

GÜNNUR İSPİR

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İSTANBUL-2017





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

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARINDA GÜRÜLTÜ
ALGORİTMALARININ ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

GÜNNUR İSPİR

**DANIŞMAN
DOÇ.DR.H.MURAT YENER**

**ODYOLOJİ, ANABİLİMDALI
ODYOLOJİ-DİL VE KONUŞMA BOZUKLUKLARI
PROGRAMI**

İSTANBUL-2017

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Bilimleri Fakültesi, Odyoloji, Dil ve Konuşma Bozuklukları Anabilim Dalı Odyoloji, Dil ve Konuşma Bozuklukları Programında Yüksek Lisans öğrencisi Günnur İSPİR tarafından Doç.Dr. H. Murat YENER'in danışmanlığında hazırlanan "Koklear İmplant Kullanıcılarında Gürültü Algoritmalarının Etkilerinin Araştırılması" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 13/12/2017 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.


Jüri Başkanı

Prof.Dr.Ahmet ATAŞ
İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi
KBB Anabilim Dalı


Jüri-Danışman

Doç.Dr. H. Murat YENER
İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi
KBB Anabilim Dalı

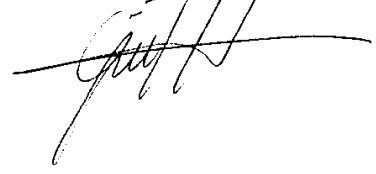

Jüri

Prof.Dr.Özgür YİĞİT
SBÜ İstanbul EAH
KBB Anabilim Dalı

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

GÜNNUR İSPİR



İTHAF

Kızım İLSU' ya ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tezimi hazırlamam için bana yardımcı olan Tez danışmanım Doç. Dr. H. Murat YENERE'e, eğitimim sürecinde ve tezimi hazırlamamda bana yol gösteren ve yardımcı olan ,desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli İ. Ü. Sağlık Bilimleri Fakültesi, Odyoloji Bölüm Başkanı Prof. Dr. Ahmet ATAŞ'a, Odyoloji Bölümü Öğretim Üyesi Doç. Dr. Zahra POLAT'a sonsuz teşekkür ederim.

İ. Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Odyoloji Ünitesi'nde çalışan diğer bütün hocalarım ve dönem arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Değerli aileme ve kızım İlsu'ya göstermiş oldukları sabır ve anlayış için sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	Vİİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	X
ÖZET	Xİ
ABSTRACT.....	Xİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	30
4. BULGULAR.....	38
5. TARTIŞMA	52
KAYNAKLAR	62
FORMLAR	74
ETİK KURUL KARAR.....	78
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	79
ÖZGEÇMİŞ	80

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4-1: Katılımcılara ait demografik bilgiler.....	38
Tablo 4-2: Katılımcıların kronolojik yaş, ilk duyma yaşı, KI kullanma süreleri minimum maksimum ve ortalama değerleri.....	39
Tablo 4-3: Katılımcıların -5, 0, +5G, +10 dB sinyal gürültü oranlarında günlük program ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu programları ile KA oranlarının karşılaştırılması.....	39
Tablo 4-4: Kız-erkek GP ve GAAP ile KA puanlarının karşılaştırması.....	43
Tablo 4-5: GP ve GAAP ile -5, 0, +5 ve +10 dB S/N oranlarında KA oranının cinsiyete göre karşılaştırılması.....	45
Tablo 4-6: KI kullanma süresinin etkisinin karşılaştırılması	47
Tablo 4-7: İlk duyma yaşının günlük program ve gürültü algoritmalarının etkin olduğu programda konuşmayı anlamaya olan etkisi	48
Tablo 4-8: İlk duyma yaşı ve implant kullanma süresinin günlük program ve gürültü algoritmalarının etkin olduğu program ile -5, 0, +5 ve +10 dB sinyal gürültü oranında konuşmayı anlama oranının korelasyon analizleri.....	51

