

1.8.3.1. Alçak seviye kompresyon(Low-level compression):

Hafif şiddet ses düzeylerinde gelen sinyalin kazancı düşürülerek elde edilen kompresyon şeklidir (Dillon, 2012).

1.8.3.2. Yüksek seviye kompresyon(High-Level compression):

Orta ve ileri derecedeki ses düzeylerindeki kazancın daha dar bir çıkış aralığına sıkıştırılmasıyla elde edilen kompresyon tipidir (Dillon, 2012).

1.8.3.3. Geniş dinamik aralık kompresyon(wide dynamic range compression-WDRC):

Gelen ses sinyallerine, farklı şiddet düzeylerinde kompresyon uygulanması ile elde edilen kompresyon şeklidir (Dillon, 2012).

1.8.3.4. Kompresyonun faydaları

Kazancı ve dolayısıyla işitilebilirliği artırarak düşük seviyeli konuşmayı daha anlaşılır hale getirebilir. Yüksek seviyeli seslerin daha rahat anlaşılmasını sağlar ve seslerdeki bozulmaya azaltır (Dillon, 2012).

1.8.3.5. Kompresyonun dezavantajları

Feedback ortaya çıkma olasılığı ve geri plandaki düşük şiddetli seslerin aşırı amplifikasyonuna neden olabilir (Dillon, 2012)

1.8.3.6. Kompresörün temel özellikleri

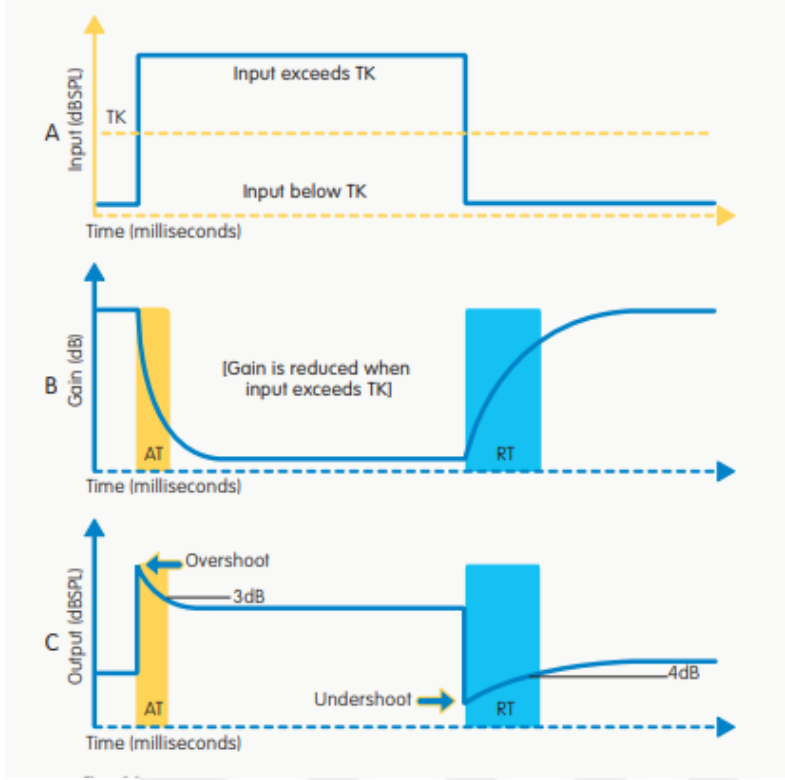
İşitme cihazlarında yer alan kompresörler aktif olarak çalışan parçalardır. Görevi ses düzeyindeki değişikliklere bağlı olarak cihazın kazancını ayarlamaktır (Dillon, 2012).

1.8.3.7. Attack time(AT=Başlangıç Zamanı)

Amplifikatör ilk başta, kompresör yeni giriş seviyesine tepki verene kadar kazancı artırmayı sürdürür. Kompresörün sinyal seviyesindeki bir artışa tepki vermesi için geçen süreye AT adı verilir. AT, işitme cihazına giriş 55 ile 80 dB SPL (IEC118-2) ya da 55 ile 90 dB SPL (ANSI S3.22) arasındaki artıştan sonra çıkışın son seviyesinin 2 dB (IEC 118-2) veya 3 dB (ANSI S3.22) içinde stabilize olması için geçen süreyi tanımlar. Nihayetinde, kompresör artan sinyal seviyesine tamamen tepki vermiş olur. Böylece, kazancı önceki kazancına göre azalmış olur (Kates, 2005).

1.8.3.8. Release time(RT=Bırakma Zamanı)

Giriş sinyalinin seviyesi düştüğünde kompresör yeni giriş seviyesine tepki vererek, daha önceki yüksek seviyeli sinyale uygun olarak kazancı artırır. Kontrol sinyali kademeli olarak azalırken, kazanç ve çıkış sinyali kademeli olarak artar. RT, kompresörün giriş seviyesindeki düşüşe tepki vermesi için geçen süreyi ifade eder. RT, giriş seviyesinin 80'den 55 dB SPL'ye (IEC 118-2) veya 90'dan 55 dB SPL'ye (ANSI S3.22) düşürülmesinden sonra çıkış sinyalinin nihai değerinin 2 dB (IEC 118-2) veya 4 dB (ANSI S3.22) içinde yükselmesi için geçen süre olarak tanımlanır (Dillon, 2012).



Şekil 10.A:Giriş seviyesi, B:Kazancı, C:Çıkış. Gölge alanlar: AT ve RT.

TK: Threshold knee point.

(Banerjee, 2012).

1.8.4. İşitme Cihazlarının İşleme Gecikme Süreleri

Yazılım üzerinden senkronizasyonu sağlamak için, kullanılan işitme cihazının bilgileri ve işleme gecikme süreleri(Ek 3) girilerek eşleştirme yapılır (Şekil 11).

Şekil 11.İşitme cihazı işleme geciktirmesini eşleştirme

(Kaynak: Firmanın izni ile Medel Maestro yazılımından alınmıştır)

Karşı kulakta işitme cihazı ile birlikte Kİ kullanıcıları bimodal dinleyiciler olarak adlandırılır. Dijital işitme cihazı ile Kİ arasındaki 9 ms'ye varan işleme gecikme durumu vardır. Gecikme süreleri her işitme cihazı için değişebilmekte ve bu durum interaural zaman farklılıkları için problem olmaktadır (Stefan Zirn et al., 2019).

Bimodal kullanıcılarında Kİ ve işitme cihazı çoğu işlemci modelinde işleme gecikmeleri açısından senkronize değildir. Kİ, gelen bilgileri işitme cihazından daha küçük işleme gecikmeleriyle işitme sistemine aktarmaktadır. MED-EL firması MAESTRO yazılımı aracılığı ile mevcut Kİ sistemleri için Phonak markasının Una M ve Bolero Q90 model Stafa, İsviçre) işitme cihazı ile senkronize çalıştığını göstermiştir (S. Zirn et al., 2015).

İşitme cihazı ve Kİ sisteminin gerçek kulaklar arası uyarım zamanlaması hem işitme cihazı hem de Kİ sisteminin işleme gecikmelerine bağlıdır. Kİ gecikme sürelerine literatürde veya veri sayfalarında rastlanmamaktadır (Sadece Zirn ve ark. (2015) yazarlar tarafından bilinmektedir). Diğer iki Kİ firması için, bir Kİ kulağının normal işitme sahip kulağa göre gecikme değerleri Cochlear firması(Sydney, Avustralya) Kİ sistemleri için Kİ – Normal İşitme = 10,5–12,5 ms ve AB (Valencia, CA, ABD) Kİ sistemleri için Kİ–Normal işitme= 9–11 ms'dir (Wess et al., 2017).

Bimodal dinleyicilerin karşılaştığı, ancak çok az dile getirilen başka bir problemde, farklı işitme cihazları farklı işleme gecikme sürelerine sahip olmasıdır. MED-EL Kİ sistemi ile sağlanan bir kulak ile karşı kulakta kullanılan işitme cihazı arasındaki gecikme süresinin 3 ile 10 ms arasında değişebileceğini göstermiştir (S. Zirn et al., 2015).

Kİ uygulanan tarafta, frekansa bağlı gecikmeler, konuşma işlemcisinin sinyal işlemesinden kaynaklanır. MED-EL Kİ sistemlerindeki gecikmenin normal işiten kulaklarda meydana gelen gecikmeye nispeten yakın olduğu gözlenmiştir. İşitme cihazı olan kulakta, gecikme genellikle frekanstan bağımsızdır ve sesin fizyolojik olarak dış, orta ve iç kulak yoluyla iletilmesinde meydana gelen gecikmelerin bir birleşimidir. Bu iki uygulama arasındaki asimetri **gecikme uyumsuzluğu** diye isimlendirilir. ITD ve ILD algısını engelleyebilir (Angermeier et al., 2021).

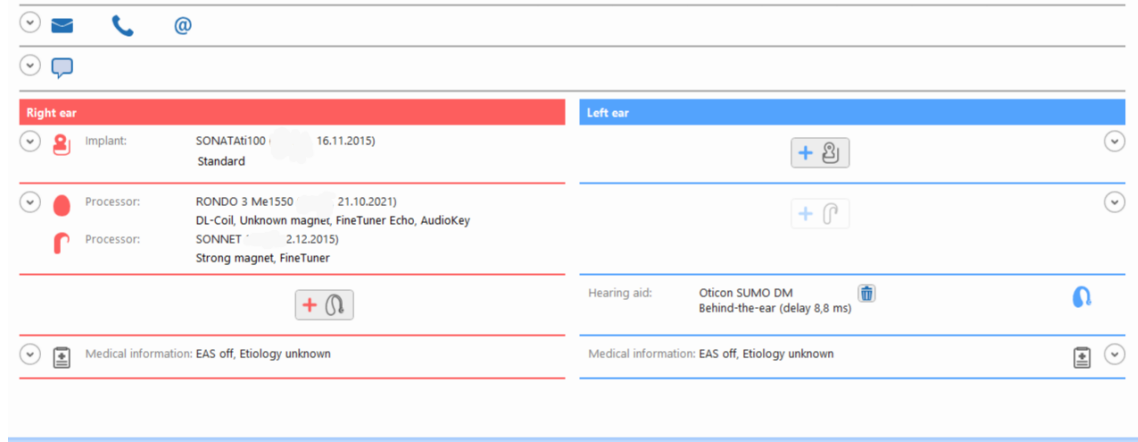
Normal işitme interaural zaman farklılıkları(ITD) ve interaural seviyedeki farklılıklar(ILD), seslerin yatay düzlemde lokalize edilmesini sağlar ve gürültülü

ortamlarda ses kaynağının tespit etmede ve konuşmayı anlamayı destekleyebilir. Bu durumun bimodal dineleyiciler (bir Kİ ve kontralateral tarfata işitme cihazı) için de mevcut olup olmadığı belirsizdir (Veugen et al., 2016).

1.8.4.1. MED-EL ve bimodal işitme teknolojisi

MED-EL firması Avusturya merkezli bir Kİ üreticisidir. Ingeborg ve Erwin Hochmair tarafından 1975 yılında ortaklaşa kurulmuştur. 1977 yılında ilk implant başarılı bir şekilde yerleştirilmiş ve bugün ki modern Kİ olarak bilinen teknolojinin temelini oluşturmuştur. MED-EL Kİ teknolojisinde 12 çift elektrot bulunur. Fine Structure Processing(FSP) ve Continuous Interleaved Sampling(CIS) kodlama stratejisini kullanır.

MED-EL teknolojisi ürettiği yeni işlemci modellerinde kullandığı **Tam Bimodal Senkronizasyon** özelliği ile işitme cihazında sinyal işleme gecikme uyumsuzluğundan kaynaklanan problemleri ortadan kaldırmaya çalışmaktadır. Bu özelliğin uygulanması MED-EL Maestro Yazılımı ile sağlanmaktadır(**Şekil 11**).



Şekil 12. Tam bimodal senkronizasyon özelliğinin yazılım görüntüsü

(**Kaynak:** Firmanın izni ile Medel Maestro yazılımından alınmıştır)

1.8.4.2. Tam Bimodal Senkronizasyonun Faydaları

1.*Perde Eşleşmesi(Pitch Matching)*; İşitme cihazının akustik frekanslarına çok yakın bir eşleşme sağlayarak, her iki kulağa daha doğal bir frekans aralığı ve ses algısı sunmaktadır. Bu aynı zamanda işitme cihazının en iyi faydayı sağlayacak şekilde Kİ'den bağımsız takılmasını sağlar (Schatzer et al., 2014) (Rader et al., 2016)

(Landsberger et al., 2016) (Prentiss et al., 2014) (Landsberger et al., 2015) (Roy et al., 2015) (Canfarotta et al., 2020).

2.*Gürlük Seviyesi Eşleştirme(Matched Loudness Growth)*; İşitme cihazını büyük oranda yeniden ayarlamak zorunda kalınmadan bütün işitme cihazları ile denge kurulmasını sağlar. Böylece konuşma işlemcisi ile işitme cihazı arasında kablosuz bir senkronizasyona ihtiyaç duyulmadan mikrofon yönlülüğü veya beamformer ayarları kullanılabilir. Yazılım üzerinden bimodal görünümde **bimodal gürlük dengeleme** yapılabilir (Vaerenberg, Govaerts, et al., 2014).

3.*Zamanlama Senkronizasyonu(Synchronized Timing)*; Her işitme cihazının Kİ konuşma işlemcisinden daha uzun süren doğal bir işleme gecikmesi vardır. Konuşma işlemcisinde seslerin işleme süresinin işitme cihazına göre daha kısa olması uyumsuzluğa neden olmaktadır. Bu işleme uyumsuzluğu, ITD doğruluğunda etkilemektedir. **Tam Bimodal Senkronizasyon** ile bu etkilenme en aza indirgenmektedir (S. Zirn et al., 2015) (Stefan Zirn et al., 2019).

MED-EL teknolojisinin işitme cihazı ile **Tam Bimodal Senkronizasyon** sağlayacak iki tane konuşma işlemci modeli vardır. Bu konuşma işlemcileri Maestro yazılımı üzerinden eşleşmesi sağlanmaktadır. Bu işlemci modelleri;

1.*SONNET 2 konuşma işlemcisi*;



Şekil 13. MED-EL Sonnet 2 konuşma işlemcisi

(Kaynak:www.medel.com)

2.RONDO 3 konuşma işlemcisi



Şekil 14. MED-EL Rondo 3 konuşma İşlemcisi

(Kaynak:www.medel.com)

1.8.5. Gürültüde Konuşmayı Anlama

Gürültülü bir ortam günlük hayatın bir parçasıdır ve iletişimin çoğu gürültülü ortamlarda geçer. Gürültülü bir ortamda konuşulanların anlaşılması özellikle işitme kayıplı bireylerin en çok şikâyet ettikleri konuların başında gelir (Özcan et al., 2021).

Gürültüde konuşulanların anlaşılması periferik ve santral işitsel sistemin dışında kognitif becerilerinde normal olmasıyla sağlanabilmektedir (Wong et al., 2008).

Gürültülü ortamda konuşmayı anlama yeteneğinin ve dinleme becerisinin değerlendirilmesi, sessiz ortamlarda yapılan saf ses ve konuşma odyometrisi değerlendirmesinden daha fazlasını içermek durumundadır (Özcan et al., 2021).

1.8.6. Sinyal Gürültü Oranı(Signal Noise Ratio=SNR)

Bu oran konuşmanın anlaşılması ilgili bir durumdur ve amplifikasyon sonuçlarının değerlendirilmesinde önemli etkileri vardır. Objektif bir değerlendirmedir (Plomp, 1986) (Hawkins & Yacullo, 1984).

Konuşma düzeyi ile gürültü düzeyi arasındaki fark dB SPL cinsinden SNR olarak ifade edilir. SNR'nin negatif olması, gürültü seviyesinin konuşma seviyesinden daha yüksek olduğu anlamına gelmektedir ve dinlemenin daha zor olacağı anlamına gelir (Torkildsen et al., 2019).

İşitme kaybına sahip kişilerin konuşmaların %50'sini anlayabilmeleri için kritik SNR +10/12 dB düzeyindeyken, işitmesi normal olan kişiler için bu oran +2/6 dB'e düşmektedir. Başka bir deyişle sadece saf ses işitme eşiklerinde azalma olmadığı, sessiz ortamlarda yapılan değerlendirmede tespit edilmeyen SNR'de de azalma olduğu gözlenmiştir (Rowland et al., 1985) (R. H. Wilson & Burks, 2005).

1.9. Türkçe Matriks Testi

Gürültülü ortamlarda yaşamak ve bu ortamlarda bulunmak gündelik hayatın bir parçası haline gelmiştir. Bu durum insanların konuşmayı anlama becerilerini etkilemekte ve işitme kayıplı bireyler için durum daha da zor hale gelmektedir. Gürültüde konuşmaların ayırt edilmesi ile ilgili sorunların tam olarak tespit edilebilmesi rutin olarak yapılan saf ses ve konuşma odyometrisi testleri ile tam olarak mümkün olmamaktadır. Bu nedenle, gürültüde konuşmayı anlama testleri, son yıllarda odyolojik değerlendirmede giderek daha önemli hale gelmiştir. Türkçe Matriks Testi gürültülü ortamlarda ortaya çıkan bu durumları değerlendirmek için dizayn edilmiş gürültü konuşma testlerinden bir tanesidir.

2015'de Gonca Sennaroğlu ve M. Didem Türkyılmaz tarafında Türkçe standardizasyonu yapılmıştır (Zokoll et al., 2015).

Matriks Konuşma Testleri gürültüde anlama becerisini değerlendirmeye yönelik ölçümler sunar. Matriks testleri çeşitli dillerde kullanılmakta ve Türkçe kullanılan versiyonunda hep benzer cümle yapısı kullanılmaktadır (özne, sayı, sıfat, nesne, yüklem) (Zokoll et al., 2015). Total olarak 30 temel liste mevcuttur. Listeler 10 cümle ve 50 kelimedenden oluşacak şekilde oluşturulmuştur. Değerlendirmede kullanılan yazılım aracılığıyla cümleler rastgele belirlenir ve çok fazla olasılık olduğu için cümlelerin hatırlanması imkânsızdır. Çok fazla olasılığın olması testi güvenilir hale getirir ve aynı kişiye defalarca test uygulanabilir (Zokoll et al., 2015).

Matriks değerlendirmeleri "Oldenburg Measurement Application(OMA)" uygulaması kullanılarak yapılmaktadır. Bu uygulama çoğu odyometre cihazı ile uyumludur.

Test, konuşma ve gürültü uyarını serbest alanda değişik açılarda yerleştirilmiş (0, 90 ve 270 derece) hoparlörlerden verilerek yapılır (Picou et al., 2014).

Matriks testleri farklı değerlendirmelerden oluşmaktadırdır. İçeriğinde gürültü varlığında ve yokluğunda konuşmayı alma eşiğinin belirlenmesi ve gürültüde konuşma anlaşılrlılığının değerlendirilmesi vardır (Zokoll et al., 2015).

Değerlendirmede adaptif ve nonadaptif süreçler kullanılır. Adaptif süreçte; geri plan gürültü varlığında %50 konuşma anlaşılrlılığı verdiği, sinyal gürültü oranı(SNR) tespit edilir. Sessizlikte yapılan değerlendirme konuşmayı alma eşiğini belirlemeyi(KAE) içerir. Konuşmayı alma eşiği belirlenmesinde %50'nin dışında %20 ile %80 arasında olaan yüzdelerinde kullanılabilir (Soli & Wong, 2008).