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Kulak Anatomisi.....	3
Şekil 2-2: Korti organı.....	4
Şekil 2-3: Bazılar membran Tonotopik Haritası.....	5
Şekil 2-4: Koklear İmplantın Yapısı.....	7
Şekil 2-5: Sesin Koklea İmplant Tarafından Elektrik Sinyallerine Dönüştürülmesi Örneği	10
Şekil 2-6: Koklear İmplant CIS stratejisi Sinyal İşleme.....	12
Şekil 2-7: Akustik bir sinyalin orjinal, zamansal zarf ve fine sutructure dalga formları	14
Şekil 3-1: Larson Davis 824 Ses seviye Ölçer.....	30
Şekil 3-2: X AIR XR18 digital mixer ses kayıt cihazı	31
Şekil 3-3: NT5 mikrofon.....	31
Şekil 3-4: Mikrofon ve Hoparlör	32
Şekil 3-5: GSI multifrekans immitansmetri.....	33
Şekil 3-6: Otometrics Madsen Aztera Odyometri Cihazı.....	34
Şekil 3-7: Bu çalışmada kullanılan beş-hoparlör dizisi.....	35
Şekil 3.8. Bu çalışmada kullanılan oda içindeki beş-hoparlör dizisi.....	35
Şekil 4-1: Katılımcıların matriks cümle testi ile GP ve GAAP ile KA sonuçları.....	40
Şekil 4-2: Katılımcıların günlük ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile (S/N Oranı= -5dB) KA puanları.....	40
Şekil 4-3: Katılımcıların günlük ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile (S/N Oranı= 0 dB) KA puanları.....	41
Şekil 4-4: Katılımcıların günlük ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile (S/N Oranı= +5 dB) KA puanları.....	42
Şekil 4-5: Katılımcıların günlük ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile (S/N Oranı= +10 dB) KA puanları.....	42
Şekil 4-6: Kızlar için GP ve GAAP ile S/N= -5 ,0 ,+5 ve +10 KA oranları.....	44
Şekil4-7:Erkekler için GP ve GAAP ile S/N= -5 ,0 ,+5 ve +10 KA oranları.....	44
Şekil 4-8: Günlük Program ile konuşmayı anlama oranının cinsiyete göre dağılımı....	46

Şekil 4-9: Gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranının cinsiyete göre dağılımı.....	46
Şekil 4-10: İlk duyma yaşı 12-24 ay olan kullanıcıların GPKA veGAAPKA oranları	49
Şekil 4-11: İlk duyma yaşı 25-36 ay olan kullanıcıların GPKA veGAAPKA oranları...	49
Şekil 4-12: İlk duyma yaşı 37 ay ve üstü kullanıcıların GPKA veGAAPKA oranları..	50



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

KI :Koklear İmplant

S/N:Sinyal Gürültü

SGO:Sinyal Gürültü Oranı

AGC:Automatic Gain Control -Otomatik Kazanç Kontrolü

CIS: Continuous Interleaved Sampling

SPEAK: Spectral Peak

ACE: Advanced Combination Encoder

FSP: Fine Structure Processing

GP:Günlük Program

GAAP:Gürültü Azaltma Algoritmalarının Etkin Olduğu Program

KA:Konuşmayı Ayırtetme

GPKA:Günlük program ile Konuşmayı Anlama

GAAPKA:Gürültü Azaltma Algoritmalarının Etkin Olduğu Program ile Konuşmayı Anlama

dB:Desibel

ASC: Otomatik Ses Kontrolü

ÖZET

İSPİR, G. (2017). Koklear İmplant Kullanıcılarında Gürültü Algoritmalarının Etkilerinin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Odyoloji-Dil ve Konuşma Bozuklukları ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Bu çalışmanın amacı, koklear implant kullanıcısı okul çağı çocuklarının, okul ortamında karşılaştığı gürültüye özgü (frekans, şiddet ve dağılım niteliklerine göre), implant ve ses işlemcileri üzerinde mevcut olan algoritmaları üzerinden yapılacak program ile gürültüde konuşmayı anlama skorlarını arttıracak ilgili parametreleri araştırmaktır. Gürültü algoritmalarının etkinliğinin çalışması için ilköğretime devam eden 30 koklear implant kullanıcısı çalışmaya dahil edilmiştir.

Koklear implant kullanıcılarının oluşturduğumuz program ve günlük kullandıkları program ile konuşmayı anlama performanslarını değerlendirmek için tüm katılımcılara Ears Test Bataryası içindeki Matris Cümle Testi, sabit 65 dB SPL de daha önceden okulda ölçülüp kaydedilen gürültü eşliğinde uygulanmıştır. Okul ortamındaki ses yayılımını (ortamını) benzetebilmek için gürültü 1 metre aralıklı 0-45-90-270-315 derecelere yerleştirilmiş beş hoparlörün hepsinden eşit şiddette olacak şekilde ortama verilmiştir. Konuşma sinyali ise 0 derece azimuth ve 1 metre uzaklıktan (SNR) -5 dB, 0dB, +5 dB ve +10 dB olacak şekilde sunulmuştur. Bütün katılımcıların oluşturulmuş yeni programları ve günlük kullandıkları programları ile konuşmayı anlama oranları dört sinyal gürültü oranında belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar birbiri ile karşılaştırılmıştır.