Adaptif olmayan süreçte; cümle içinde doğru olarak bilinen kelime sayısı veya yüzdesi şeklinde doğru verilen cevaplar skorlanır (Soli & Wong, 2008).

1.10. Konuşma, Uzaysal Algı ve İşitme Kalitesi Ölçeği(KUIK)-Ek 2.

2004 yılında William Noble ve Stuart Gatehouse tarafından (Medical Research Council(MRC) Institute of Hearing Research) İngiltere Glasgow'da geliştirilen ölçek, kişinin işitsel performansını kendi başına değerlendirmesine olanak sağlar (Gatehouse & Noble, 2004).

Ölçeğin Türkçe standardizasyonu 2017'de Nurcan Kılıç tarafından yapılmıştır.

Temel olarak farklı şartlarda konuşma uyarılarının duyulması, uzamsal algının taraf, mesafe ve hareket bileşenlerini, eş zamanlı konuşmalarda seslerin ayırt edilmesi, dinleme konforu, sesin doğallığı, netliği ve değişik konuşmacıları, değişik müzik parçaları ve aletleri, günlük yaşam içindeki farklı sesleri tanımlayabilme parametrelerinin değerlendirilmesini sağlar. Ayrıca işitme kayıplı bireylere uygulanarak, yapılan rehabilitasyonun sağladığı fayda ve zararların tespit edilmesine de olanak veren bir ölçektir (Zahorik & Rothpletz, 2015).

Ölçekte, günlük hayattan örnekler verilerek kişinin 0 ile 10 arasındaki puan çizelgesinden kendisini değerlendirmesi istenir.49 sorudan ve 3 bölümden oluşmaktadır.

1.10.1. 1.Bölüm: Konuşma Algısı

Konuşmaların anlaşılması, ayırt edilmesi ve takip etme becerisini değerlendirir. 14 sorudan oluşur. Konuşma Algısı altındaki sorulardan elde edilen puanlar toplanıp 14'e bölünerek Konuşma Algısı Skoru elde edilir.

1.10.2. 2.Bölüm: Uzaysal Algı

Duyulan seslerin hangi taraftan geldiğini, mesafesini ve hareketliliğini tespit etmedeki becerisini değerlendirir. 17 sorudan oluşur. Uzaysal Algı altındaki sorulardan elde edilen puanlar toplanıp 17'ye bölünerek Uzaysal Algı Skoru elde edilir.

1.10.3. 3.Bölüm: İşitme Kalitesi:

Duyulan seslerin netliği, doğallığı, anlaşılabilirliği ve duyurken harcanan çabayı değerlendirir. 18 sorudan oluşur. İşitme Kalitesi altındaki sorulardan elde edilen puanlar toplanıp 18'e bölünerek İşitme Kalitesi Skoru elde edilir.

1.10.4. Genel KUIK Skoru

Bütün sorulardan elde edilen puanlar toplanıp 49'a bölünerek Genel KUIK Skoru elde edilir (Kılıç, 2017).

İKİNCİ BÖLÜM

MATERYAL METOD

Bu çalışma, Eylül 2021 ile Şubat 2022 tarihleri arasında İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Odyoloji Ünitesi'nde yapılmıştır. İstanbul İstanbul Gelişim Üniversitesi Etik Kurulu tarafından 26.08.2021 tarih ve 2021-27 sayılı kararı ile etik kurul izni alınmıştır. Çalışmaya katılan bireylere çalışmanın kapsam ve amacı anlatılarak, yazılı izinleri alınmıştır.

2.1. Bireyler

Çalışmada 24 birey yer almıştır. Bu bireylerden 17'si İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde, 7'si dış merkezlerde Kİ ameliyatı olmuştur.

Bu çalışmaya katılma kriterleri;

- En az 3 ay süre ile unilateral Medel marka Kİ kullanıyor olması,
- İmplant olmayan tarafta işitme cihazı tecrübesi olması,
- İşitme cihazı kullanılan tarafta normal otoskopik ve timpanometrik bulguların olması.
- 11(KUIK ölçeğinin sınırlarından dolayı) yaş ile 45 yaş arasında olması
- Yapılacak testlere koopere olabilecek düzeyde olması
- Anlaşılır bir dil gelişimi olması(Speech Discrimination(SD) testinden skor elde edilmesi).

Çalışmaya katılma kriterlerini karşılamayan tüm kullanıcılar çalışmaya dahil edilmemiştir.

2.2. Metod

Çalışmaya dahil edilen tüm bireylerin muayenesi ve otoskopik incelemesi kulak burun boğaz hekimi tarafından yapılmıştır.

Katılımcılara, İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Odyoloji ünitesinde ilk olarak KUIK ölçeği uygulanmıştır. Sonrasında timpanometrik inceleme, saf ses ve konuşma odyometrisi, serbest alan odyometrisi ve Türkçe Matriks Testi'nin adaptif prosedürü uygulanmıştır.

2.2.1. KUIK Ölçeği

Ölçeğin kullanım izni mail yoluyla Nurcan Kılıç'tan alınmıştır(**Ek 5**).

Bu çalışmada katılımcılara bütün alt ölçekler uygulanmıştır.

Elde edilen puanlar normatif verilerle karşılaştırılarak durumun en doğru şekilde belirlenmesi amaçlanmıştır.

Hastalara değerlendirme öncesi konuşma algısı(14 soru), uzaysal algı(17 soru) ve işitm kalitesi(18 soru) olmak üzere üç bölümden oluşan toplam 49 soruluk anket uygulanmıştır.

Konuşma algısı skoru; bu bölümde verilen puanların toplamı 14' bölünerek, uzaysal algı skoru; bu bölümde verilen puanların toplamı 17'ye bölünerek ve işitm kalitesi skoru; bu bölümde verilen puanların toplamı 18'e bölünerek hesaplanmıştır.

Genel KUIK skoru; bütün verilen puanların toplamının 49'a bölünmesi ile elde edilmiştir.

2.2.2. Odyolojik Değerlendirme

2.2.3.1. Timpanometri

Timpanometrik inceleme bilateral olarak, +200daPa ile -400daPa basınc aralığında, 226Hz probe tone ve 85dB SPL seviyesinde uyarın verilerek İnteracoustics marka AT235H model immitansmetre cihazı ile gerçekleştirilmiştir.

İncelemede dış kulak kanal volümü, komplians, orta kulak basıncı ve gradient değerlendirilmiştir.

2.2.3.2. Saf Ses Odyometrisi

Saf ses hava ve kemik yolu işitm eşikleri, (sağ/sol kulak) bilgisayar tabanlı Otometrics marka Aurical Aud model klinik odyometre cihazı ile ANSI standartlarına göre standart ses geçirmez kabinlerde odyometrik değerlendirme prosedürleri izlenerek yapılmıştır.

Hava yolu saf ses işitm eşikleri 125-8000 Hz aralığında TDH 39 kulaklık kullanılarak ölçülmüştür. Kemik yolu işitm eşikleri 500-4000 Hz aralığında, Radio Ear B 71 kemik yolu vibratör kullanılarak değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar odyogram formuna(**Ek 6**) kaydedilerek işitm eşikleri değerlendirilmiştir.

2.2.3.3. Konuşma Odyometrisi

Konuşma testleri bilgisayar tabanlı Otometrics marka Aurical Aud klinik odyometre cihazı ile Telephonic TDH-39 marka kulaklık kullanılarak sessiz kabinde yapılmıştır.

Konuşma testlerinde sağ ve sol kulakta;

- Türkçe için geliştirilen standardize edilmiş üç heceli kelime listesi(**Ek 7**) kullanılarak Konuşmayı Alma Eşiği(KAE-*Speech Recognition Threshold*=SRT) ve En Rahat Ses Seviyesi (*Most comfortable level*=MCL) belirlenmiştir.

- Türkçe için geliştirilen standardize edilmiş tek heceli fonetik dengeli 25 kelimelik listeler(**Ek 8**) (Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi KBB Hastalıkları Anabilim Dalı Odyoloji ve Konuşma Bozukluklarında geliştirilerek, standardizasyonu yapılan PB-300 kelime listeleri) kullanılarak en rahat ses seviyesinde doğru ifade edilen kelimelerin yüzdeleri alınarak Konuşmayı Ayırtetme(*Speech Discrimination*=SD) skoru belirlenmiştir.

- Rahatsız Edici Ses Seviyesi(*Uncomfortable level*=UCL) belirlenmiştir.

Konuşma test sonuçları odyogram formuna(**Ek 6**) kayıt edilmiştir.

2.2.3.4. Serbest Alan Odyometrisi

Serbest alan değerlendirmesi sessiz kabinde bilgisayar tabanlı Otometrics marka Aurical Aud klinik odyometre cihazı ile JBL CONTROL ONE marka, 80Hz-20KHz frekans aralığına ve 100 W ses çıkış gücüne sahip hoparlör sistemi kullanılarak yapılmıştır.

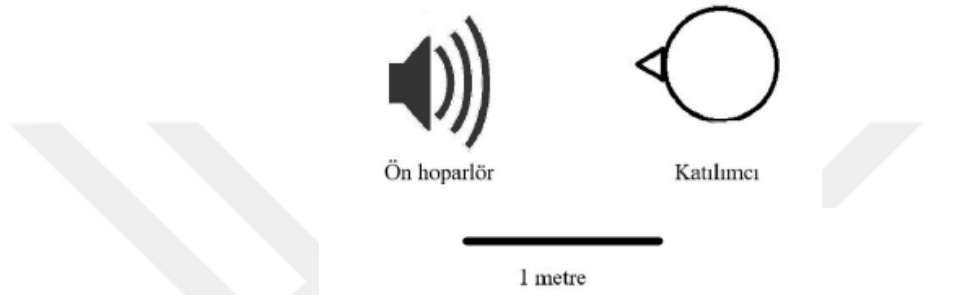
Serbest alan odyometrisinde Kİ'li, işitme cihazlı, bimodal ve **Tam Bimodal Senkronizasyon** özelliği aktif durumundayken işitme eşikleri ölçülmüştür. Uyaran olarak warble tone kullanılmıştır. Sonuçlar odyogram formuna (**Ek 6**) kayıt edilmiştir.

Serbest alan değerlendirmesi hoparlör katılımcının tam karşısında (0 derece açı ile) ve 1 m uzaklıkta olacak şekilde yapılmıştır.

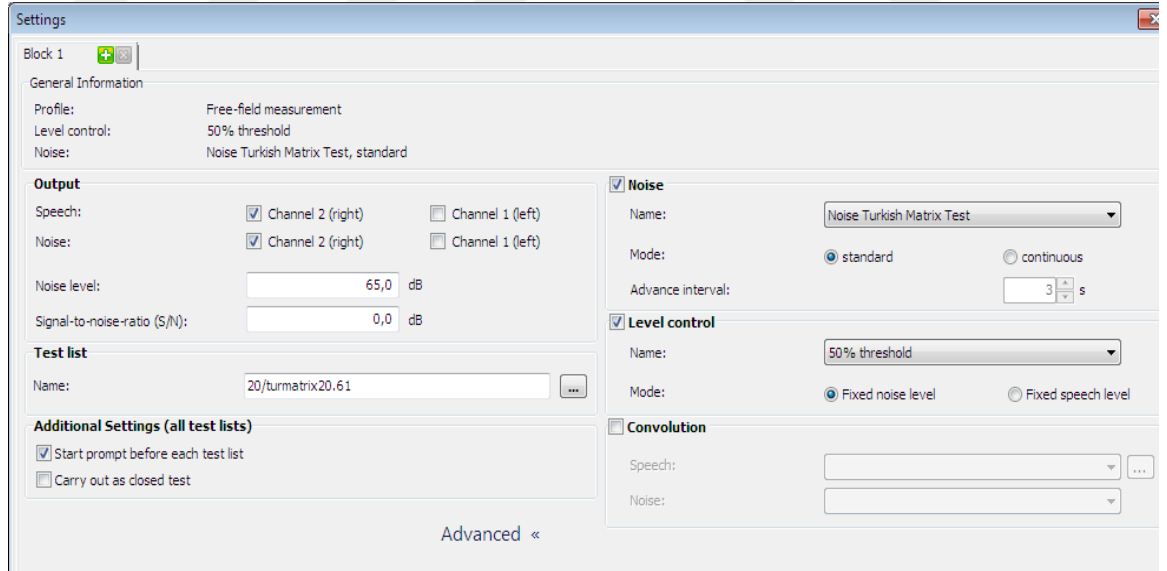
2.2.3. Türkçe Matriks Testi

Kullanıcıların işitsel algı performanslarını değerlendirmek amacıyla yapılan adaptif Türkçe matriks testinde, hoparlör katılımcının tam karşısında yer alacak şekilde

(0 derece açı ile) ve 1 metre mesafede olacak şekilde yerleştirilmiştir. Adaptif test modülü, gürültü ve konuşma uyararı birlikte verilerek uygulanmıştır. 20 cümleden oluşan materyal uygulanmıştır. İlk cümle 0 dB'lik SNR ile verilmiştir. Arkadan gelecek cümle için konuşma düzeyi hastanın verdiği yanıtı bağlı olarak yazılım tarafından otomatik oluşturulmuştur. Test düzeneği aşağıda gösterilmiştir (Şekil 15).



Şekil 15. Türkçe matriks test düzeneği



Şekil 16. Türkçe matriks testi ölçüm protokolü

Türkçe matriks testi;

-Koklear implantlı,

-Bimodal,

-Tam Bimodal Senkronizasyon modunda uygulanmıştır.

Bimodal uyarımda Türkçe matriks değerlendirmesi yapıldıktan sonra Maestro yazılımı üzerinden katılımcının kullandığı işleme cihazının işleme gecikme süresi girilerek **Tam Bimodal Senkronizasyon** sağlanmış ve değerlendirme yapılmıştır.

2.3. İstatistiksel İncelemeler

İstatistiksel analizler için Number Cruncher Statistical System(NCSS) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, yüzde, minimum, maksimum) kullanıldı. Nicel verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ve grafiksel incelemeler ile sınanmıştır. Normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann-Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım gösteren nicel değişkenlerin grup içi karşılaştırmalarında Tekrarlı ölçümler varyans analizi ve ikili karşılaştırmaların değerlendirmelerinde Bonferroni düzeltmeli ikili değerlendirmeler kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin grup içi karşılaştırmalarında Friedman Test ve ikili karşılaştırmaların değerlendirilmesinde Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon signed-ranks test kullanıldı. Nicel değişkenler arası ilişkilerin değerlendirilmesinde Pearson korelasyon analizi ve Spearman korelasyon analizi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

Cronbach's Alfa katsayısının değerlendirilmesi aşağıdaki ölçüte göre yapılmıştır.

$0,0 \leq \alpha < 0,40$ ise ölçek güvenilir değildir.

$0,40 \leq \alpha < 0,60$ ise ölçek düşük güvenilirliktedir

$0,60 \leq \alpha < 0,80$ ise oldukça güvenilirirdir.

$0,80 \leq \alpha < 1,00$ ise ölçek yüksek derecede güvenilir bir ölçektir.

(Y.KARAGÖZ; "SPSS 21.1 uygulama, Biyoistatistik; Nobel Akademik Yayıncılık; 1.basım; 2014; sf:698)

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

BULGULAR

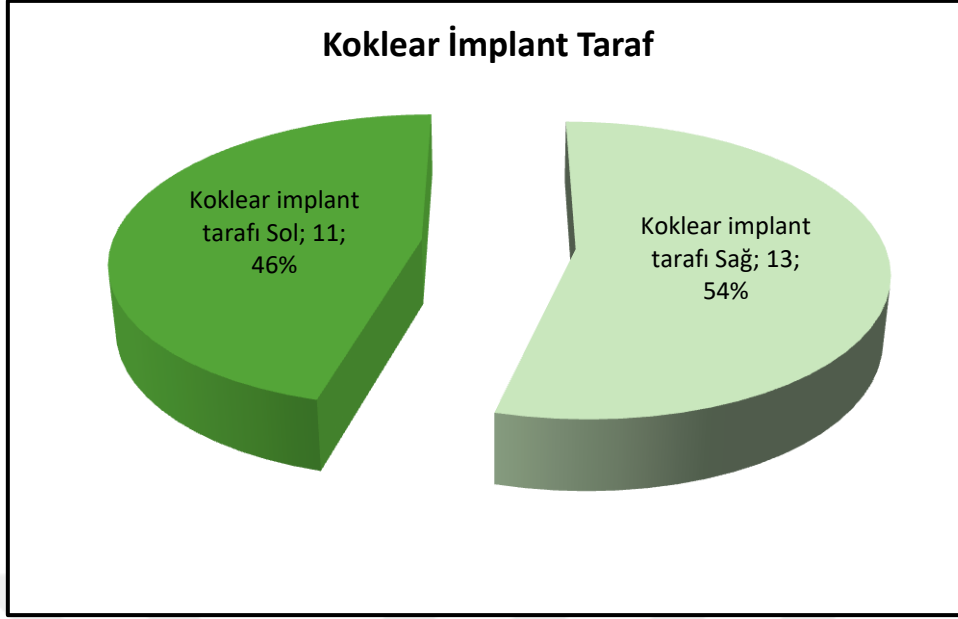
Araştırma Eylül 2021 ile Şubat 2022 tarihleri arasında, İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde %41,7'si (n=10) kadın, %58,3'ü (n=14) erkek olmak üzere toplam 24 olgu ile yapılmıştır. Olguların yaşları 10 ile 39 arasında değişmekte olup, ortalama yaş $20,08 \pm 6,02$ olarak belirlenmiştir.

Tablo 4. Tanımlayıcı özelliklerin dağılımı

		n (%)
Cinsiyet	Kadın	10 (41,7)
	Erkek	14 (58,3)
Yaş	<i>Ort±Ss</i>	20,08±6,02
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	20 (10-39)
Kİ deneyimi (yıl)	<i>Ort±Ss</i>	5,10±5,65
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	2,6 (0-19,3)
Kİ tarafı	Sağ	13 (54,2)
	Sol	11 (45,8)
İşlemci modeli	RONDO 3	2 (8,3)
	SONNET 2	22 (91,7)
İşitme cihazı deneyimi (yıl)	<i>Ort±Ss</i>	12,08±5,04
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	11,5 (4-20)
İşitme cihazı taraf	Sağ	11 (45,8)
	Sol	13 (54,2)

Olguların Kİ deneyim süreleri 0 ile 19,3 yıl arasında değişmekte olup, ortalama deneyim süresi $5,10 \pm 5,65$ yıl olarak belirlenmiştir.

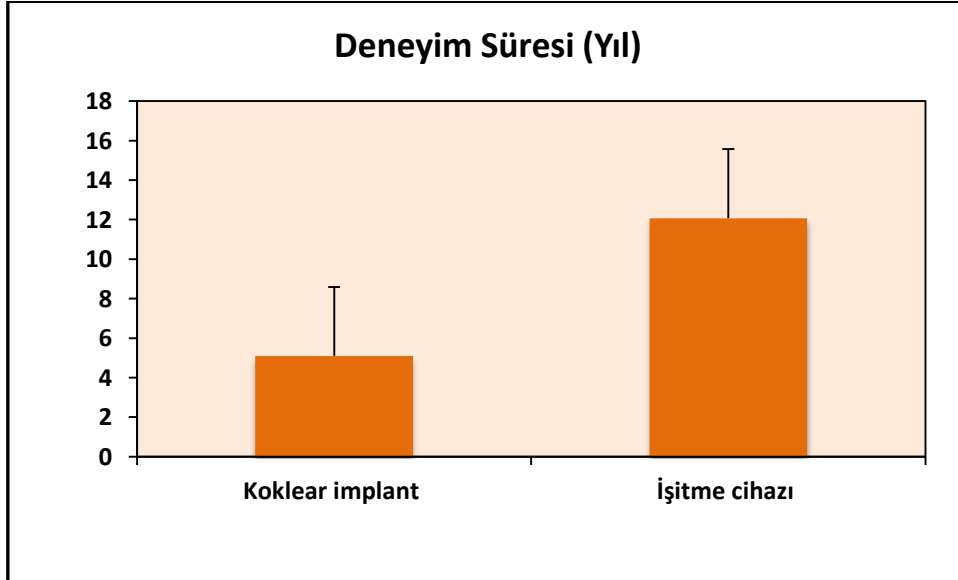
Katılımcıların %54,2'sinde (n=13) Kİ sağ tarafta, %45,8'inde (n=11) sol tarafta olduğu görülmektedir.



Şekil 17. Koklear implant dağılımı

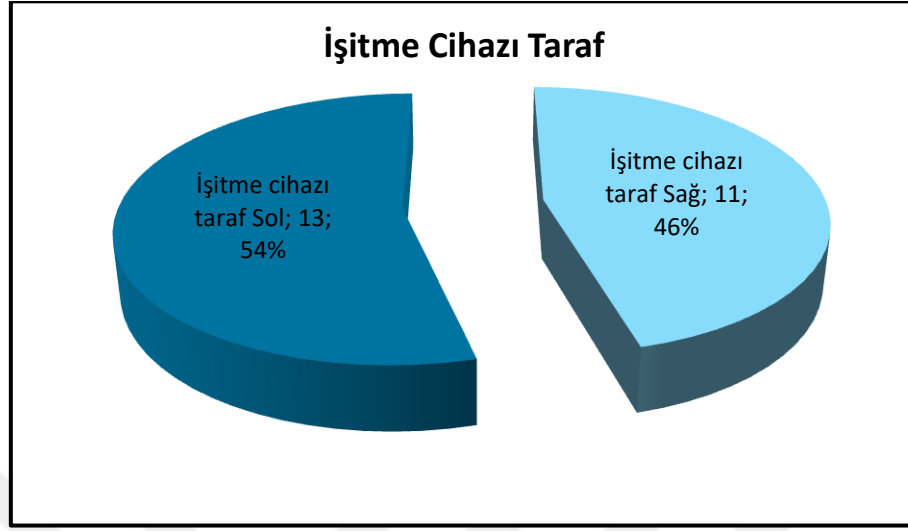
İşlemci modelleri incelendiğinde, olguların %8,3'ünde (n=2) RONDO 3 modeli, %91,7'sinde (n=22) SONNET 2 modeli gözlenmiştir.

Araştırmaya katılanların işitme cihazı deneyim süreleri 4 ile 20 yıl arasında değişmekte olup, ortalama deneyim süresi $12,08 \pm 5,04$ olarak belirlenmiştir.



Şekil 18. Koklear implant ve işitme cihazı deneyim sürelerinin dağılımı

Olguların %45,8'inde (n=11) işitme cihazı sağ taraftayken, %54,2'sinde (n=13) sol taraftadır.



Şekil 19. İşitme cihazı taraf dağılımı

Tablo 5. İşitme cihazı tarafındaki saf ses odyometri eşikleri

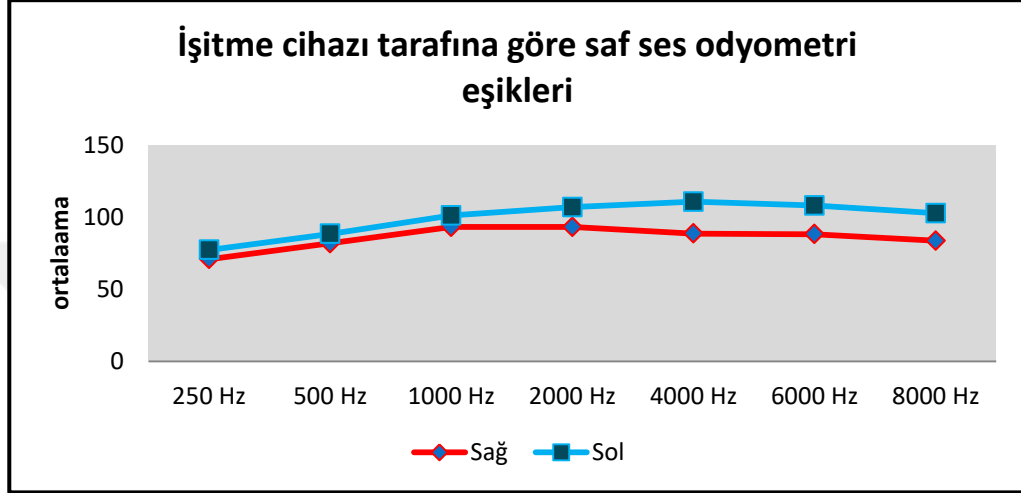
Frekans		İşitme cihazı taraf			p
		Toplam	Sağ (n=11)	Sol (n=13)	
250 Hz	Ort±Ss	74,38±11,36	70,91±9,95	77,31±12,01	^a 0,128
	Medyan (Min-Maks)	75 (50-95)	75 (50-80)	80 (55-95)	
500 Hz	Ort±Ss	85,42±13,98	81,82±14,01	88,46±13,75	^a 0,169
	Medyan (Min-Maks)	90 (55-105)	90 (55-95)	95 (65-105)	
1000 Hz	Ort±Ss	97,50±16,29	93,18±19,27	101,15±12,93	^a 0,205
	Medyan (Min-Maks)	105 (50-120)	100 (50-120)	105 (75-120)	
2000 Hz	Ort±Ss	100,63±19,07	93,18±23,69	106,92±11,64	^a 0,090
	Medyan (Min-Maks)	105 (35-120)	100 (35-120)	110 (85-120)	
4000 Hz	Ort±Ss	100,63±25,29	88,64±32,49	110,77±10,17	^a 0,038*
	Medyan (Min-Maks)	105 (10-120)	100 (10-120)	115 (95-120)	
6000 Hz	Ort±Ss	98,96±23,08	88,18±30,84	108,08±5,6	^a 0,051
	Medyan (Min-Maks)	110 (20-115)	100 (20-110)	110 (95-115)	
8000 Hz	Ort±Ss	93,96±24,18	83,64±33,17	102,69±4,84	^a 0,083
	Medyan (Min-Maks)	105 (10-105)	100 (10-105)	105 (90-105)	
Saf Ses	Ort±Ss	96,04±16,50	89,20±20,97	101,83±8,71	^a 0,082
Ortalama (500-4000Hz)	Medyan (Min-Maks)	101,3 (38,8-113,8)	95 (39-113,8)	103,8 (86-111,3)	

^aMann Whitney U Test

*p<0,05

İşitme cihazı sol tarafta olan olguların 4000Hz'deki işitme eşikleri, işitme cihazı sağ tarafta olanlardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek saptanmıştır ($p=0,038$; $p<0,05$).

İşitme cihazı taraflarına göre olguların diğer frekanslarda ve saf ses ortalamasındaki ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).



Şekil 20. İşitme cihazı tarafına göre saf ses odyometri eşikleri

Tablo 6. Saf ses odyometri eşiklerinin yaş ile ilişkisi

		Yaş
250 Hz	r^{\ddagger}	-0,158
	p	0,461
500 Hz	r^{\ddagger}	-0,155
	p	0,469
1000 Hz	r^{\ddagger}	-0,381
	p	0,066
2000 Hz	r^{\ddagger}	-0,367
	p	0,077
4000 Hz	r^{\ddagger}	-0,090
	p	0,674
6000 Hz	r^{\ddagger}	0,203
	p	0,342
8000 Hz	r^{\ddagger}	0,052
	p	0,808
SAF ses ortamı	r^{\ddagger}	-0,302
	p	0,151

\ddagger Spearman Korelasyon Katsayısı

\ddagger Pearson Korelasyon Katsayısı

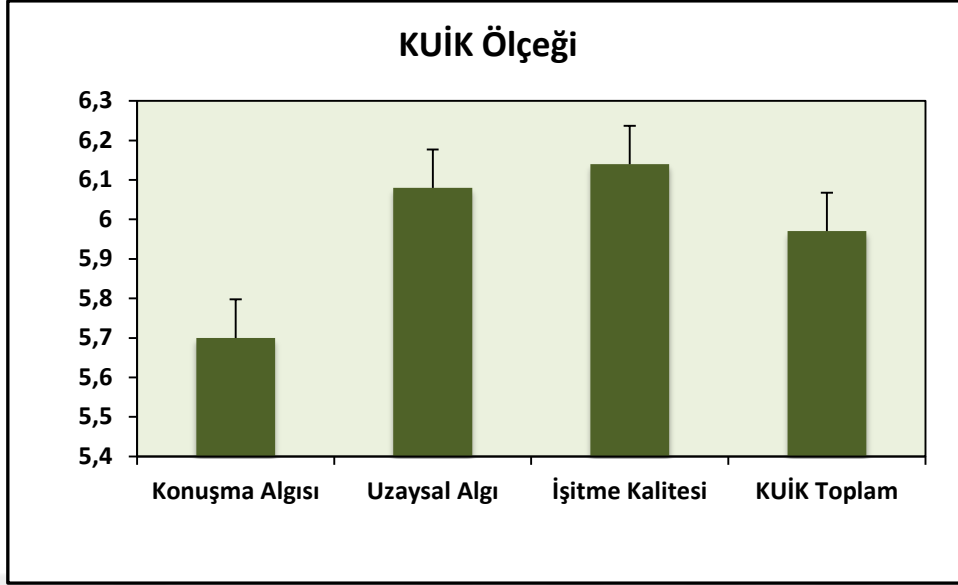
Yaş ile 250, 500, 4000, 6000 ve 8000Hz'deki saf ses odyometrisi işitme eşikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$). Yaş ile 1000 ve 2000Hz'deki saf ses odyometrisi işitme eşikleri arasında negatif yönlü orta düzeyde bir ilişki saptanmış ancak bu istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($r=-0,381$ $p=0,066$; $r=-0,367$ $p=0,077$; $p>0,05$).

Yaş ile saf ses ortalaması arasında negatif yönde saptanan ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($r=-0,302$; $p=0,151$; $p>0,05$).

Tablo 7. KUIK ölçeği puanlarının dağılımı

	Soru sayısı	Ort±Ss	Medyan (Min-Maks)	Cronbach's Alfa
Konuşma Algısı	14	5,70±1,48	5,7 (3-9,4)	0,864
Uzaysal Algı	17	6,08±1,87	6,2 (1,8-9,1)	0,945
İşitme Kalitesi	18	6,14±1,61	6,4 (2,7-9,2)	0,928
KUIK Toplam	49	5,97±1,47	6 (2,5-9,2)	0,964

Olguların KUIK Ölçeği “*Konuşma Algısı*” alt bölümünden aldıkları skorlar 3 ile 9,4 arasında değişmekte olup, ortalaması 5,70±1,48’dir. “*Uzaysal Algı*” alt bölümünden aldıkları skorlar 1,8 ile 9,1 arasında değişmekte olup, ortalaması 6,08±1,87’dir. “*İşitme Kalitesi*” alt bölümünden aldıkları skorlar 2,7 ile 9,2 arasında değişmekte olup, ortalaması 6,14±1,61’dir. Katılımcıların “Genel KUIK Skoru” 2,5 ile 9,2 arasında değişmekte olup, ortalama 5,97±1,47’dir.



Şekil 21. KUIK ölçeği skorlarının dağılımı

KUIK Ölçeğinin iç tutarlılıkları incelendiğinde; “*Konuşma Algısı*” alt bölümü için $\alpha=0,864$, “*Uzaysal Algı*” alt bölümü için $\alpha=0,945$, “*İşitme Kalitesi*” alt bölümü için $\alpha=0,928$, Genel KUIK skoru için $\alpha=0,964$ olarak belirlenmiş olup, ölçeğin yüksek derecede güvenilir olduğu söylenebilir.

Tablo 8. KUIK ölçeğinin koklear implant ve işitme cihazı deneyim süreleri ile ilişkisi

		Koklear İmplant Deneyim Süresi	İşitme Cihazı Deneyim Süresi
Konuşma Algısı	r	-0,059 [‡]	-0,366 [‡]
	p	0,785	0,078
Uzaysal Algı	r	-0,046 [‡]	-0,278 [‡]
	p	0,831	0,189
İşitme Kalitesi	r	-0,193 [‡]	-0,291 [‡]
	p	0,366	0,168
KUIK	r	-0,197 [‡]	-0,346 [‡]
	p	0,357	0,098

[†]Pearson Korelasyon Katsayısı

[‡]Spearman Korelasyon Katsayısı

Olguların KUIK Ölçeği “*Konuşma Algısı*”, “*Uzaysal Algı*” ve “*İşitme Kalitesi*” alt bölümlerinden ve Genel KUIK ölçeğinden aldıkları skorlar ile Kİ deneyim süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$).

Olguların KUIK Ölçeği “Konuşma Algısı”, “Uzaysal Algı” ve “İşitme Kalitesi” alt bölümlerinden ve Genel KUIK ölçeğinden aldıkları skorlar ile işitme cihazı deneyim süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$).

Tablo 9. Uyarım moduna göre serbest alan işitme eşikleri

Frekans		Uygulama Şekli			p
		Koklear İmplantlı	BİMODAL	TAM BİMODAL SENKRONİZASYON	
250 Hz	<i>Ort±Ss</i>	33,75±8,11	31,88±4,38	31,88±4,38	^b 0,062
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	30 (25-65)	30 (25-40)	30 (25-40)	
500 Hz	<i>Ort±Ss</i>	32,50±5,32	31,88±4,38	30,83±5,25	^c 0,010*
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	32,5 (25-45)	30 (25-40)	30 (20-40)	
1000 Hz	<i>Ort±Ss</i>	29,79±4,29	29,17±3,81	28,75±4,23	^b 0,250
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	30 (25-40)	30 (20-35)	30 (20-35)	
2000 Hz	<i>Ort±Ss</i>	31,88±4,62	30,83±4,58	29,38±5,17	^c 0,010*
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	30 (20-40)	30 (20-40)	30 (20-40)	
4000 Hz	<i>Ort±Ss</i>	33,96±4,42	32,71±5,31	32,08±5,09	^b 0,051
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	35 (20-40)	35 (20-40)	35 (20-40)	
6000 Hz	<i>Ort±Ss</i>	28,54±4,77	27,29±5,51	26,46±4,54	^c 0,039*
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	30 (20-40)	25 (15-40)	25 (15-35)	
8000 Hz	<i>Ort±Ss</i>	25,42±5,88	23,75±6,30	23,33±5,65	^b 0,050
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	25 (15-45)	25 (10-45)	25 (10-40)	
Konuşma testleri; SD (%)	<i>Ort±Ss</i>	38,17±23,71	44,33±24,57	48,00±24,32	^c 0,001**
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	34 (8-80)	40 (8-84)	46 (12-88)	

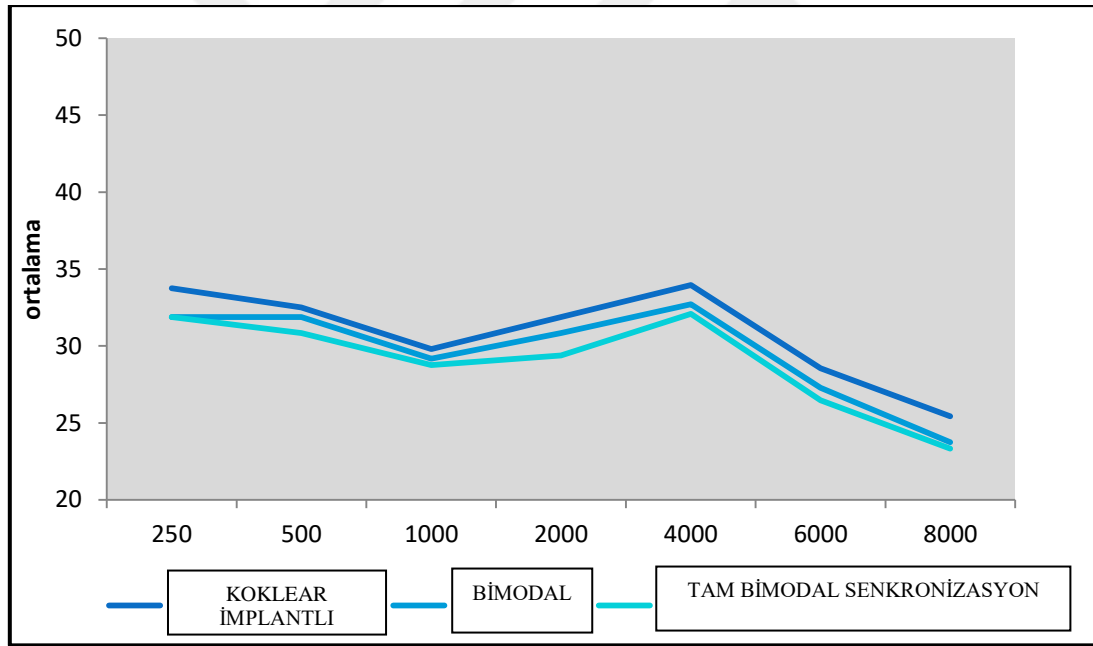
^bFriedman Test
*p<0,05

^cRepeated Measures Test
**p<0,01

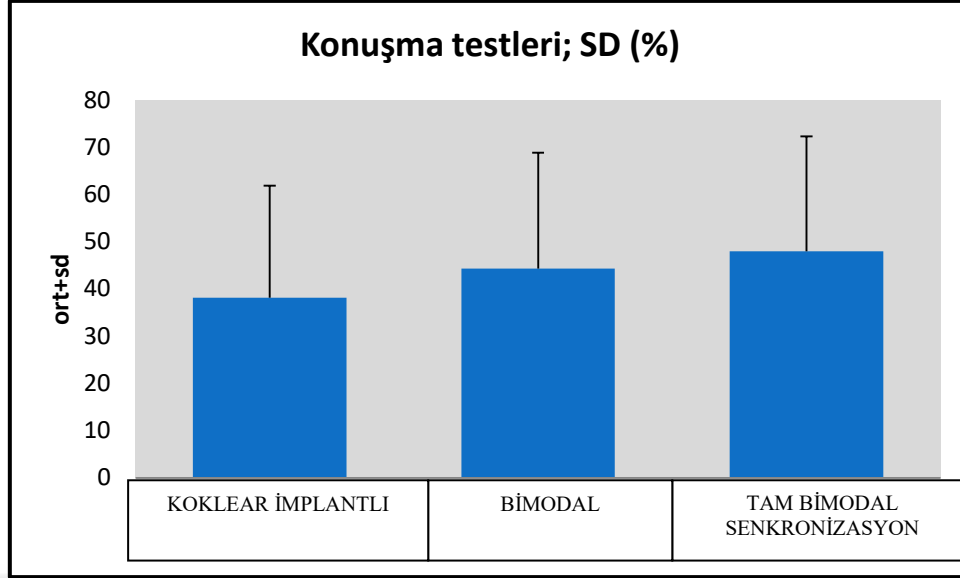
250, 1000, 4000 ve 8000Hz’de, uyarım moduna göre serbest alan işitme eşikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

500, 2000, ve 6000Hz'de, uyarım moduna göre serbest alan işitme eşikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,010$; $p<0,05$). Farklılığın kaynağını belirlemek için yapılan ikili karşılaştırmalar neticesinde; **Tam Bimodal Senkronizasyon** modunda elde edilen serbest alan işitme eşiklerinin, Kİ'li serbest alan işitme eşiklerinden anlamlı düzeyde daha iyi olduğu saptanmıştır($p=0,025$; $p<0,05$).