Katılımcıların gürültü algoritmalarının etkin olduğu yeni programları ve günlük kullandıkları programları ile dört farklı sinyal gürültü oranında konuşmayı anlama skorları birbiri ile karşılaştırıldığında anlamlı bir fark gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Koklear implant, Sinyal-Gürültü Oranı, Konuşmayı Anlama, Gürültü

ABSTRACT

İSPİR, G. (2017). Searching The Effects of Noise Algorithms on Cochlear Implants Users. Istanbul University Health Sciences Institute. Master's Degree. Istanbul.

The pupose of this study is to investigate the related parameters that will increase the understanding scores in noise with the program through the existing algorithms of the cochlear implant and their processors at school environment (according to frequency, intensity and distribution attributes) for the cochlear implant users at school age. To study the effectiveness of noise algorithms, 30 primary school cochlear implant users were included in the study.

In order to asses their understanding scores with the new programme and their existing every-day programme, all participants performed Matrix Sentence Test included in the Ears Test Battery with the constant 65 dB SPL level and environmental noise which were recorded at real school environment. In order to simulate the sound propagation in the school environment, noise was given at equal indensity by five speakers placed at 0 -45-90-270-315 degrees with a 1-meter distance. Speech signal is given as 0 degree azimuth and at 1 meter distance (SNR) -5 dB, 0 dB, + 5 dB, and +10 dB. The rate of understanding of all participants with the new programme and the daily programme were evaluated according to 4 signal-to-noise ratio.

A significant difference is observed in understanding scores of the participants when comparing the new programme with the noise algorithm to daily used programme at four signals to noise ratio.

Key Words: Cochlear implant, Signal-Noise Ratio, Speech Perception, Noise

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Koklear implant, bilateral ileri veya çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybı olan işitme cihazından yeterince veya hiç fayda göremeyen çocuk ve yetişkinlere, sesleri daha iyi algılama ve konuşmaları daha iyi anlama olanağı sağlamak için tasarlanmış elektronik bir cihazdır (Gelfang, 2001). Koklear implantlar sessiz dinleme ortamlarında yeterli derecede konuşmayı anlama performansı sağlarlar (Norbert Dillier, 2015). Teknolojik gelişmeler çok kanallı koklear implantlarda konuşma sinyalini kodlamak için çeşitli stratejilerin gelişmesine olanak sağlamaktadır. Ancak, yinede hastaların en sık şikayeti gürültüde konuşma sinyalini tanımak ve anlamaktır (Zhao F, Stephens SD, Sim SW, 1997). Koklear implant kullanıcıları, günlük yaşamlarında sıklıkla zorlayıcı dinleme durumları ile karşılaşır. Çeşitli tiplerde konuşmaların olduğu restoran arka plan gürültüleri ve sınıfların reverberasyonundan (yankılanma) kaynaklı bozulmuş konuşmaların olduğu gibi ortamlar en sık görülen sorunlar arasındadır (Hu & Loizou, 2010).

Dünyada giderek gürültü ortamlar artmakta ve çocukların günlük hayatlarının her gün yaklaşık %30'unu gürültülü ortamda geçirdikleri varsayılmaktadır (Christine Jones and Stefan Launer, 2010). Çocukların zaman geçirdiği gürültülü çevreye örnek bir çevre okul ortamıdır. Okul ortamlarındaki düşük sinyal-gürültü oranları sıklıkla konuşmanın anlaşılmasında sorunlara yol açar. İşitmesi normal olan 6 -11 yaş arasındaki çocuklarla yapılan çalışmalarda, bu çocukların anlamalarının yetişkinlerle benzer seviyelerde olabilmesi için, bulundukları ortamın sinyal gürültü seviyesinin 15-20dB daha iyi olması gerektiği belirtilmiştir. Gürültülü ortamların çeşitliliğinden ve çocukların zamanlarının önemli bir kısmını bu ortamlarda geçirmelerinden dolayı bu çocukların dinleme performansını iyileştirme amaçlı teknoloji sağlamak son derece yararlı olacaktır (M.Wroblewski, D.E. Lewis, D.L.Valente,P.G. Stelmachowicz, 2012).