Uyarım moduna göre SD skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,001$; $p<0,01$). Farklılığın kaynağını belirlemek için yapılan ikili karşılaştırmalar neticesinde; Kİ'li SD skorları ile bimodal ve **Tam Bimodal Senkronizasyon** modundaki skorlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıktı ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). Aynı şekilde bimodal uyarımdaki SD skorları ile **Tam Bimodal Senkronizasyon** modundaki SD skorları ile karşılaştırıldığında da istatistiksel olarak anlamlı fark çıktı($p=0,001$; $p<0,01$).



Şekil 22. Uyarım moduna göre serbest alan işitme eşikleri



Şekil 23. Uyarım moduna göre konuşma testleri(SD) dağılımı

Tablo 10. Türkçe matriks testi SNR değerleri (50% threshold (dB))

Türkçe Matriks Testi	Kİ'Lİ	BİMODAL	TAM BİMODAL SENKRONİZASYON	<i>p</i>
Ort±SD	18,14±12,89	9,49±12,25	6,26±8,45	0,001**
Median	20,80	5,20	3,40	
Min-Max	-4,40-43,8	-3,40-41,4	-3,70-31,1	

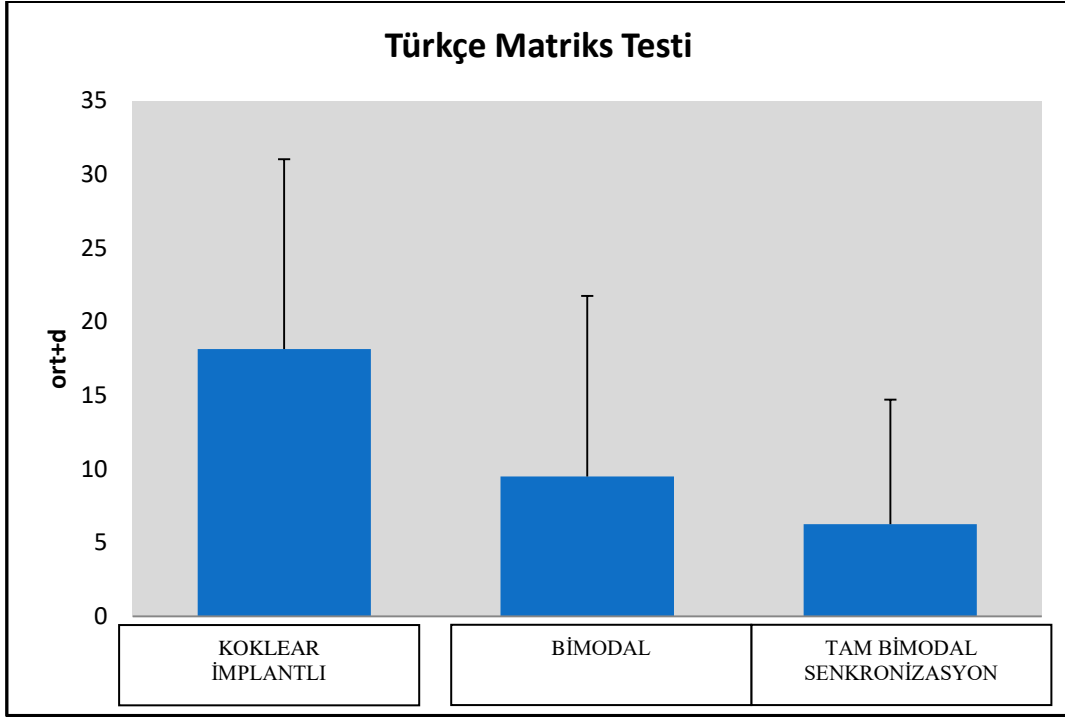
Friedman Test

** $p < 0,01$

Türkçe matriks testi kritik SNR medyan değeri, Kİ'li 20,8; bimodal uyarımda 5,20 ve **Tam Bimodal Senkronizasyon** modunda ise 3,40 olarak saptanmıştır.

Bu üç uyarım arasında Türkçe matriks testi kritik SNR değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p < 0,01$). Anlamlılıklar incelendiğinde; Kİ'li kritik SNR değerleri, bimodal ve **Tam Bimodal Senkronizasyon** modundaki kritik SNR değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p = 0,018$; $p = 0,001$). Bimodal kritik SNR değerleri ile **Tam Bimodal Senkronizasyon** modundaki kritik SNR değerleri arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p = 0,204$; $p > 0,05$). Ancak **Tam Bimodal Senkronizasyon** modundaki kritik SNR değerleri, bimodal uyarıma göre daha düşük elde edilmiştir.

**SNR deęerinin rakamsal olarak dūřmesi gūrlūtūde dinleme becerisinin(veya gūrlūtūde konuřmayı ayırt etme yeteneęinin) daha iyi olduęunu gōstermektedir.*



řekil 24.Tūrkęe matriks testi kritik SNR daęılımı

TARTIŞMA

Kİ teknolojisi, nöro-otoloji alanında devrim yaratmış ve uygulanan Kİ'lerin sayısı hızla artmaya devam etmektedir. Modern koklear implant teknolojisine, dış parçayı daha küçültmenin yanında, bluetooth bağlantısı, fiziksel etkilerin(su geçirmezlik vb.) en aza indirilmesi ve MRI uyumluluğu gibi özellikler eklenmektedir (Lane et al., 2019) .

Kİ, ses algısı üretmek için kulağın elektriksel stimülasyonunun başarılı bir şekilde gerçekleştirilmesidir. Bu uygulama, işitsel sistemi uyarabilmek için sesi elektrik akımına dönüştüren ve cerrahi olarak implante edilen cihazdır (Mudry & Mills, 2013).

Kİ'ler, ileri ve çok ileri derecede işitme kaybı olan birçok kişiye işitme sağlamıştır; bu bireylerin çoğu sessiz bir ortamda iyi bir konuşma algısı elde etmektedir(Zhou et al., 2020).

Genişletilmiş Kİ adaylık kriterleri, implante edilmemiş kulakta rezidüel işitmesi olan tek taraflı Kİ kullanıcılarının sayısının artmasına neden olmuştur (Most et al., 2011). Bir Kİ ve implante olmayan kulakta işitme cihazından oluşan kombinasyon, bimodal dinleme olarak ifade edilmektedir. Günümüzde çoğu Kİ kullanıcılarının yaklaşık %60'ının implante olmayan kulakta özellikle düşük frekanslarda rezidüel işitmeye sahip olduğu tahmin edilmektedir (250 Hz'de 80 ila 85 dB HL) (Dorman & Gifford, 2010). Tek taraflı Kİ kullanıcılarının, gelişmiş konuşmayı algılaması ve uzaysal lokalizasyon için implante olmayan kulağının akustik girdi ile desteklenmesi önerilmiştir (Teresa Y.C. Ching et al., 2004) (T. Y.C. Ching et al., 2007) (Most et al., 2011).

Bimodal dinleyicilerde, dijital işitme cihazı ve Kİ arasındaki sinyal işleme gecikmelerinde 9 ms'ye kadar olan farklılıklar, kulaklar arası zaman farklarını üst üste getirmektedir. Bu kullanıcılarda Kİ ve işitme cihazı sinyal işleme gecikmeleri açısından senkronize değildir. Genel olarak Kİ, bilgileri işitme cihazından daha küçük işleme gecikmeleriyle işitsel sisteme aktarmaktadır. İşitsel beyin sapı aktivasyonunun farkı, genelde frekanstan bağımsızdır ve 7 ms kadar büyüktür. İşitme cihazı ve Kİ için gerçek kulaklar arası stimülasyon zamanlaması hem işitme cihazı hem de Kİ sisteminin sinyal işleme gecikmelerine bağlıdır. Cihaz gecikme uyumsuzluğunu en aza indirmek için Kİ stimülasyonunu geciktirmek, bimodal dinleyicilerde konuşmayı algılamada ve ses

lokalisasyon doğruluğunu artırmada umut verici olduğu gözükmektedir (Stefan Zirn et al., 2019).

Sesin işitilmesi sürecinde ITD ve ILD, sesleri yatay düzlemde lokalize etmemizi sağlarak, gürültülü ortamlarda kaynak ayırımını ve konuşmayı anlamayı destekleyebilmektedir(Veugen et al., 2016).

Bilateral girdiler ideal olarak sesin lokalisasyonunu ve gürültüde konuşmayı ayırt etmeyi daha iyi hale getirmelidir. Bununla beraber bimodal kullanıcılarda, ses kaynaklarının lokalisasyonunu destekleyecek kadar işitsel kulaklar arası zaman ve seviye farklılıklarını(sırasıyla ITD'ler ve ILD'ler) korumak için birlikte çalışabilme derecesi, karmaşık akustik ortamlarda konuşmayı ayırt etmek için önemli sonuçları olan bir durumdur (Zaleski-King et al., 2019).

Mevcut dijital işitme cihazları, dış kulak yolu kanalının önündeki veya kulak keçesinin üzerindeki akustik sinyalleri toplar, filtreler, sıkıştırır ve sonrasında amplifiye ederek dış kulak kanalına iletilir. Bu aşamadan sonra fizyolojik işitme süreci başlar. Işitme cihazı işleme, işitme cihazının gecikme bileşenleri tarafından cihazsız kulağa oranla akustik yolu uzatır (S. Zirn et al., 2015). Beş dijital işitme cihazında yapılan araştırma sonucunda 3 ile 11 ms arasında frekanstan bağımsız gecikme değerleri tespit edilmiştir (Dillon et al., 2003).

Bir Kİ, periferik işitsel sistemi atlar ve intrakoklear elektrotlar tarafından uygulanan bifazik akım darbeleri kullanarak işitsel siniri uyarır. Kİ'nin sinyalleri işlemesi, çeşitli açılardan normal işitmeye sahip kulaklardaki sinyal işlemeye benzer (S. Zirn et al., 2015).

Birçok kişi Kİ ile birlikte implante olmayan kulakta işitme cihazı kullanarak binaural işitme elde etmeyi seçmektedir. Tek taraflı Kİ ile kıyaslandığında, bimodal uyarım sessiz ve gürültülü ortamlarda daha iyi konuşma algısı, daha iyi lokalisasyon ve daha doğal ses kalitesi sunmaktadır. Bimodal uyarımın dezavantajları da mevcuttur (farklı kilinisyenler tarafından yönetilmesi, her iki cihazdan gelen verilerin optimize etmede sıkıntı) (Warren & Dunbar, 2018).

Günlük hayatın şartları içinde bireylerin konuşmayı ayırt etme performanslarının daha net olarak tespit edilebilmesi için cümlelerden oluşan gürültüde konuşmayı ayırt

etme testleri ile değerlendirilmesi daha uygun olacaktır. Türkçe Matriks Testi bu açıdan en uygun değerlendirmelerden biridir.

Zokoll ve ark. (2015) gürültüde konuşmayı ayırt etmeyi değerlendirmenin en iyi yönteminin, konuşma dilinin orijinal materyalleri ile arka plan gürültüsü varlığında matriks testi ile değerlendirme olduğunu bildirmişlerdir (Zokoll et al., 2015). Çalışmamızda Türkçe matriks testi ile gürültüde konuşmayı ayırt etme değerlendirmesi yapılmıştır.

Phanindra ve ark. (2010), bimodal uyarımın konuşma algılamasında avantajlar sağladığı sonucuna varmışlardır (Phanindra, R., Prakash, S. G. R., Balaganesan, K., & Shusma, 2010). Çalışmamızda Kİ'li uyarımın kritik SNR değerleri, bimodal ve Tam Bimodal Senkronizasyon modundaki kritik SNR değerlerinden yüksek çıkmıştır ve sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,018$; $p=0,001$). Bimodal uyarımdaki kritik SNR değerleri, Tam Bimodal Senkronizasyon modundaki kritik SNR değerleri, bimodal uyarımdaki kritik SNR değerlerinden düşük elde edilmiştir ancak sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,204$; $p>0,05$).

Ching ve ark. (2004)'nın bimodal uyarımın gürültüde konuşmayı ayırt etme performansı üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında, bimodal kullanıcılarda tek taraflı Kİ kullanıcılarına göre daha iyi konuşmayı ayırt etme performansı elde etmişlerdir. Konuşmayı ayırt etmede elde edilen bu performansın sebebi binaural uyarımın avantajları olduğu düşünülmüştür. Araştırmamızda çıkan sonuçlar bu çalışmayı desteklemektedir (Kİ'li Kritik SNR: $18,14 \pm 12,89$, Bimodal Kritik SNR: $9,49 \pm 12,25$) (Teresa Y.C. Ching et al., 2004).

Mok ve ark.(49), bimodal dinleyicilerde, bimodal uyarımın konuşmayı ayırt etmeye etkisini araştırdıkları çalışmada bimodal uyarımdan fayda sağladığını tespit etmişlerdir. Ayrıca işitme kaybı derecesinin performans üzerindeki etkilerine bakılmış, orta ve yüksek frekanslarda daha kötü işitme eşikleri olan bireylerin bimodal uyarımdan daha çok yarar gördüğü gözlemlenmiştir (Mok et al., 2006).

Armstrong ve diğ. (1), bimodal uyarımın gürültüde ve sessizlikte konuşmayı ayırt etme performansını değerlendirmişlerdir. Yapılan değerlendirmede hem sessizlikte hem gürültüde bimodal uyarım durumunda konuşmayı ayırt etme performansının anlamlı düzeyde daha iyi olduğu tespit edilmiştir. Bimodal uyarımın sessiz ortamda cümle tanıma skorunu %6 oranında, kelime tanıma skorunu %11 oranında; gürültüde

cümle tanıma skorunu %16 oranında, kelime tanıma skorunu ise %11 oranında artırdığı gözlenmiştir (Armstrong, M., Pegg, P., James, C. ve Blamey, 1997).

Çalışmamızda bireylere farklı uyarım modunda sessizlikte serbest alanda SD testi yapılmıştır. Uyarım moduna göre SD skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,001$; $p<0,01$). Kİ'li elde edilen SD skorları, bimodal ve Tam Bimodal Senkronizasyon modundaki SD skorlarından düşük elde edilmiştir ($p=0,001$; $p=0,001$; $p<0,01$). Aynı şekilde bimodal uyarımda elde edilen SD skorları, Tam Bimodal Senkronizasyon modundaki SD skorlarından düşük elde edilmiştir ($p=0,001$; $p<0,01$).

Ayrıca çalışmadaki katılımcıların Kİ'li, bimodal ve Tam Bimodal Senkronizasyon modundaki serbest alan işitme eşikleri tespit edilmiştir. 250, 1000, 4000 ve 8000Hz'de, serbest alan işitme eşikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$). 500, 2000, ve 6000Hz'de, serbest alan işitme eşikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,010$; $p<0,05$). Tam Bimodal Senkronizasyon modunda elde edilen serbest alan işitme eşiklerinin, Kİ'li serbest alan işitme eşiklerinden anlamlı düzeyde daha iyi olduğu saptanmıştır ($p=0,025$; $p<0,05$).

Implante olmayan tarafın olası yeni bir uygulama için korunması gerektiği düşünülerek, işitme cihazı kullanımı sağlamanın binaural işitmenin avantajlarından ne oranda fayda görecekları tespit edilmeye başlanmıştır. Tek taraflı Kİ'li bireylerin implante olmayan kulakta işitme cihazı kullanmaları sayesinde rezidüel işitmeden yararlandıkları yapılan son çalışmalarla ortaya konmuştur (Armstrong, M., Pegg, P., James, C. ve Blamey, 1997) (Gantz & Turner, 2003) (Gantz & Turner, 2004) (Gantz et al., 2005) (Kong et al., 2005) (Mok et al., 2006) (Turner et al., 2004).

Bimodal uyarımdaki faydanın her kullanıcıda farklı olmasının nedenlerinden biri, implante olmayan kulaktaki rezidüel işitme ile açıklanabilir (Mok et al., 2006).

KUIK ölçeği, konuşma algısı, uzaysal algı ve işitme kalitesi bölümlerindeki sorular ile günlük yaşamdaki işitsel hayatı yansıtmaktadır. Bu anlamda olguların konuşma algısı, uzaysal algı, işitme kalitesi ve genel KUIK skoru değerlendirilmiştir. Kullanıcıların kendi kendini değerlendirip skorladığı konuşma algısı (KA), uzaysal algı (UA), işitme kalitesi (İK) ve genel KUIK skorlarının iyi olduğu gözlenmiştir.

İşitme kayıplı bireylerde günlük sosyal yaşamda çektikleri zorlukları ortaya çıkarabilmek için KUIK ölçeği uygulanmıştır. Bu sayede yön tayinindeki durumları tespit etmek, konuşmayı algılama ve işitme kalitesiyle ilgili durumları hakkında bilgi sahibi edinilmeye çalışılmıştır.

Çalışmamızda tutarlılığını değerlendirmek için Cronbach Alpha Katsayısı hesaplanmıştır. Cronbach Alpha Katsayısı Kİ kullanıcılarında konuşma algısı için 0,864, uzaysal algı için 0,945, işitme kalitesi için 0,928 ve genel KUIK skoru için ise 0,964 olarak hesaplanmıştır. Elde edilen değerler 0,7 eşik değerinden daha yüksek olduğu için ölçeğin yüksek derecede güvenilir olduğu kabul edilebilir.

Moulin ve ark. (2015) Fransızca yaptıkları SSQ adaptasyon çalışmalarında Cronbach Alpha Katsayısını 0,91 olarak hesaplamışlardır (Moulin et al., 2015)

Akeroyd ve ark. (2014) SSQ ölçeği için faktör analizi yapmışlardır ve Cronbach Alpha Katsayısını 0,96 olarak bulmuşlardır (Akeroyd et al., 2014).

Kılıç N.(2017) işitme kaybına sahip bireylerdeki skorların, işitmesi normal olan bireylerdeki skordan daha düşük olduğunu istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde ettiğini belirtmiştir. Kılıç N. (2017) SSQ ölçeğinin Türkçe standardizasyonunu yapmıştır ve Cronbach Alpha katsayısını 0,98 olarak bulmuştur (Kılıç, 2017).

Çalışmanın Sınırlılıkları

-Araştırmanın çok fazla spesifik olması katılımcı sayısında yeterli sayıya ulaşılmasını etkilemiştir.