Gürültü mevcut olan ortamda istenmeyen bir ses olarak tanımlanır. Konuşma sinyal seviyesi ve gürültü seviyesi arasındaki fark olarak da tanımlanan sinyal/gürültü (S/N) oranı konuşma ile gürültünün birbirine karışması olarak ifade edilebilir. Bazı araştırmacılar işitme kayıplı bireyler için uygun olan S/N oranını yaklaşık 15 dB olarak belirtmişlerdir (Chung, Zeng, Chung, Zeng, & Acker, 2006).

Yapılan araştırmalar, koklear implant kullanıcıları için gürültülü ve yankılı ortamların, konuşmayı anlamada büyük bir zorluk içerdiğini ortaya koymuştur (Wouters J, McDermott H, 2008). Koklear implantlara algoritmalarda değişen uyaran seviyeleri, hız, uyaran zaman aralığı, mikrofon yönlülüğü ve ön-işleme stratejileri gibi çeşitli programlama seçenekleri uygulanabilmektedir. Bu uygulamalar, koklear implant kullanıcılarının konuşmayı anlama başarısını arttırmak için kullanılan uygulamalardır. İyi bir CI programlaması, konuşma seslerinin duyulabilirliğini, yüksek seslerde konfor sağlamayı, sesin netlik, kalitesini üst düzeye çıkarmayı ve zorlu dinleme ortamlarında performansı en üst düzeye çıkarmayı içermektedir (Bernadette Rakszawski, 2016). Bu yaklaşımlar, mevcut konuşma işlemcilerinde, iki farklı şekilde uygulanmış ve hastalar için faydalı hale getirilmiştir. Bu uygulamalardan biri; otomatik olarak işitme ortamını algılayarak ses sınıflandırması yapan algoritmaları CI işlemelemesine dâhil etmek, ikinci uygulama ise odyoloğun, konuşma işlemcisini çoklu ayarlarla CI kullanıcısının ihtiyaç duyabileceği her türlü işitme ortamına göre bir programın ayarlanması şeklinde olmaktadır. İkinci durumda, CI kullanıcısı bulunduğu ortama göre, ihtiyaç duyduğu programı kendisi değiştirmektedir (Hu & Loizou, 2010).

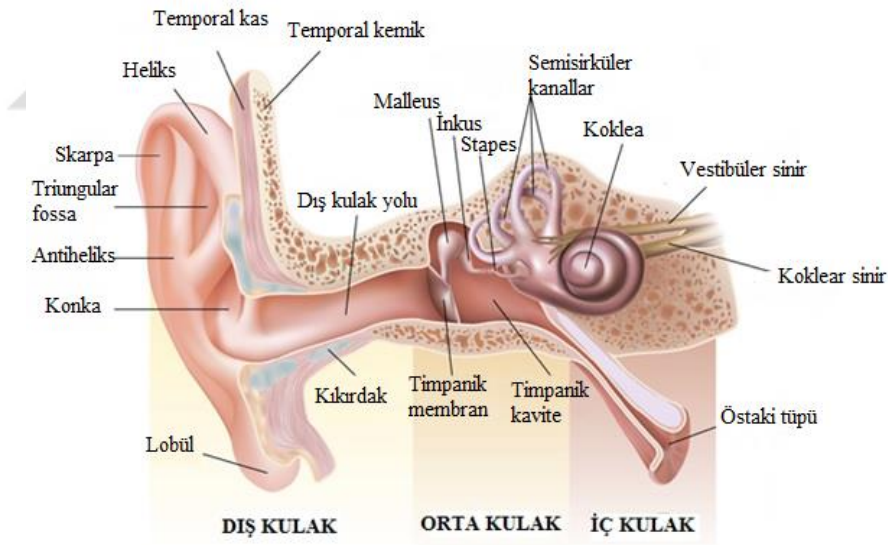
Çalışmamızın amacı, koklear implant kullanıcısı okul çağı çocukların, okul ortamında karşılaştığı gürültüye özgü (frekans, şiddet ve dağılım niteliklerine göre), implant üzerinde mevcut olan algoritmaları üzerinden yapılacak program ile gürültüde konuşmayı anlama skorlarını arttıracak ilgili parametreleri araştırmaktır. Elde edeceğimiz bulgular ışığında bu yeni programlama yöntemi maruz kalınan gürültüde, konuşmayı anlama sorunlarını ortadan kaldırırorsa okul çağı implant kullanıcılarının daha iyi akademik başarı elde etmelerine katkıda bulunulacaktır. Yine bu şekilde elde edilen parametreler kullanılarak, farklı gürültülü ortamlar için de başka kullanıcılara özgü programlar oluşturulabilecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.İŞİTME VE İŞİTME KAYBI

2.1.1.Periferik İşitme Sistemi

İnsan kulağı Şekil 2.1 'de gösterildiği gibi dış kulak, orta kulak ve iç kulak olmak üzere üç bölüme ayrılır. Dış kulak, başımızın yanlarında bulunan çıkıntı şeklindeki kulak kepçesi (pinna), dış kulak kanalı ve timpanik zar veya kulak zarından oluşmaktadır. Orta kulak, kemikçik zinciri olarak bilinen, malleus, incus ve stapes olarak adlandırılan üç küçük kemik içerir. İç kulak ise, işitme sisteminin duyuşal reseptör hücrelerini (saç hücrelerini) içeren içi sıvı dolu salyangoz şeklindeki bir yapı olan koklea ve denge (vestibüler duyu) sistemiz olan yarım daire kanallarından oluşmaktadır (Wannaya Ngamkham, 2015).

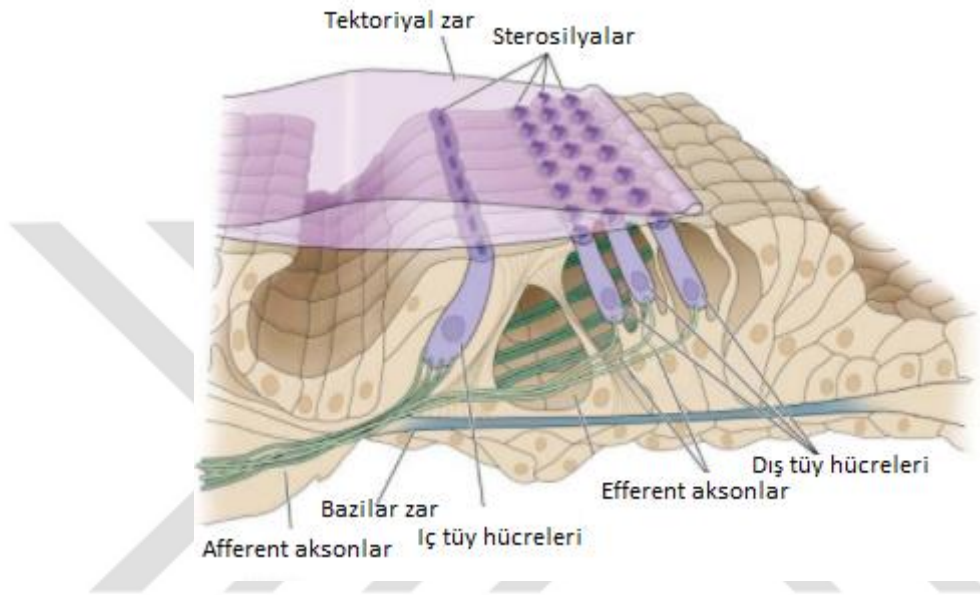


Şekil 2.1. Kulak Anatomisi

<http://dietplanreviews.info/goog/cochlear-hair-cells.html>

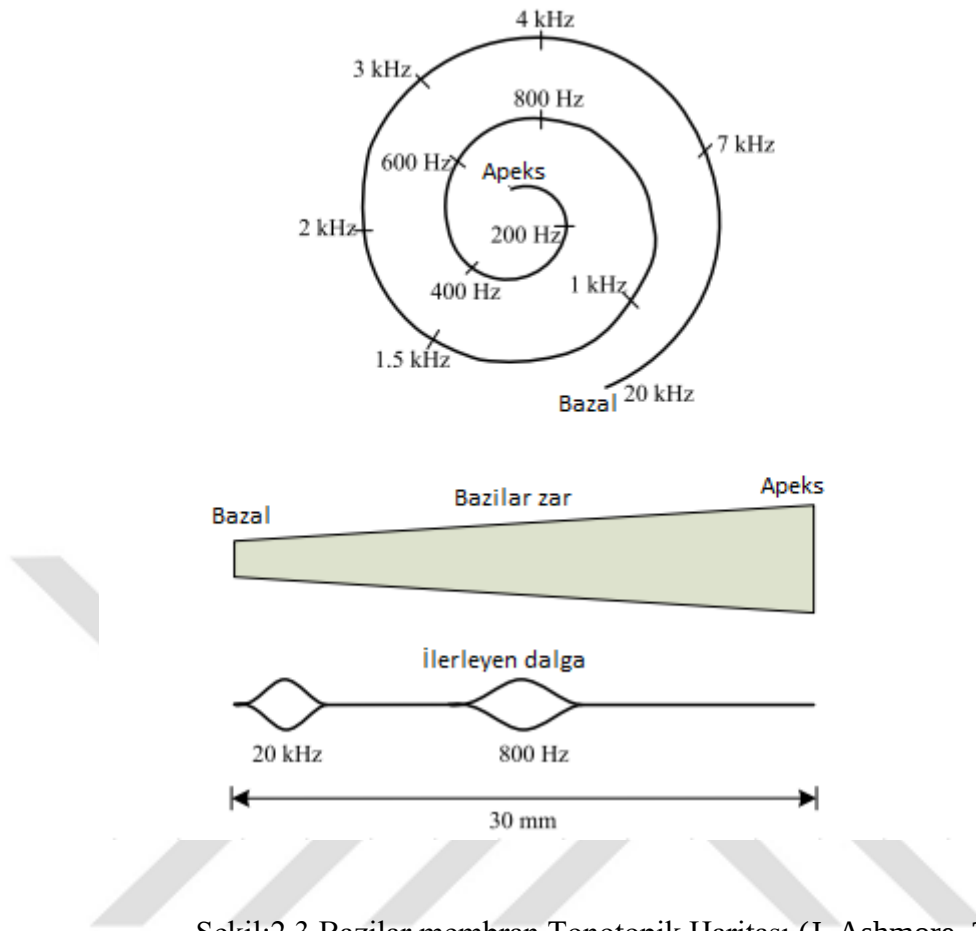
Kokleanın salyangoz kabuğuna benzer spiral biçimi vardır. Bazalden (oval pencere ve yuvarlak pencere bulunurken) apexe (spiral üst) 2 mm çapta yaklaşık 30 mm

uzunluğundadır. Koklea, oval pencereyi birleştiren skala vestibüli, yuvarlak pencereyi kapatan skala tympani ve korti organını barındıran skala medya (koklear duct)'yı içeren 3 kanaldan oluşur. Koklear duct içinde Corti organı bulunur. Corti organı iç ve dış tüü hücrelerini içerir ve bazılar membranın üstünde bulunur ve tektorial membran ile kaplıdır.