-Medel Kİ teknolojisinde Tam Bimodal Senkronizasyon özelliği 2 işlemci modelinde bulunmaktadır. Bu modelleri kullanan yeterli sayıda kullanıcıya ulaşmak noktasında zorluklar yaşanmıştır. Bu zorlukları aşmak için akut dönemde bazı katılımcılara Tam Bimodal Senkronizasyon özelliğine sahip Sonnet 2 konuşma işlemcisi takılarak değerlendirme yapılmıştır. Ayrıca implante olmayan kulakta kullanılan işitme cihazı, gecikme sürelerinin yer aldığı listede olmadığı durumlarda katılımcılara Phonak marka Sky B50 UP model işitme cihazı takılarak değerlendirme yapılmıştır.

SONUÇLAR

Çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde özellikle bimodal uyarımda gürültüde ve sessizlikte konuşmaya ayırt etmeye etkisinin istatistiksel olarak anlamlı çıktığı gözlemlendi ($p<0,05$). Bu sonuçlar literatürdeki yapılan çalışmaları desteklemektedir.

Çalışmamızın amacı **Tam Bimodal Senkronizasyon** modunda gürültüde konuşmayı ayırt etmeye etkisinin incelenmesidir. **Tam Bimodal Senkronizasyon** modunda gürültüde yapılan Türkçe Matriks testinde bimodal uyarıma göre kritik SNR değerleri düşük elde edilmiştir ancak sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır ($p=0,204$; $p>0,05$). Serbest alanda sessizlikte yapılan SD değerlendirmesinde **Tam Bimodal Senkronizasyon** modundaki SD skorlarının bimodal uyarımdaki SD skorlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde iyi çıktığı gözlemlenmiştir ($p=0,001$; $p<0,01$).

Tam Bimodal Senkronizasyon modunda elde edilen serbest alan işitme eşikleri, Kİ'li serbest alan işitme eşiklerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde iyi çıkmıştır ($p=0,025$; $p<0,05$).

Özellikle Kİ ve işitme cihazı arasındaki sinyal işlemeye bağlı ortaya çıkan gecikme uyumsuzluğu üzerine literatürde çok fazla çalışmaya rastlanılmamıştır. Yapılan çalışmalar genel olarak bimodal uyarımın tek taraflı koklear implant kullanımına olan avantajları üzerinedir. Kİ teknolojisinin bimodal kullanımda ortaya çıkan gecikme uyumsuzluğunu çözmeye yönelik geliştiği gözlenmektedir.

Binaural işitmenin gürültülü ortamlarda işitme performansını, konuşmayı ayırt etme algısını, yön tayinini ve yaşam kalitesini artırdığı bir gerçektir. Tek taraflı Kİ kullanıcılarına implante olmayan kulakta işitme cihazı kullanmasının önerilmesi ve binaural işitmenin avantajları konusunda bilgilendirilmesi önemlidir. Ayrıca bimodal uyarımın avantajları implante olmayan kulaktaki rezidüel işitmenin durumuna göre değişebilmektedir.

Bimodal uyarım implante olmayan kulakta nöral veri akışı sağlayarak işitsel deprivasyonun etkisini azaltmada da yararlı olmaktadır.

Bundan sonra yapılacak araştırmaların, daha fazla katılımcı ve farklı test protokolleri ile gerçekleştirilmesinin daha faydalı olacağı ve literatüre katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Abbas, P. J., Brown, C. J., Shallop, J. K., Firszt, J. B., Hughes, M. L., Hong, S. H., & Staller, S. J. (1999). Summary of results using the nucleus CI24M implant to record the electrically evoked compound action potential. In *Ear and Hearing* (Vol. 20, Issue 1, pp. 45–59). <https://doi.org/10.1097/00003446-199902000-00005>
- Abdelhamed, M. Z. E. (2019). Evaluation of the Triphasic Pulse Stimulation in Eliminating Facial Nerve Stimulation in Cochlear Implant Recipients. *Global Journal of Otolaryngology*, 19(2). <https://doi.org/10.19080/gjo.2019.19.556007>
- Akeroyd, M. A., Guy, F. H., Harrison, D. L., & Suller, S. L. (2014). A factor analysis of the SSQ (Speech, spatial, and qualities of hearing scale). *International Journal of Audiology*, 53(2), 101–114. <https://doi.org/10.3109/14992027.2013.824115>
- Akyol, MU., Saraç, S., Sennaroğlu, G. (2001). *Sorularla Kulak Burun Boğaz Hastalıkları* (Ö. M. (ed.)). Güneş Kitapevi.
- Alberti, P. W. (2001). *The Anatomy and Physiology of the Ear And Hearing*. 53–62.
- Amunts, K., Morosan, P., Hilbig, H., & Zilles, K. (2012). The human nervous system. In *Auditory system*. (pp. 1270–1300). Academic Press.
- Angermeier, J., Hemmert, W., & Zirn, S. (2021). Sound Localization Bias and Error in Bimodal Listeners Improve Instantaneously When the Device Delay Mismatch Is Reduced. *Trends in Hearing*, 25, 1–11. <https://doi.org/10.1177/23312165211016165>
- Armstrong, M., Pegg, P., James, C. ve Blamey, P. (1997). Speech perception in noise with implant and hearing aid. *The American Journal Of Otology*, 18, 140–141.
- Arsenault, M. D., & Punch, J. L. (1999). Nonsense-syllable recognition in noise using monaural and binaural listening strategies. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 105(3), 1821–1830. <https://doi.org/10.1121/1.426720>
- Bailey, B. J., Johnson, J. T., & Newlands, S. D. (Eds.). (2006). *Head & neck surgery-otolaryngology (Vol. 1)*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Banerjee, S. (2012). Basics of Compression. In *The compression Handbook* (pp. 10–20).

- Batuk, M. O., Yarali, M., Cinar, B. C., Kocabay, A. P., Bajin, M. D., Sennaroglu, G., & Sennaroglu, L. (2020). Is early cochlear implant device activation safe for all on-the-ear and off-the-ear sound processors? *Audiology and Neurotology*, *24*(6), 279–284. <https://doi.org/10.1159/000503378>
- Bazard, P., Pineros, J., Frisina, R. D., Bauer, M. A., Acosta, A. A., Paganella, L. R., Borakiewicz, D., Thivierge, M., Mannering, F. L., Zhu, X., & Ding, B. (2021). Cochlear inflammaging in relation to ion channels and mitochondrial functions. *Cells*, *10*(10), 1–24. <https://doi.org/10.3390/cells10102761>
- Benoudiba, F., Toulgoat, F., & Sarrazin, J. L. (2013). The vestibulocochlear nerve (VIII). *Diagnostic and Interventional Imaging*, *94*(10), 1043–1050. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2013.08.015>
- Blauert, J. (1997). *Spatial hearing: the psychophysics of human sound localization*. The MIT Press.
- Botros, A., Banna, R., & Maruthurkkara, S. (2013). The next generation of Nucleus® fitting: A multiplatform approach towards universal cochlear implant management. *International Journal of Audiology*, *52*(7), 485–494. <https://doi.org/10.3109/14992027.2013.781277>
- Brown, C.J., Abbas, P.J., Gantz, B. J. (1998). Preliminary experience with neural response telemetry in the nucleus CI24M cochlear implant. *The American Journal Of Otology*, 320–327.
- Canfarotta, M. W., Dillon, M. T., Buss, E., Pillsbury, H. C., Brown, K. D., & O’Connell, B. P. (2020). Frequency-to-Place Mismatch: Characterizing Variability and the Influence on Speech Perception Outcomes in Cochlear Implant Recipients. *Ear and Hearing*, 1349–1361. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000864>
- Carlson, M. L. (2020). Cochlear Implantation in Adults. *New England Journal of Medicine*, *382*(16), 1531–1542. <https://doi.org/10.1056/nejmra1904407>
- Ching, T. Y.C., Van Wanrooy, E., & Dillon, H. (2007). Binaural-Bimodal Fitting or Bilateral Implantation for Managing Severe to Profound Deafness: A Review. *Trends in Amplification*, *11*(3), 161–192. <https://doi.org/10.1177/1084713807304357>

- Ching, Teresa Y.C., Incerti, P., & Hill, M. (2004). Binaural Benefits for Adults Who Use Hearing Aids and Cochlear Implants in Opposite Ears. *Ear and Hearing*, 25(1), 9–21. <https://doi.org/10.1097/01.AUD.0000111261.84611.C8>
- Ching, Teresa Y.C., Incerti, P., Hill, M., & Van Wanrooy, E. (2006). An overview of binaural advantages for children and adults who use binaural/bimodal hearing devices. *Audiology and Neurotology*, 11(SUPPL. 1), 6–11. <https://doi.org/10.1159/000095607>
- Clark, G. (2009). The multi-channel cochlear implant: Past, present and future perspectives. *Cochlear Implants International*, 10(SUPPL. 1), 2–13. <https://doi.org/10.1002/cii.378>
- Cohen, L. T., Saunders, E., Knight, M. R., & Cowan, R. S. C. (2006). Psychophysical measures in patients fitted with Contour™ and straight Nucleus electrode arrays. *Hearing Research*, 212(1–2), 160–175. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2005.11.005>
- Cullington, H. (2000). Preliminary neural response telemetry results. *British Journal of Audiology*, 34(3), 131–140. <https://doi.org/10.3109/03005364000000123>
- de Felipe, M. M. C., Redondo, A. F., García-Sancho, J., Schimmang, T., & Alonso, M. B. D. (2011). Cell- and gene-therapy approaches to inner ear repair. *Histology and Histopathology*, 26(7), 923–940. <https://doi.org/10.14670/HH-26.923>
- Dillon, H. (2012). Compression Systems in hearing Aids. In *Hearing aids. 2.ed.* (pp. 170–197). Boomerang Press[u.a].
- Dillon, H., Keidser, G., O'Brien, A., & Silberstein, H. (2003). Sound quality comparisons of advanced hearing aids. *Hearing Journal*, 56(4), 30–40. <https://doi.org/10.1097/01.HJ.0000293908.50552.34>
- Dombrowski, T., Rankovic, V., & Moser, T. (2019). Toward the optical cochlear implant. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, 9(8), 1–16. <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a033225>
- Dorman, M. F., & Gifford, R. H. (2010). Combining acoustic and electric stimulation in the service of speech recognition. *International Journal of Audiology*, 49(12), 912–919. <https://doi.org/10.3109/14992027.2010.509113>

- Dorman, M. F., Loisel, L. H., Cook, S. J., Yost, W. A., & Gifford, R. H. (2016). Sound Source Localization by Normal-Hearing Listeners, Hearing-Impaired Listeners and Cochlear Implant Listeners. *Audiology and Neurotology*, 21(3), 127–131. <https://doi.org/10.1159/000444740>
- Dougherty, W., & Kesser, B. W. (2015). Management of Conductive Hearing Loss in Children. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 48(6), 955–974. <https://doi.org/10.1016/j.otc.2015.06.007>
- Ewert, S. D., Kaiser, K., Kernschmidt, L., & Wiegrebe, L. (2012). Perceptual sensitivity to high-frequency interaural time differences created by rustling sounds. *JARO - Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 13(1), 131–143. <https://doi.org/10.1007/s10162-011-0303-2>
- Eybalin, M. (1993). Neurotransmitters and neuromodulators of the mammalian cochlea. *Physiological Reviews*, 73(2), 309–374. <https://doi.org/10.1152/physrev.1993.73.2.309>
- Farinetti, A., Roman, S., Mancini, J., Baumstarck-Barrau, K., Meller, R., Lavieille, J. P., & Triglia, J. M. (2015). Quality of life in bimodal hearing users (unilateral cochlear implants and contralateral hearing aids). *European Archives of Otorhino-Laryngology*, 272(11), 3209–3215. <https://doi.org/10.1007/s00405-014-3377-8>
- Feddersen, W. E., Sandel, T. T., Teas, D. C., & Jeffress, L. A. (1957). Localization of High-Frequency Tones. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 29(9), 988–991.
- Ferguson, M. A., Kitterick, P. T., Edmondson-Jones, M., & Hoare, D. J. (2015). Hearing aids for mild to moderate hearing loss in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2015(12). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD012023>
- Gantz, B. J., & Turner, C. (2004). Combining acoustic and electrical speech processing: Iowa/nucleus hybrid implant. *Acta Oto-Laryngologica*, 124(4), 344–347. <https://doi.org/10.1080/00016480410016423>
- Gantz, B. J., Turner, C., Gfeller, K. E., & Lowder, M. W. (2005). Preservation of hearing in cochlear implant surgery: Advantages of combined electrical and

- acoustical speech processing. *Laryngoscope*, 115(5), 796–802. <https://doi.org/10.1097/01.MLG.0000157695.07536.D2>
- Gantz, B. J., & Turner, C. W. (2003). Combining acoustic and electrical hearing. *Laryngoscope*, 113(10), 1726–1730. <https://doi.org/10.1097/00005537-200310000-00012>
- Garadat, S. N., & Litovsky, R. Y. (2007). Speech intelligibility in free field: Spatial unmasking in preschool children. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121(2), 1047–1055. <https://doi.org/10.1121/1.2409863>
- Gatehouse, S., & Noble, W. (2004). The Speech , Spatial and Qualities of Hearing Scale The Speech , Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). *International Journal of Audiology*, 43, 85–99.
- Gaurav, V., Sharma, S., & Singh, S. (2020). Effects of Age at Cochlear Implantation on Auditory Outcomes in Cochlear Implant Recipient Children. *Indian Journal of Otolaryngology and Head and Neck Surgery*, 72(1), 79–85. <https://doi.org/10.1007/s12070-019-01753-4>
- Gelfand, S. A. (2017). *Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics Sixth Edition*. CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781315154718>
- Gifford, R. H., & Dorman, M. F. (2019). Bimodal Hearing or Bilateral Cochlear Implants? Ask the Patient. *Ear and Hearing*, 40(3), 501–516. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000657>
- Greisiger, R. (2016). *Objective Measurements and Cochlear Implants Imaging*. November.
- Gu, S., Olszewski, R., Nelson, L., Gallego-Martinez, A., Lopez-Escamez, J. A., & Hoa, M. (2021). Identification of Potential Meniere’s Disease Targets in the Adult Stria Vascularis. *Frontiers in Neurology*, 12(February), 1–16. <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.630561>
- Günther, S., Baumann, U., & Stöver, T. (2018). Early Fitting in Cochlear Implantation: Benefits and Limits. *Otology and Neurotology*, 39(4), e250–e256. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001745>

- Hainarosie, M., Zainea, V., & Hainarosie, R. (2014). The evolution of cochlear implant technology and its clinical relevance. *Journal of Medicine and Life*, 7 . 2(2), 1–4.
- Haschek, W. M., Rousseaux, C. G., Wallig, M. A., Bolon, B., & Ochoa, R. (Eds.). (2013). *Haschek and Rousseaux's handbook of toxicologic pathology*. Academic Press.
- Hawkins, D. B., & Yacullo, W. S. (1984). Signal-to-noise ratio advantage of binaural hearing aids and directional microphones under different levels of reverberation. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 49(3), 278–286. <https://doi.org/10.1044/jshd.4903.278>
- Hempel, J. M., Simon, F., & Müller, J. M. (2018). Extended applications for cochlear implantation. *Advances in Oto-Rhino-Laryngology*, 81, 74–80. <https://doi.org/10.1159/000485546>
- Henkin, Y., Kaplan-Neeman, R., Kronenberg, J., Migirov, L., Hildesheimer, M., & Muchnik, C. (2006). A longitudinal study of electrical stimulation levels and electrode impedance in children using the Clarion cochlear implant. *Acta Oto-Laryngologica*, 126(6), 581–586. <https://doi.org/10.1080/00016480500443391>
- Henning, G. B. (1974). Detectability of interaural delay in high-frequency complex waveforms. *Journal of the Acoustical Society of America*, 55(1), 84–90. <https://doi.org/10.1121/1.1928135>
- Henson, M. M., & Henson, O. W. (1988). Tension fibroblasts and the connective tissue matrix of the spiral ligament. *Hearing Research*, 35(2–3), 237–258. [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(88\)90121-9](https://doi.org/10.1016/0378-5955(88)90121-9)
- Hill-Feltham, P. R., Johansson, M. L., Hodgetts, W. E., Ostevik, A. V., McKinnon, B. J., Monksfield, P., Sockalingam, R., Wright, T., & Tysome, J. R. (2021). Hearing outcome measures for conductive and mixed hearing loss treatment in adults: a scoping review. *International Journal of Audiology*, 60(4), 239–245. <https://doi.org/10.1080/14992027.2020.1820087>
- Hodges, A. V., Balkany, T. J., Ruth, R. A., Lambert, P. R., Dolan-Ash, S., & Schloffman, J. J. (1997). Electrical middle ear muscle reflex: Use in cochlear implant programming. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 117(3 I), 255–

261. [https://doi.org/10.1016/S0194-5998\(97\)70183-9](https://doi.org/10.1016/S0194-5998(97)70183-9)
- Hopkins, K. (2015). Deafness in cochlear and auditory nerve disorders. In *Handbook of Clinical Neurology* (1st ed., Vol. 129). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-62630-1.00027-5>
- Hoppe, U., Hocke, T., & Digeser, F. (2018). Bimodal benefit for cochlear implant listeners with different grades of hearing loss in the opposite ear. *Acta Otolaryngologica*, 138(8), 713–721. <https://doi.org/10.1080/00016489.2018.1444281>
- Hughes, M. L. (2013). *Objective Measures in Cochlear Implants*. Plural Publishing.
- Hutchison, B., Covan, E. K., & Bogus, J. C. (2012). Presbycusis, Part 2: Can you hear the music of life? *Care Management Journals*, 13(4), 200–208. <https://doi.org/10.1891/1521-0987.13.4.200>
- Joseph, S. (2015). Jos J. Eggermont. Auditory Temporal Processing and Its Disorders. *Perception*, 44(12), 1431–1433. <https://doi.org/10.1177/0301006615609246>
- Kadir, O., & Kara, A. (2015). *Koklear İmplant Fitting (Programlama)*. 8(2), 75–77.
- Kapusuz, Z. (n.d.). *Çocuklarda Hafif ve Orta Dereceli Sensörinöral İşitme Kayıplarına Yaklaşım*. 23–26.
- Kates, J. M. (2005). Principles of Digital Dynamic-Range Compression. *Westminster Publications, Inc*, 9(2), 45–76.
- Khan, A. M., Whiten, D. M., Nadol, J. B., & Eddington, D. K. (2005). Histopathology of human cochlear implants: Correlation of psychophysical and anatomical measures. *Hearing Research*, 205(1–2), 83–93. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2005.03.003>
- Kim, J., & Koo, M. (2015). Mass and stiffness impact on the middle ear and the cochlear partition. *Korean Journal of Audiology*, 19(1), 1–6. <https://doi.org/10.7874/jao.2015.19.1.1>
- Kimberley, B. P. (1992). *Neurobiology of Hearing—The Central Auditory System*. 1991. Edited by Richard A. Altschuler, Richard P. Bobbin, Ben M. Clopton and Douglas W. Hoffman. Published by Raven Press, New York. 512 pages. \$206 Cdn. approx. *Canadian Journal of Neurological Sciences*, 19(3), 414–414.