Şekil 2.2: Korti organı (<http://flipper.diff.org/app/items/info/6238>)

Ses dalgaları kulak kepçesi tarafından kulak kanalında toplanır. Bu ses dalgalarının timpanik zarı titreterek oluşturduğu titreşimler timpanik membrandan kokleaya, malleus, incus ve stapes tarafından yönlendirilir. Stapes sese tepki hareketi olarak, oval pencereyi içeri ve dışarı iter. Bu eylem, skala vestibulideki sıvının ve skala tympani'nin titreşmesine neden olur. Scala vestibülü ve skala tympani'deki sıvı titreşimi bazılar membranı harekete geçirir. Bu hareket bir ilerleyen dalga (traweling wave) olarak tanımlanır. Bu dalga hareketinin maksimum genliği gelen sesin frekansına bağlıdır. Yüksek frekanslı sesler, zarın tabanına yakın hareketli dalganın, alçak frekanslar ise tepe noktasına yakın ilerleyen dalganın en büyük amplitüdüne neden olur. Bu hareket, bazılar membranın bir dizi bant geçiren filtre gibi hareket ettiği anlamına gelir. Bazılar membrandaki her nokta sese farklı bir frekansta yanıt verir. Bu olay bazılar membranın tonotopic organizasyonu olarak adlandırılmaktadır Şekil.2.3. (Wannaya Ngamkham, 20015) (J. Ashmore, 2011) .