- Kılıç, N. (2017). *Yüksek Lisans Tezi-Konuşma, uzaysal algı ve işitme kalitesi(KUİK) ölçeğinin Türkçe'ye uyarlanıp, normalizasyonunun yapılarak; normal işiten ve sensörinöral işitme kayıplı yetişkin bireylerde incelenmesi* (pp. 26–29).
- Kong, Y.-Y., Stickney, G. S., & Zeng, F.-G. (2005). Speech and melody recognition in binaurally combined acoustic and electric hearing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *117*(3), 1351–1361. <https://doi.org/10.1121/1.1857526>
- Kosaner, J., Anderson, I., Turan, Z., & Deibl, M. (2009). The use of ESRT in fitting children with cochlear implants. *Journal of International Advanced Otology*, *5*(1), 70–79.
- Kujawa, S. G., & Liberman, M. C. (2009). Adding insult to injury: Cochlear nerve degeneration after “temporary” noise-induced hearing loss. *Journal of Neuroscience*, *29*(45), 14077–14085. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2845-09.2009>
- Lally, J. W., Adams, J. K., & Wilkerson, B. J. (2019). The use of cochlear implantation in the elderly. *Current Opinion in Otolaryngology and Head and Neck Surgery*, *27*(5), 387–391. <https://doi.org/10.1097/MOO.0000000000000569>
- Landsberger, D. M., Svrakic, M., Roland, J. T., & Svirsky, M. (2015). The Relationship between Insertion Angles, Default Frequency Allocations, and Spiral Ganglion Place Pitch in Cochlear Implants. *Ear and Hearing*, *36*(5), e207–e213. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000163>
- Landsberger, D. M., Vermeire, K., Claes, A., Van Rompaey, V., & Van De Heyning, P. (2016). Qualities of single electrode stimulation as a function of rate and place of stimulation with a cochlear implant. *Ear and Hearing*, *37*(3), e149–e159. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000250>
- Lane, C., Zimmerman, K., Agrawal, S., & Parnes, L. (2019). Cochlear implant failures and reimplantation: A 30-year analysis and literature review. *The American Laryngological, Rhinological and Otolological Society*, *130*(3), 782–789. <https://doi.org/10.1002/lary.28071>
- Lenarz, T. (2017). Cochlear Implant – State of the Art. *Laryngo- Rhino- Otologie*, *96*(S 01), S123–S151. <https://doi.org/10.1055/s-0043-101812>

- Liu, C. C., Anne, S., & Horn, D. L. (2019). Advances in Management of Pediatric Sensorineural Hearing Loss. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 52(5), 847–861. <https://doi.org/10.1016/j.otc.2019.05.004>
- McDaid, D., Park, A. La, & Chadha, S. (2021). Estimating the global costs of hearing loss. *International Journal of Audiology*, 60(3), 162–170. <https://doi.org/10.1080/14992027.2021.1883197>
- McKay, C. M., Fewster, L., & Dawson, P. (2005). A different approach to using neural response telemetry for automated cochlear implant processor programming. *Ear and Hearing*, 26(4 SUPPL.), 38–44. <https://doi.org/10.1097/00003446-200508001-00006>
- McKnight, C. L. (2012). *Vibratory response of dry human skulls* (Issue March). http://dalspace.library.dal.ca/bitstream/handle/10222/14618/McKnight_Carmen_MASc_MECH_March_2012.pdf
- Mitchell-Innes, A., Saeed, S. R., & Irving, R. (2018). The future of cochlear implant design. *Advances in Oto-Rhino-Laryngology*, 81, 105–113. <https://doi.org/10.1159/000485540>
- Mills, A. W. (1958). On the minimum audible angle. *The Journal of Laryngology & Otology*, 30(4), 237–246.
- Mok, M., Grayden, D., Dowell, R. C., & Lawrence, D. (2006). Speech perception for adults who use hearing aids in conjunction with cochlear implants in opposite ears. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 49(2), 338–351. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2006/027\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2006/027))
- Møller, A. R. (2012). Anatomy of the Ear. In *Hearing: anatomy, physiology, and disorders of the auditory system*. (pp. 3–21). Plural Publishing.
- Moore, B. C. (2012). *An introduction to the psychology of hearing*. Brill.
- Most, T., Gaon-Sivan, G., Shpak, T., & Luntz, M. (2011). Contribution of a contralateral hearing aid to perception of consonant voicing, intonation, and emotional state in adult cochlear implantees. *Journal of Deaf Studies and Deaf Education*, 17(2), 244–258. <https://doi.org/10.1093/deafed/enr046>

- Moulin, A., Pauzie, A., & Richard, C. (2015). Validation of a French translation of the speech, spatial, and qualities of hearing scale (SSQ) and comparison with other language versions. *International Journal of Audiology*, 54(12), 889–898. <https://doi.org/10.3109/14992027.2015.1054040>
- Mudry, A., & Mills, M. (2013). The early history of the cochlear implant: A retrospective. *JAMA Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 139(5), 446–453. <https://doi.org/10.1001/jamaoto.2013.293>
- Musiek, F. E., & Baran, J. A. (2018). Overview of the anatomy and physiology of the auditory system. In *The auditory system: Anatomy, physiology, and clinical correlates* (pp. 1–42). Plural Publishing.
- Naples, J. G., & Ruckenstein, M. J. (2020). Cochlear Implant. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 53(1), 87–102. <https://doi.org/10.1016/j.otc.2019.09.004>
- Nayagam, B.A.; Muniak M. A.; Ryugo, D. K. (2012). The spiral ganglion connecting the peripheral and central auditory systems. *Hearing Research*, 278(1–2), 2–20. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2011.04.003>
- Nieman, C. L., & Oh, E. S. (2020). Hearing Loss. *Annals of Internal Medicine*, 173(11), ITC81–ITC96. <https://doi.org/10.7326/AITC202012010>
- Orhan, İ. (2019). *Çocuklarda İşitme Kayıplarının Psikososyal Yönü*. 62–64.
- Otte, J., Schuknecht, H. F., & Kerr, A. G. (1978). Ganglion cell populations in normal and pathological human cochleae. Implications for cochlear implantation. In *The Laryngoscope* (pp. 1378–1380). <https://doi.org/10.1288/00005537-197808000-00002>
- Özcan, E. K., Batuk, M. Ö., Kaya, Ş., & Sennaroğlu, G. (2021). İşitme cihazı kullanan çocuklarda gürültüde konuşmayı anlama becerisinin değerlendirilmesi : Preliminer sonuçlar *. *Turkish Journal of Audiology and Hearing Research*, 4(2), 45–50.
- Pandya, A. (2016). Genetic hearing loss: The journey of discovery to destination -how close are we to therapy? *Molecular Genetics and Genomic Medicine*, 4(6), 583–587. <https://doi.org/10.1002/mgg3.260>
- Phanindra, R., Prakash, S. G. R., Balaganesan, K., & Shusma, S. (2010). Speech

- identification scores in children with bimodal hearing. *Lang India*, 10, 28–36.
- Picou, E. M., Aspell, E., & Ricketts, T. A. (2014). Potential Benefits and Limitations of Three Types of Directional Processing in Hearing Aids. *Ear*, 35(3), 339–352.
- Plomp, R. (1986). A Signal-To-Noise Ratio Model for the Speech-Reception Threshold of The Hearing Impaired. *Journal of Speech and Hearing Research*, 29(June 1986), 146–154.
- Prentiss, S., Staecker, H., & Wolford, B. (2014). Ipsilateral acoustic electric pitch matching: A case study of cochlear implantation in an up-sloping hearing loss with preserved hearing across multiple frequencies. *Cochlear Implants International*, 15(3), 161–165. <https://doi.org/10.1179/1754762814Y.0000000066>
- Puel, J. (1995). Chemical synaptic transmission in the cochlea. *Progress in Neurobiology*, 47, 449–476. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(95\)00028-3](https://doi.org/10.1016/0301-0082(95)00028-3)
- Rader, T., Döge, J., Adel, Y., Weissgerber, T., & Baumann, U. (2016). Place dependent stimulation rates improve pitch perception in cochlear implantees with single-sided deafness. *Hearing Research*, 339, 94–103. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2016.06.013>
- Rivolta, M. N. (2013). New strategies for the restoration of hearing loss: Challenges and opportunities. *British Medical Bulletin*, 105(1), 69–84. <https://doi.org/10.1093/bmb/lds035>
- Roux-Vaillard, S., Pineau, A., Laccourreye, L., & Boucher, S. (2020). Immediate activation after cochlear implantation: Preliminary Study. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, 137(1), 17–20. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2019.09.009>
- Rowland, J. P., Dirks, D. D., Dubno, J. R., & Bell, T. S. (1985). Comparison of speech recognition-in-noise and subjective communication assessment. *Ear and Hearing*, 6(6), 291–296. <https://doi.org/10.1097/00003446-198511000-00003>
- Roy, A. T., Carver, C., Jiradejvong, P., & Limb, C. J. (2015). Musical Sound Quality in Cochlear Implant Users: A Comparison in Bass Frequency Perception between Fine Structure Processing and High-Definition Continuous Interleaved Sampling Strategies. *Ear and Hearing*, 36(5), 582–590.

<https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000170>

- Ruggero, M. A., & Rich, N. C. (1991). Furosemide alters organ of Corti mechanics: Evidence for feedback of outer hair cells upon the basilar membrane. *Journal of Neuroscience*, *11*(4), 1057–1067. <https://doi.org/10.1523/jneurosci.11-04-01057.1991>
- Ruggero, Mario A., Santi, P. A., & Rich, N. C. (1982). Type II cochlear ganglion cells in the chinchilla. *Hearing Research*, *8*(3), 339–356. [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(82\)90023-5](https://doi.org/10.1016/0378-5955(82)90023-5)
- Russo, M., Stella, M., Sikora, M., & Pekić, V. (2019). Robust cochlear-model-based speech recognition. In *Computers* (Vol. 8, Issue 1, pp. 1–11). <https://doi.org/10.3390/computers8010005>
- Rüttiger, L., Zimmermann, U., & Knipper, M. (2017). Biomarkers for Hearing Dysfunction: Facts and Outlook. *Orl*, *79*(1–2), 93–111. <https://doi.org/10.1159/000455705>
- Şan, İ. (2019). *Çocuklarda İletim Tipi İşitme Kayıpları ve Güncel Yaklaşım*. 15–22.
- Schatzer, R., Vermeire, K., Visser, D., Krenmayr, A., Kals, M., Voormolen, M., Van de Heyning, P., & Zierhofer, C. (2014). Electric-acoustic pitch comparisons in single-sided-deaf cochlear implant users: Frequency-place functions and rate pitch. *Hearing Research*, *309*(2014), 26–35. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2013.11.003>
- Şerbetçioğlu, B. (2013). Otolojik ve Nöro-otolojik Hastada Odyolojik Değerlendirme. In O. Çelik (Ed.), *Otoloji ve Nöro-Otoloji* (pp. 967–996).
- Sewell, W. F. (1984). The effects of furosemide on the endocochlear potential and auditory-nerve fiber tuning curves in cats. *Hearing Research*, *14*(3), 305–314. [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(84\)90057-1](https://doi.org/10.1016/0378-5955(84)90057-1)
- Shapiro, W. H., & Bradham, T. S. (2012). Cochlear implant programming. *Otolaryngologic Clinics of North America*, *45*(1), 111–127. <https://doi.org/10.1016/j.otc.2011.08.020>
- Sheffield, B. M., Schuchman, G., & Bernstein, J. G. W. (2017). Pre- and Postoperative Binaural Unmasking for Bimodal Cochlear Implant Listeners. *Ear and Hearing*,

38(5), 554–567. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000420>

- Shpak, T., Most, T., & Luntz, M. (2020). Phoneme recognition in bimodal hearing. *Acta Oto-Laryngologica*, 0(0), 854–860. <https://doi.org/10.1080/00016489.2020.1780311>
- Simpson, A. (2009). Frequency-Lowering Devices for Managing High-Frequency Hearing Loss: A Review. *Trends in Amplification*, 13(2), 87–106. <https://doi.org/10.1177/1084713809336421>
- Soli, S. D., & Wong, L. L. N. (2008). Assessment of speech intelligibility in noise with the hearing in noise test. *International Journal of Audiology*, 47(6), 356–361. <https://doi.org/10.1080/14992020801895136>
- Spoendlin, H. (1972). Innervation densities of the cochlea. *Acta Otolaryng*, 73, 235–248.
- Tanna, Ravina J; Lin, Jerry W; Jesus, O. De. (2021). Sensorineural Hearing Loss. *StatPearls Publishing*, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK565860/#arti>.
- Torkildsen, J. von K., Hitchins, A., Myhrum, M., & Wie, O. B. ø. (2019). Speech-in-Noise Perception in Children With Cochlear Implants, Hearing Aids, Developmental Language Disorder and Typical Development: The Effects of Linguistic and Cognitive Abilities. *Frontiers in Psychology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.02530>
- Trowe, M. O., Maier, H., Schweizer, M., & Kispert, A. (2008). Deafness in mice lacking the T-box transcription factor Tbx18 in otic fibrocytes. *Development and Disease*, 135(9), 1725–1734. <https://doi.org/10.1242/dev.014043>
- Turner, C. W., Gantz, B. J., Vidal, C., Behrens, A., & Henry, B. A. (2004). Speech recognition in noise for cochlear implant listeners: Benefits of residual acoustic hearing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 115(4), 1729–1735. <https://doi.org/10.1121/1.1687425>
- Vaerenberg, B., Govaerts, P. J., Stainsby, T., Nopp, P., Gault, A., & Gnansia, D. (2014). A uniform graphical representation of intensity coding in current-generation cochlear implant systems. *Ear and Hearing*, 35(5), 533–543. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000039>

- Vaerenberg, B., Smits, C., De Ceulaer, G., Zir, E., Harman, S., Jaspers, N., Tam, Y., Dillon, M., Wesarg, T., Martin-Bonniot, D., Gärtner, L., Cozma, S., Kosaner, J., Prentiss, S., Sasidharan, P., Briaire, J. J., Bradley, J., Debruyne, J., Hollow, R., ... Govaerts, P. J. (2014). Cochlear implant programming: A global survey on the state of the art. *The Scientific World Journal*, 2014, 12. <https://doi.org/10.1155/2014/501738>
- Veugen, L. C. E., Hendrikse, M. M. E., van Wanrooij, M. M., Agterberg, M. J. H., Chalupper, J., Mens, L. H. M., Snik, A. F. M., & John van Opstal, A. (2016). Horizontal sound localization in cochlear implant users with a contralateral hearing aid. *Hearing Research*, 336, 72–82. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2016.04.008>
- Vos, T., Allen, C., Arora, M., Barber, R. M., Brown, A., Carter, A., Casey, D. C., Charlson, F. J., Chen, A. Z., Coggeshall, M., Cornaby, L., Dandona, L., Dicker, D. J., Dilegge, T., Erskine, H. E., Ferrari, A. J., Fitzmaurice, C., Fleming, T., Forouzanfar, M. H., ... Zuhlke, L. J. (2016). Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990–2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *The Lancet*, 388(10053), 1545–1602. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)31678-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)31678-6)
- Walravens, E., Mawman, D., & O’Driscoll, M. (2006). Changes in psychophysical parameters during the first month of programming the Nucleus Contour and Contour Advance cochlear implants. *Cochlear Implants International*, 7(1), 15–32. <https://doi.org/10.1002/cii.21>
- Warren, S. E., & Dunbar, M. N. (2018). Bimodal Hearing in Individuals with Severe-to-Profound Hearing Loss: Benefits, Challenges, and Management. *Seminars in Hearing*, 39(4), 405–413. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1670706>
- Webster, M., & Webster, D. B. (1981). Spiral ganglion neuron loss following organ of corti loss: A quantitative study. *Brain Research*, 212, 17–30.
- Wess, J. M., Brungart, D. S., & Bernstein, J. G. W. (2017). The effect of interaural mismatches on contralateral unmasking with single-sided vocoders. *Ear and Hearing*, 38(3), 374–386. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000374>

- Wilson, B. S., Tucci, D. L., Merson, M. H., & O'Donoghue, G. M. (2017). Global hearing health care: new findings and perspectives. *The Lancet*, *390*(10111), 2503–2515. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(17\)31073-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(17)31073-5)
- Wilson, R. H., & Burks, C. A. (2005). Use of 35 words for evaluation of hearing loss in signal-to-babble ratio: A clinic protocol. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *42*(6), 839–851. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2005.01.0009>
- Wolfe, J., & Schafer, E. C. (2014). *Programming Cochlear Implants Second Edition*. https://scholar.google.com/scholar?hl=en&as_sdt=0%2C5&q=Wolfe%2C+J.%2C+%26+Schafer%2C+E.+%282014%29.+Programming+cochlear+implants.+Plural+publishing.&btnG=
- Wong, P. C. M., Uppunda, A. K., Parrish, T. B., & Dhar, S. (2008). Cortical mechanisms of speech perception in noise. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, *51*(4), 1026–1041. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008/075\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2008/075))
- Yoon, P. J. (2011). Pediatric cochlear implantation. *Current Opinion in Pediatrics*, *23*(3), 346–350. <https://doi.org/10.1097/MOP.0b013e32834618ec>
- Yost, William A., Wightman, F.L.redeWightman, F. L., & Green, D. M. (1971). Lateralization of Filtered Clicks. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *50*(1A), 88–88. <https://doi.org/10.1121/1.1977763>
- Yost, W. A. (1974). Discriminations of interaural phase differences. *Journal of the Acoustical Society of America*, *55*(6), 1299–1303. <https://doi.org/10.1121/1.1914701>
- Yost, W. A., & Schlauch, R. S. (2001). Fundamentals of Hearing: An Introduction (4th edition). *The Journal of the Acoustical Society of America*, *110*(4), 1713–1714. <https://doi.org/10.1121/1.1398047>
- Zahorik, P., & Rothpletz, A. M. (2015). Speech, spatial, and qualities of hearing scale (SSQ): Normative data from young, normalhearing listeners. *Proceedings of Meetings on Acoustics*, *21*(1). <https://doi.org/10.1121/2.0000018>
- Zaleski-King, A., Goupell, M. J., Barac-Cikoja, D., & Bakke, M. (2019). Bimodal cochlear implant listeners' ability to perceive minimal audible angle differences.

Journal of the American Academy of Audiology, 30(8), 659–671.
<https://doi.org/10.3766/jaaa.17012>

Zhou, Q., Bi, J., Song, H., Gu, X., & Liu, B. (2020). Mandarin lexical tone recognition in bimodal cochlear implant users. *International Journal of Audiology*, 59(7), 548–555. <https://doi.org/10.1080/14992027.2020.1719437>


Zirn, S., Arndt, S., Aschendorff, A., & Wesarg, T. (2015). Interaural stimulation timing in single sided deaf cochlear implant users. *Hearing Research*, 328, 148–156. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2015.08.010>

Zirn, Stefan, Angermeier, J., Arndt, S., Aschendorff, A., & Wesarg, T. (2019). Reducing the Device Delay Mismatch Can Improve Sound Localization in Bimodal Cochlear Implant or Hearing-Aid Users. *Trends in Hearing*, 23, 1–13. <https://doi.org/10.1177/2331216519843876>

Zokoll, M. A., Fidan, D., Türkyilmaz, D., Hochmuth, S., Ergenç, I., Sennaroğlu, G., & Kollmeier, B. (2015). Development and evaluation of the Turkish matrix sentence test. *International Journal of Audiology*, 54(October), 51–61. <https://doi.org/10.3109/14992027.2015.1074735>

EKLER

Ek 1: Etik Kurul Karar Örneği



T.C.
İSTANBUL GELİŞİM ÜNİVERSİTESİ
Etik Kurul Başkanlığı

ETİK KURUL KARAR ÖRNEĞİ

TOPLANTI TARİHİ: 03.12.2021
TOPLANTI SAYISI: 2021-37

KARAR NO: 2021-37-07: Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Odyoloji Yüksek Lisans Programı 191006014 numaralı Esat ALKAYA'nın "Bimodal Koklear İmplant Kullanıcılarında, Sinyal İşleme Zaman Senkronizasyonunun Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etmeye Etkisi" konulu çalışması hakkında yapılacak anket sorularının, etik kurallara uygun olup olmadığını tespit etmek üzere, İGÜ Etik Kurulumuzun 26.08.2021 tarih ve 2021-27 sayılı toplantısında, İGÜ Etik Kurul Yönergesinin 12(1) maddesine göre değerlendirme yapmak üzere görevlendirilen öğretim elemanlarının raporları incelenmiş olup, ilgili çalışmada yer alan bilimsel araştırmanın etik kurallara uygun olduğuna oy birliği ile karar verildi.

Çihangir Mh. Şehit Jandarma Komando Er Halim Öner Sok. No:1 Avcılar / İSTANBUL
Tel: (0212) 422 74 01 – 422 70 00 Faks: (0212) 422 74 01
www.gelisim.edu.tr etik@gelisim.edu.tr

Ek 2: KUIK Ölçeği

KONUŞMA, UZAYSAL ALGI VE İŞİTME KALİTESİ (KUIK) ÖLÇEĞİ

Aşağıdaki soruların amacı günlük işitme koşullarındaki farklı durumlarda işitme ve dinleme yeteneğinizi ve deneyiminizi ortaya koymaktır.

Her soru için, soruların karşısında gösterilen, "0" ile "10" aralığındaki ölçeğin herhangi bir noktasını çarpı (x) ile işaretleyin. "10" noktasına bir işaret koyulması, soruda tanımlanan şeyi kusursuz biçimde yapabilir durumda olduğunuz; "0" noktasına bir işaret koyulması ise tanımlanan şeyi yapamayacak durumda olduğunuz anlamına gelir.

Örneğin, 1. soruda televizyon açıkken aynı anda biriyle sohbet edilmesi ile ilgili bir soru yöneltilmektedir. Eğer bunu yapabilecek durumdaysanız, ölçeğin sağ ucuna yakın bir yere işaret koyun. Böyle bir ortamda sohbetin yarısını takip edebilecek durumdaysanız, ortadaki bir noktaya işaret koyun ve diğer durumlarda da aynı yöntemi kullanın.

Tüm soruların günlük deneyimlerinize uygun sorular olduğunu düşünüyoruz, ancak bir soru sizin için geçerli olmayan bir durumu tanımlıyorsa, "uygun değil" (UD) kutusuna çarpı işareti koyun.

Ad Soyad:

Tarih:

İşitme cihazı kullanıyor musunuz?

Evet

Hayır

Kullanıyorsanız

Sağ Kulak

Sol Kulak

Her iki kulak

Ne kadar zamandır kullanıyorsunuz?

_____ yıldır

_____ aydır

veya _____ haftadır

(İki cihazınızı da farklı zamanlarda aldıysanız lütfen belirtiniz)

1. KONUŞMA ALGISI

1. Bir kişiyle konuşuyorsunuz ve aynı oda içinde açık bir televizyon var. Televizyonu kapatmadan konuştuğunuz kişinin ne söylediğini takip edebilir misiniz? UD

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

2. Sessiz bir salonda bir başka kişiyle konuşuyorsunuz. Karşınızdaki kişinin söylediklerini takip edebilir misiniz? UD

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

3. Bir masanın etrafında oturan beş kişilik bir grubun içindesiniz. Bulduğunuz yer sessiz bir ortam. Gruptaki herkesi görebiliyorsunuz. Sohbeti takip edebilir misiniz? UD

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

4. Kalabalık bir restoranda beş kişilik bir grubun içindesiniz. Gruptaki herkesi görebiliyorsunuz. Sohbeti takip edebilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikte değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
5. Bir kişiyle konuşuyorsunuz. Arka planda fan veya akan su sesi gibi sürekli bir gürültü var. Kişinin söylediklerini takip edebilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikte değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
6. Kalabalık bir restoranda beş kişilik bir grubun içindesiniz. Gruptaki herkesi göremiyorsunuz. Sohbeti takip edebilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikte değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
7. Cami ya da tren garı gibi çok yankı yapan bir yerde biriyle konuşuyorsunuz. Karşınızdaki kişinin söylediklerini takip edebilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikte değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
8. Sesi sizin konuştuğunuz kişiyle aynı tonda olan başka bir kişi konuşurken, biriyle sohbet edebilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikte değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
9. Sesi sizin konuştuğunuz kişiden farklı tonda olan başka bir kişi konuşurken, biriyle sohbet edebilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikte değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
10. Sizinle konuşan birini dinliyorsunuz ve aynı anda televizyondaki spikeri takip etmeye çalışıyorsunuz. Her iki kişinin de ne dediğini anlayabilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikte değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
11. Birçok kişinin konuşmakta olduğu bir odada bir kişiyle sohbet ediyorsunuz. Konuştuğunuz kişinin ne dediğini takip edebilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikte değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
12. Bir grup ile birliktesiniz ve sohbet bir kişiden diğerine çok çabuk geçiyor. Her yeni konuşmacının ilk söylediklerini kaçırmadan sohbeti kolayca takip edebilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikte değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
13. Telefonda kolaylıkla sohbet edebiliyor musunuz? (Cihaz kullanmadan, bir ya da iki cihaz kullanarak)	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikte değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	

14. Telefonda birini dinliyorsunuz ve yanınızdaki kişi konuşmaya başlıyor. Her iki konuşmacının da ne dediğini takip edebilir misiniz?

UD □

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

2. UZAYSAL ALGI

1. Bilmediğiniz bir dış mekanda bulunuyorsunuz. Birinin çim biçme makinesi kullandığını işitiyorsunuz. Nerede olduğunu göremiyorsunuz. Sesin nereden geldiğini anlayabilir misiniz?

UD □

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

2. Birkaç kişiyle bir masanın etrafında oturuyorsunuz veya toplantı yapıyorsunuz. Herkesi göremiyorsunuz. Bir kişi konuşmaya başlar başlamaz o kişinin nerede olduğunu anlayabilir misiniz?

UD □

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

3. İki kişinin ortasında oturuyorsunuz. Biri konuşmaya başlıyor. Konuşan kişinin solunuzdaki kişi mi yoksa sağınızdaki kişi mi olduğunu bakmadan anlayabilir misiniz?

UD □

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

4. Bilmediğiniz bir evde bulunuyorsunuz. Ev sessiz. Bir kapının gürültüyle kapandığını işitiyorsunuz. Bu sesin nereden geldiğini anlayabilir misiniz?

UD □

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

5. Bir binanın altınızda ve üstünüzde katların olduğu merdiven boşluğundasınız. Başka bir kattan sesler duyuyorsunuz. Sesin nereden geldiğini kolayca anlayabilir misiniz?

UD □

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

6. Dışarıdasınız. Bir köpek yüksek sesle havlıyor. Köpeğin nerede olduğunu bakmadan anlayabilir misiniz?

UD □

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

7. Kalabalık bir sokağın kaldırımında ayakta duruyorsunuz. Gelen aracın bir kamyon mu ya da otobüs mü olduğunu bakmadan anlayabilir misiniz?

UD □

(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)

8. Sokaktayken, yürüyen bir kişinin kendi sesinden veya ayak sesinden o kişinin ne kadar uzakta olduğunu anlayabilir misiniz?	UD ☐
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
9. Bir otobüs ya da kamyonun ne kadar uzakta olduğunu sesinden anlayabilir misiniz?	UD ☐
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
10. Bir otobüs ya da kamyonun hangi yönde hareket ettiğini sesinden anlayabilir misiniz, örneğin soldan sağa mı yoksa sağdan sola mı hareket ediyor?	UD ☐
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
11. Bir kişinin hangi yönde hareket ettiğini sesinden veya ayak sesinden anlayabilir misiniz, örneğin soldan sağa mı yoksa sağdan sola mı hareket ediyor?	UD ☐
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
12. Bir kişinin size doğru mu geliyor yoksa uzaklaşıyor mu olduğunu sesinden ya da ayak sesinden anlayabilir misiniz?	UD ☐
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
13. Bir otobüs veya kamyonun size doğru mu geliyor yoksa uzaklaşıyor mu olduğunu sesinden anlayabilir misiniz?	UD ☐
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
14. Duyduğunuz sesler size dış dünyadan değil de kafanızın içindeymiş gibi mi geliyor?	UD ☐
(Kafamın içinden) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Dışarıdan)	
15. Sesini duyduğunuz ancak ilk başta göremediğiniz kişi veya nesnelere baktığınızda, tahmin ettiğinizden daha yakında olduğunu mu görüyorsunuz?	UD ☐
(Daha yakın) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Yakın değil)	
16. Sesini duyduğunuz ancak ilk başta göremediğiniz kişi veya nesnelere baktığınızda, seslerinin tahmin ettiğinizden daha uzakta olduğunu mu görüyorsunuz?	UD ☐
(Daha uzak) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Uzak değil)	
17. Seslerin tam olarak tahmin ettiğiniz yerden geldiğini mi düşünüyorsunuz?	UD ☐
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	

18. İŞİTME KALİTESİ

1. İki sesi aynı anda duyduğunuz hayal edin; örneğin, suyun lavaboya akışı ve bir radyonun çalışı. Bu seslerin birbirinden ayrı olduğunu fark edebilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
2. Aynı anda birden fazla ses duyduğunuzda, bunlar size birbiriyle karışmış tek bir ses gibi mi geliyor?	UD <input type="checkbox"/>
(Karışmış) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Karışmamış)	
3. Radyodan müzik sesinin geldiği bir odasınız. Aynı odada başka biri de konuşuyor. Konuşan kişinin sesini müzikten ayrı olarak duyabilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
4. Bildiğiniz farklı kişileri seslerinden kolayca tanıyabilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
5. Aşına olduğunuz farklı müzik parçalarını birbirinden kolayca ayırt edebilir misiniz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
6. Farklı sesler arasındaki farkı anlayabiliyor musunuz; örneğin, bir otomobil ile otobüs; tencerede kaynayan su ile tavada pişen yiyecekler?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
7. Müzik dinlerken, bildiğiniz kadınlarla hangi enstrümanların çalındığını anlayabiliyor musunuz?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
8. Müzik dinlerken, sesler net ve doğal geliyor mu?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
9. Günlük hayatta duyduğunuz sesler size net bir şekilde geliyor mu?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
10. Diğer insanların konuşma sesleri size net ve doğal geliyor mu?	UD <input type="checkbox"/>
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	

11. Günlük hayatta duyduğunuz sesler size yapay ve doğal olmayan bir şekilde mi geliyor?	UD □
(Doğal değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Doğal)	
12. Konuştuğunuzda, sesiniz kendinize doğal geliyor mu?	UD □
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
13. Başka bir kişinin ruh halini sesinden kolayca tahmin edebiliyor musunuz?	UD □
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
14. Bir kişiyi veya şeyi dinlerken çok fazla konsantre olmak zorunda kalıyor musunuz?	UD □
(Çok fazla kalıyorum) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Hiç Kalmıyorum)	
15. Başkalarıyla konuşurken ne dediklerini anlamak için çok fazla çaba sarf ediyor musunuz?	UD □
(Çok fazla ediyorum) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Etmiyorum)	
16. Bir arabada sürücü olarak bulunduğunuz sırada, yan koltuğunuzda oturan kişinin ne söylediğini kolayca işitebilir misiniz?	UD □
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
17. Yolcu olarak bulunduğunuzda, yan koltuğunuzda oturan sürücünün ne dediğini kolayca işitebilir misiniz?	UD □
(Kesinlikle değil) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Mükemmel bir şekilde)	
18. Bir şeyi dinlemeye çalışırken diğer sesleri kolayca yok sayabiliyor musunuz?	UD □
(Yok saymıyorum) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (Kolaylıkla yok sayırım)	

Ek 3.İşitme Cihazı Gecikme Süreleri



Manufacturer ↑	Model	Delay [ms]
Audio Service	Duo 304	7.3
Audio Service	G5	6.2 ●
Audio Service	G5	7 ●
Audio Service	G6	6.2
Audio Service	HP304	7.4
Audio Service	HP303	7.4
Audio Service	P304	7.4
Audio Service	XS403	7.4
Audio Service	quiX 1606	6.5
Audio Service	quiX 12	6.3
Bernafon	CAS N	5.9
Bernafon	IN1 N	5.8
Hansaton	(if device not in list)	7
Inerton	Stage ISG383	2.5
KIND	Duro 1110	8.5
KIND	KINDive 7 Ex LP	5
KIND	KINDive 9 Ex LP	5
KIND	KINDeaphr HS	5.4
MED-EL	ADHEAR	8
MED-EL	SAMBA	8
MED-EL	SAMBA BB	8
Oticon	(if device not in list)	8
Oticon	Acta Pro	5.5
Oticon	Agil Pro	4.8
Oticon	Agil Pro Mini RIC	5.3

Manufacturer †	Model	Delay [ms]
Oticon	Alta 2	6.5
Oticon	Chili SP	5.4
Oticon	Chili SP7	5.5
Oticon	Como H100	4.9
Oticon	Como Mini	6.2
Oticon	Como Mini Ex	6
Oticon	Como Power	6.2
Oticon	Dynamo	8
Oticon	Epoq	5.3
Oticon	Geno 2 BTE PP	6.1
Oticon	Geno 2 Mini BTE	6.1
Oticon	Geno 2 Mini Ex	5.9
Oticon	NovaSense Geneve	5.2
Oticon	Opn 1	8.2
Oticon	Opn S1 BTE PP	8.7
Oticon	Opn S1 Mini Ex	9.3
Oticon	Opn S1 Mini Ex T	9.3
Oticon	Opn S2 BTE PP	8.7
Oticon	Opn S2 Mini Ex	8.7
Oticon	Opn S2 Mini Ex T	8.4
Oticon	Opn S3 BTE PP	8.6
Oticon	Opn S3 Mini Ex	8.5
Oticon	Opn S3 Mini Ex T	8.6
Oticon	Ruby 1 BTE PP	8.7
Oticon	Ruby 1 Mini Ex	8.6

Manufacturer †	Model	Delay [ms]
Oticon	Ruby 2 BTE PP	8.5
Oticon	Ruby 2 Mini Ex	8.3
Oticon	Selectic Napoli Pro	6
Oticon	Sumo DM	6
Oticon	Velox S Family	8.3
Oticon	Vigo Pro	5.4
Oticon	Xceed 1SP	8.7
Oticon	Xceed 1UP	7.3
Oticon	Xceed 2UP	9.1
Oticon	Xceed 3SP	8.6
Oticon	Xceed 3UP	8.2
Phonak	(If device not in list)	7
Phonak	Ambra M	7
Phonak	Audeo B	6.3
Phonak	Audeo B50-10	6
Phonak	Audeo P30R	6.5
Phonak	Audeo Paradise	6.3
Phonak	Audeo V90	8.2
Phonak	Audeo V90-13 RIC	6.1
Phonak	Bolero M30PR	6.5
Phonak	Bolero M50PR	6.7
Phonak	Bolero M70PR	6.5
Phonak	Bolero Q50-P	7.7
Phonak	Bolero Q90-SP BTE	7.1
Phonak	Bolero V50-SP	6

Manufacturer ↑	Model	Delay (ms)
Phonak	Exelia Art SP	7.1
Phonak	Marvel Family	6.2
Phonak	Naida 1 UP	5.2
Phonak	Naida 3 SP	7.1
Phonak	Naida B30-SP	8.0
Phonak	Naida B90-UP	8.1
Phonak	Naida M30-SP	6.6
Phonak	Naida M50-SP	6.8
Phonak	Naida Q50-SP	7
Phonak	Naida Q90 UP	7.2
Phonak	Naida S SP	6.9
Phonak	Naida SL SP	5.8
Phonak	Naida SL UP	7.2
Phonak	Naida SP	6.7
Phonak	Naida V UP	7.4
Phonak	Naida V50-UP	6.6
Phonak	Sky B50-UP	6.6
Phonak	Sky M90-SP	6.6
Phonak	Sky V70-SP	7
Phonak	Una M	7.1
Phonak	Versata	6.9
Phonak	Vitus BTE-P	6.5
Phonak	Vitus BTE-UP	6.5
Phonak	Vitus plus BTE micro	7
ReSound	(if device not in list)	5 ●

Manufacturer ↑	Model	Delay [ms]
ReSound	(If device not in list)	8 ●
ReSound	Alera	6.1
ReSound	Azure	5
ReSound	EN598-DW	7.8
ReSound	Erya Series	5 ●
ReSound	Erya Series	8 ●
ReSound	ENZO Q Series	5 ●
ReSound	ENZO Q Series	8 ●
ReSound	EQ798-DWT	6.5
ReSound	EQ998-DWT	5.3
ReSound	ETS98-DW	6.4
ReSound	Key Series	5 ●
ReSound	Key Series	8 ●
ReSound	LINX [®] LS9	5.9
ReSound	LINX 3D	6.5
ReSound	LINX 9 RIC	6.8
ReSound	LINX Quattro	6.3
ReSound	Live	5
ReSound	ONE Series	5 ●
ReSound	ONE Series	8 ●
ReSound	Verso 9 RIC	7.5
Reoton	8C / MyCore	6.2 ●
Reoton	8C / MyCore	7.0 ●
Reoton	M-Core / Motion Core	6.2
Siemens	Motion 500	2.9

Manufacturer ↑	Model	Delay [ms]
Siemens	Motion 500 M	3.4
Siemens	Motion 700	2.4
Siemens	Motion 700M	4.9
Siemens	Nibro 3mi	6.7
Siemens	Orion Ric 2 P	8.5
Siemens	Pure 7 MI RIC	6.8
Siemens	Pure 701	3.2
Siemens	Pure 7 BX RIC	6.5
Signia	Motion 13	7
Signia	NX series	6.2 
Signia	NX series	7.0 
Signia	Primax (PX)	7.9
Signia	Pure 312	5.6
Signia	Xperience series	6.2
Starkey	3 Series (I110 BTE	4.3
Starkey	3 Series (I110 BTE4	4.4
Starkey	3 Series (I1100 BTE	4.5
Starkey	Halo (S10 RIC	3.9
Starkey	Livio AI	4.9
Starkey	Muse 1200	4.7
Starkey	S Series 11	4.1
Starkey	S Series 7	3.9
Starkey	S Series IQ 11	4.4
Starkey	Synergy Platform	4.7
Unitron	(If device not in list)	7

Manufacturer ↑	Model	Delay [ms]
Unitron	Latitude 16	7.7
Unitron	Max 20 SP BTE	7.2
Unitron	Quantum 20 S	7.2
Unitron	Quantum Pro M BTE	7.1
Unitron	Tempus Platform	6.3
Widex	Beyond 330 B3-F2	2.8
Widex	Clear 440 C4-9 BTE	2
Widex	Daily 100 Fashion	3.9
Widex	Daily 50 D-FA	2.8
Widex	Dream 440 D-FA BTE	1.9
Widex	Evoke	2.3
Widex	Inteo	1.9
Widex	Moment	0.5
Widex	Sense Vita	1.6

Ek 4.Koklear İmplant SUT Kriterleri

26 Kasım 2016 CUMARTESİ

Resmî Gazete

Sayı : 28600

TEBLİĞ

Sosyal Güvenlik Kurumu Başkanlığından:

SOSYAL GÜVENLİK KURUMU SAĞLIK UYGULAMA TEBLİĞİNDE DEĞİŞİKLİK YAPILMASINA DAİR TEBLİĞ

3.3.36-İşitsel İmplantlar

3.3.36.A-Genel Hükümler

(1) İşitsel implantların bedelleri sadece işitsel basamak resmi sağlık kurumlarında uygulanması halinde Kuruma karşılanır.

3.3.36.B- Koklear İmplant

(1) Koklear implant, bilateral ileri-çok ileri derecede sensorinöral işitme kaybı olan ve işitme cihazından yarar görmeyen veya Sağlık Bakanlığı İşitsel İmplantlar Bilimsel Danışma Komisyonu tarafından koklear implant yerleştirilmesi uygun görülür kişilerde uygulanması halinde Kuruma bedeli karşılanır.

(2) En az 3 (üç) aylık süre ile bilateral işitme cihazı kullanımından fayda görmediği sağlık kurulu raporunda belirtilmelidir.

(3) Aşağıdaki kriterlerden en az birisine huzur olduğu sağlık kurulu raporu ile belgelenen kişilerde Kuruma bedeli karşılanır:

a) Altı ve/veya ifade edici dil yaşı ile kronolojik yaş arasında 4 (dört) yıldan daha az fark olması veya altı ve/veya ifade edici dili 4 (dört) yaş ve üzeri olmasın (+18 yaş, kronolojik yaşa bakılmaksızın).

b) Post-lingual işitme kaybı olması.

(4) Sağlık kurulu raporu, aynı resmi sağlık kurumunda çalışan 3 (üç) kulak burun boğaz hastalıklardan uzman hekimi tarafından düzenlenir. Rapor ekinde aynı resmi sağlık kurumunda görevli 1 (bir) otoryolog tarafından yapılan otoryolojik değerlendirme sonuç belgesi ve 1 (bir) psikolog veya 1 (bir) dil konuşma terapisti tarafından yapılan değerlendirme sonuç belgesi bulunmalıdır.

(5) Elektrod yerleşimini sağlayacak kadar iç kulak gelişiminin olduğu ve koklear sinir varlığı yüksek çözünürlüğe bilgisayarlı tomografi ve/veya manyetik rezonans görüntüleme raporu ile gösterilmelidir.

(6) Menenjit sonrası oluşan işitme kayıplarında, koklear implantasyon kriterlerine uygun olmasın şartıyla, 3 (üç) aylık süre ile bilateral işitme cihazı kullanımından fayda görme kuralı aranmaksızın, sağlık kurulu raporu ile belgelenmesi halinde Kuruma bedeli karşılanır.

(7) İşitsel nöropati tanısı alınmışlarda; en az 6 (altı) ay süreyle işitme rehabilitasyonu ve eğitiminden fayda görmediğinin otoryolojik değerlendirme ve sağlık kurulu raporu ile belgelenmesi halinde Kuruma bedeli karşılanır.

(8) Eş zamanlı veya ardışık bilateral koklear implant uygulanması kriterleri sağlık kurulu raporunda belirtilmesi şartıyla aşağıdaki gibidir.

a) Koklear implantasyon kriterlerini karşılayan 12-48 aylık çocuklar.

b) Yaş sınırı aranmaksızın post-lingual dönemde gelişen menenjit sonrası otoryolojik kriterlere huzur ileri derecede sensorinöral işitme kaybıdır.

c) 48 ayın üzerindeki hastalarda (48 aylık olmaları huzur) ileri derecede sensorinöral işitme kaybına eşlik eden bilateral körlük.

(9) Koklear implant uygulanması sonrası gelişen enfeksiyon, kolesteatom, tinnitus nedeniyle koklear implantın iç parçasının işlevselliğini yitirmesi durumunda, süre aranmaksızın bu durumun sağlık kurulu raporu ile belgelenmesi halinde sadece cerrahi olarak yenileştirilen iç parçasının bedeli Kuruma karşılanır.

(10) Koklear implantın, 12 (oniki) ayın altındaki hastalara uygulanması halinde Kuruma bedeli karşılanmaz.

(11) Koklear implant, cıva ve akusmanlı işiten besellerle dahil olarak Kuruma karşılanmaz.

(12) Otoryolojik değerlendirme; otoskopi, otoreometri, otoskopi, akusman refleks testi, eşik testi, klinik otoakustik emisyon testi, ABR testleri ile yapılır. Koklear implantın uygulanmasında aşağıdaki otoryolojik kriterler dikkate alınır.

a) 2 (iki) yaş üstü çocuklarda ve erişkinlerde bilateral 500, 1000, 2000 ve 4000 Hz'lerdeki işitme eşiği ortalamasının 80 dB'den daha kötü olması veya bir kulakta 70 dB ve daha kötü, karşı kulakta 90 dB ve daha kötü, konuşmayı ayırt etme testi yapılabilen hastalarda konuşmayı ayırt etme skorunun %30'un altında olması gereklidir.

b) 2 (iki) yaş ve altı çocuklarda, bilateral 90 dB HL'den daha fazla sensorinöral işitme kaybının olması gereklidir.

(13) Koklear implant aşırı çanta içeriği, konuşma işlemcisi, transdüser, 12 adet 675 p diğme pil, şarj edilebilir pil ünitesi, 3 adet şarj edilebilir pil ve şarj cihazı (şarj edilebilir pilleri standart frekansında olmayanlar için 150 adet 675 p diğme pil ya da şarj edilebilir özel veya AAA pil (4 adet)), ses kablosu, yedek ara kablo (3 adet), yedek miksatın, konuşma işlemcisi test cihazı, nom alma ve kurulum kiti, temizleme aparatı, dış parça taşıma çantası veya kutusu, günlük kullanılan çantası, Türkçe kullanım kılavuzu, pil tutucu veya yuva (2 adet) ile yedek pil yuvası kapak (işlemci içinde

olanlarda aranmaz), yedek kulak kancası (cihazda kullanımı gerekmiyorsa istenmez), yedek kulak kancası pini (cihazda kullanımı gerekmiyorsa istenmez), pin çıkarma aleti (pini olmayan cihazlarda istenmez), tornavida (cihazda kullanımı gerekmiyorsa istenmez), uzaktan kumanda (cihazın kullanımı için gerekli değil ise istenmez).

(14) Elektroakustik implant uygulaması:



a) 500 ve 1000 Hz frekanslarda işitme eşiklerinin 50 dB ve daha iyi, 2000, 3000, 4000 Hz frekanslarında 80 dB ve daha kötü olması ve konuşmayı ayırt etme skorunun %50'den kötü olması durumunda uygulanır.

b) Elektroakustik implant uygulamasının Kurumca bedelinin ödenmesi için son 1 (bir) yıl işitme eşiklerinin stabil olduğu belirtilmelidir.

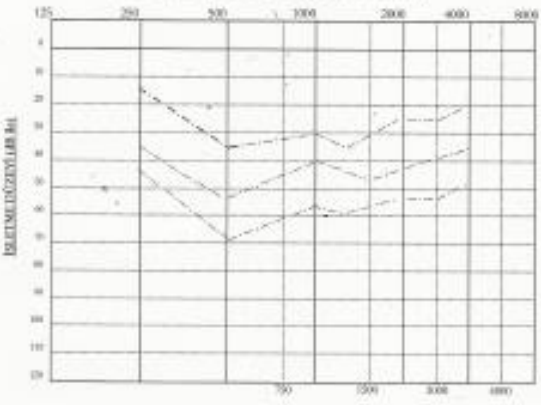
Ek 5.KUİK Ölçeği Mail Yoluyla Kullanım İzni

The screenshot displays the Outlook web interface. At the top, the search bar shows 'Kimden: Nurcan Kılıc'. The left sidebar contains folders like 'Gelen Kutusu' (22), 'Gereksiz E-po...' (36), 'Taslaklar', 'Gönderilmiş Öge...', 'Silinmiş Öğeler' (89), 'Arşiv', 'Notlar', 'Conversation His...', 'Unwanted', and 'Gruplar'. The main area shows search results for 'Nurcan Kılıc', including an email titled 'Re: KUİK Ölçeği' dated 28.03.2021. The email content is visible on the right, starting with 'Tabiki kullanabilirsiniz, başarılar dilerim...' and '28 Mar 2021 Pzr 20:29 tarihinde Esat ALKAYA > şunu yazdı:'. The email text continues: 'Nurcan hanım merhaba... Ben Odyolog Esat Alkaya, İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde odyoloji ünitesinde görev yapmaktayım. Gelişim Üniversitesi'nde yüksek lisans yapmaktayım. Tez çalışmam için KUİK ölçeğini kullanabilir miyim? Teşekkür ederim. Hayırlı günler.'

Ek 6.Odyogram Formu

	T.C. SAĞLIK BAKANLIĞI İSTANBUL İL SAĞLIK MÜDÜRLÜĞÜ SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ İSTANBUL EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ ODYOGRAM FORMU				
Form No: TT.FR.104	Yayın Tarihi: 16.04.2005	Revizyon Tarihi: 25.06.2005	Rastlayıcı Numarası: #1	Sayfa No/Sayfa Sayısı: Sayfa 1/1	İşletme Birimi: ODY
Adı Soyadı:	Tarih:				
Devlet No:	Hasta No:				
Doğum Tarihi:	Ses Odyogram Tarihi:				
Cinsiyet:	İçerici Yapan Doktor:				
Musluk:	Odyogram Yapan:				

SAF SES EŞİK ODYOGRAM ISO 1964



FREKANS (Hz)

250 500 1000 2000 4000

SEMBOLLER

	Sol	Sağ
Hava	Monitör	X
Kemik	Monitör	()
Hava	Monitör	+
Kemik	Monitör	-

SAF SES ORTALAMASI (dB ile) (500-4000 Hz.)			
	Sol	Sağ	
Hava			
Kemik			

SAF SES ORTALAMASI (dB ile) (500-2000 Hz.)			
	Sol	Sağ	
Hava			
Kemik			

KONUŞMAYI ALMA EŞİĞİ (dB ile) "SRT"			
Cilt/Hpr	Sol	Sağ	Alatla

KONUŞMAYI AVIRTIRMA (%LE) "SPEECH DISCRIMINATION"			
Cilt/Hpr	Sol	Sağ	Alatla

EN RAHAT SES YÜKSEKLİĞİ "MCL" (dB ile)			
Cilt/Hpr	Sol	Sağ	Alatla

TEDİRGIN EDİCİ SES YÜKSEKLİĞİ "UCL" (dB ile)			
Cilt/Hpr	Sol	Sağ	Alatla

Webster Lut. Ölçme			
	Sol	Sağ	
OAE (Otomatik Erişim)	Sonuç		

Tympanogram	Tipi	ORF	Compliance	Volume
	Sağ			
	Sol			

Akustik Refleksi		800Hz	1000Hz	2000Hz	4000Hz
	Sol ILE				
	Sol CİLİ				
	Sağ ILE				
	Sağ CİLİ				

MİSKE İŞİ			
ESLİTİMALAR			
EP	İzmitli Vak	NA	İzmitli Başlatıcı
TP	İzmitli Başlatıcı	FS	İzmitli Başlatıcı Vak
TY	İzmitli Başlatıcı	IS	İzmitli Başlatıcı

KAYIT 13/05/05

Ek 7. Üç heceli kelime listesi

ÜÇ HECELİ KELİME LİSTESİ

-Hatıra	-Kapalı	-Değerli	-Kızılçık	-Kilimci
-Fotoğraf	-Marmara	-Çilingir	-Tabaka	-Sipariş
-Hediye	-Yasemin	-Yakacak	-Kıymetli	-Patlıcan
-Tebeşir	-Kolonya	-Dönemeç	-Cesaret	-Gelinlik
-Sinema	-Karanlık	-Elbise	-Kahveci	-Esinti
-Tükenmez	-Badana	-Kızamık	-Lacivert	-Maydanoz
-Salıncak	-Kaçamak	-Papatya	-Kanarya	-Kitaplık
-Öduncu	-Aydınlık	-Giyecek	-Çankır	-Akasya
-Harika	-Boyalı	-Güvercin	-Şikayet	-Gezinti
-Bayraklı	-Yoğurtlu	-Kıvılcım	-Karavan	-Gelenek
-Hamarat	-Hünerli	-Fabrika	-Begonya	-Makine
-Hünerli	-Demirci	-Aralıklı	-Öğrenci	-Hatalı
-Hemşire	-Kulaklık	-Sekreter	-Hastane	-Emanet
-Havadar	-Okyanus	-Yasama	-Lokanta	-Görenek
-Paskalya	-Dokuma	-Ağustos	-Karanfil	-Çekmece
-Parmaklık	-Halıcı	-Ünite	-Pastane	-Bereket
-Merdiven	-Sonbahar	-Çaydanlık	-Domates	-Tedavi
-Sıradağ	-Kaymaklı	-Tüketim	-Süpürge	-Baharat
-Asansör	-İşitme	-Otobüs	-Köstebek	-Bankacı
-Coğrafya	-Sarıyer	-Harabe	-Eczane	-Kırmızı
-Harita	-Limonju	-Üretim	-Kanepe	-Hakaret
-Aracı	-Adana	-Serinlik	-Haziran	-Eleman
-Pusula	-Köstebek	-Postacı	-Kıvırcık	-Etiket
-Telefon	-Cevizli	-Dağıtım	-Sürekli	-Almanya
-Şekerli	-İndirim	-Tabure	-Sandalye	-Hazine
-Kafadar	-Fıstıklı	-Tutacak	-İhlamur	-Derece
-Yükseklik	-Tarafsız	-Gemici	-Öneri	-Sigorta
-Kiracı	-Kaplıca	-Eflatun	-Hatıra	-Hürriyet
-Korkulu	-Çiçekli	-Danışma	-Denetim	-Hikaye
-Satılık	-Akarsu	-Arkadaş	-Kelime	-Sanayi
-Mücevher	-Avukat	-Sarışın	-Gelinlik	-Bereket
-İçecek	-Ilıca	-Çiçekçi	-Misafir	-İşletme
-Kiralık	-Güvenli	-Gözenek	-Baraka	-Pastırma

Ek 8.Tek heceli kelime listesi

TEK HECELI KELIME LİSTESİ

1-Kas	1-Beş	1-As	1-Çay	1-Lav	1-Kir
2-At	2-Göz	2-Borç	2-Öt	2-Kep	2-Çan
3-Ney	3-İn	3-Fil	3-Dik	3-Düş	3-Öl
4-Öç	4-Kar	4-Et	4-Ön	4-Biç	4-Şen
5-Bir	5-Laf	5-Hür	5-Kor	5-Öt	5-Kalp
6-Küf	6-Diş	6-Kaz	6-Al	6-Ser	6-An
7-Saz	7-Muz	7-Çok	7-Sarp	7-Böl	7-Hiç
8-Fon	8-Ak	8-Muş	8-Tez	8-Var	8-Şok
9-Pes	9-Örf	9-Öl	9-Dost	9-Tip	9-Far
10-Yün	10-Çat	10-Leş	10-Kül	10-Zarf	10-Mest
11-Bek	11-Koç	11-Pot	11-Kem	11-Rey	11-Kim
12-Sel	12-Fal	12-Bal	12-Sık	12-Mis	12-Çit
13-Rey	13-Net	13-Tuş	13-Buz	13-Post	13-Harf
14-Aç	14-Şen	14-Şef	14-Nal	14-Af	14-Nar
15-Dün	15-Ruh	15-Pek	15-Sap	15-Saf	15-Söz
16-Koz	16-Dağ	16-Fer	16-Çiz	16-Raf	16-Yar
17-Ürk	17-Tel	17-Çiz	17-Tül	17-Nem	17-Piş
18-Zar	18-Kız	18-Mat	18-Cep	18-Fit	18-Bas
19-Bay	19-Bet	19-Ye	19-Terk	19-Çar	19-Kor
20-Baş	20-Yıl	20-Ön	20-Kan	20-Sis	20-Tay
21-Türk	21-Kök	21-İç	21-Sal	21-Hap	21-Su
22-Yaş	22-Pil	22-Bel	22-Güz	22-Puf	22-ek
23-Ver	23-Çam	23-Kürt	23-Küp	23-Yüz	23-İz
24-Çek	24-Yıl	24-Yem	24-Din	24-Aş	24-Kaç
25-Şap	25-Bey	25-Zit	25-Loş	25-Renk	25-Üf
26-Dem	26-Tam	26-Taç	26-Mart	26-Pas	26-Kit
27-Rol	27-Haz	27-Sim	27-Sun	27-Tip	27-Bük
28-Of	28-Kat	28-Celp	28-Halk	28-Göl	28-Van
29-Cins	29-Saç	29-Kir	29-Can	29-Ters	29-Sert
30-Göl	30-Pus	30-Poz	30-Öz	30-Fay	30-Eş
31-Ev	31-El	31-Üf	31-Şiş	31-Mülk	31-Taş
32-Kış	32-Çık	32-Suç	32-Es	32-Tüy	32-Pul
33-İt	33-Oy	33-Yük	33-Yok	33-Üst	33-Ben
34-Sağ	34-Kok	34-Not	34-Vinç	34-Kas	34-Lop
35-Test	35-Şut	35-Av	35-Yön	35-Em	35-Put
36-Çim	36-Vur	36-Çöp	36-Çal	36-Dört	36-Şart
37-Hoş	37-Top	37-Göç	37-İş	37-Çal	37-Göç
38-Bol	38-Bil	38-Mih	38-Pay	38-Ön	38-Çil
39-Kap	39-Harp	39-Dev	39-Zor	39-Boş	39-Mart
40-Son	40-Kum	40-Süt	40-As	40-Tüt	40-Saç
41-Lüks	41-Mal	41-Ray	41-Gün	41-Ök	41-Yap
42-Çay	42-Blin	42-Kol	42-Yay	42-Sir	42-Aşk
43-Kent	43-Arz	43-Genç	43-Kes	43-Bit	43-Tüm
44-Maç	44-Şil	44-Yer	44-Sev	44-Can	44-Şan
45-Çark	45-Yaz	45-Çek	45-Pir	45-Sal	45-Düz
46-Diz	46-Dut	46-Caz	46-Çark	46-Yat	46-Ön
47-Harp	47-Su	47-Tat	47-Yas	47-Bak	47-Sulh
48-Sus	48-Bak	48-Koy	48-Bağ	48-Fes	48-Dal
49-Park	49-Üç	49-Dam	49-Er	49-Zil	49-Cam
50-Mest	50-Cilk	50-Boz	50-Dil	50-Kur	50-Saf