Şekil:2.3.Bazilar membran Tonotopik Haritası (J. Ashmore, 2011)

Corti organı bazilar zar boyunca uzanan 3-4 sıra dış tüy hücresi ve kokleanın merkezine yakın tek sıra halindeki iç tüy hücrelerini içerir. Bu tüy hücreleri mekanik enerjiyi elektrik sinyallerine dönüştürürler. Bazilar membran titreştiğinde, iç tüy hücreleri, ilerleyen dalganın olduğu konuma yerleşir. İç tüy hücrelerinin üzerine yerleşen silialar bu dalga hareketi ile bükülür ve sonuç olarak, elektrik impulsları koklear sinire gönderilir (R. Fettiplace, 2011). Koklear sinirden gelen işitsel bilgiler, talamusun medial genikülat çekirdeği olan inferior colliculus'a ve işlenmek üzere beyin temporal lobundaki işitme korteksine gönderilir (OpenStax College, Anatomy & Physiology, 2015.).

2.1.2. İşitme Kaybı

İşitmesi normal sınırlarda olan insanlar geniş bir ses basınç seviyesi aralığında (0-100 dB SPL arasında) sesleri rahatça duyabilirler. 70 dB'den sonra sesi algılayamayan bir kişinin ileri derece işitme kaybına sahip olduğu kabul edilir. Böyle

büyük bir işitme kaybının ortak nedeni, tüy hücrelerinin hasar görmesinden veya yok olmasından kaynaklı olabilmektedir. Bu durumda akustik sinyallerden elektrik sinyallerini üretmek ve bu sinyalleri işitsel sinire iletmek için herhangi bir yol olmamaktadır. Tüy hücreleri, bazı hastalıklar (örn: Kızamıkçık, Menenjit, Meniere hastalığı), yaşlanma, doğuştan gelen bozukluklar, yüksek sese uzun süre maruz kalma veya streptomisin gibi ilaçlarla hasar görebilir. İşitme siniri mevcut olduğu sürece, hasarlı tüy hücrelerinden kaynaklanan ileri ve çok ileri derece sensörinöral işitme kayıpları, koklear implant ile tedavi edilebilmektedir.(Wannaya Ngamkham, 2015).

2.2 Koklear İmplant Sistemi

2.2.1. Koklear İmplant Nedir

Koklear implant, mekanik ses enerjisini elektrik sinyallerine dönüştüren ve bunu doğrudan kokleaya aktararak, seslerin algılanmasını sağlayan elektronik bir cihazdır. Bu cihazlar çok ileri derecede sensorinöral işitme kaybı olan ve konvansiyonel işitme cihazlarından çok az veya hiç yararlanamayan doğuştan veya sonradan kazanılmış işitme kayıplı hastalara uygulanmaktadır (Luxford WM, 1994).

2.2.2. Koklear İmplantların Tarihçesi:

Koklear implantların yolculuğu, bir İtalyan fizikçi olan Alessandor Volta'nın (1745-1872), 50V'luk bir pilin metal çubuklarını kendi kulağına sokması ile başlamıştır. Kafasında bir şok etkisi görmüş ve bir süre sonra "une recousse dans la tete" olarak tarif ettiği bir patlama hissi ve çorbanın kaynamasına benzeyen bir ses duymuştur. Volta bu denemeyi tekrar etmemiş çünkü beyinde hissettiği bu şokun tehlikeli olabileceğine inanmıştır. Bu, elektrik sinyalleri kullanılarak işitme sinirinin uyarıldığı ilk rapordur (ROBBINS, AM, Kirk KI, Osberger MJ, 1995; VAN den Broek, P, Cohen N, O'Donoghue G, 1995).

1957'de Djourono ve Eyries, elektrik stimülasyonunu kullanarak başarılı bir şekilde işitildiğini bildirmişlerdir (Niparko J, 1998).

1961'de, House, Urban ve Doyle, çok ileri derece işitme kayıplı iki yetişkin hastanın skala timpanisine silikon kauçukla izole edilmiş bir altın elektrot yerleştirdiler.

Her iki hasta da elektriksel uyarım ile işitme algısı oluştuğunu ve ses şiddetinin uyarı seviyesiyle değiştiğini ve uyarılma oranındaki çeşitlilik ile uyarının perdesinin değiştiğini bildirmişlerdir (“C. J. Brown, A. Geers, B. Herrmann, K. I. Kirk, J. B. Tomblin, S. Waltzman, R. Levinson, G. Linn, and S. Brannen, 2003).

Stanford Tıp Okulu'ndaki Blair Simmons, 1964 yılında, vestibüle yerleştirdiği elektrot ile işitme sinirinin modiolar segmentini direk olarak uyararak belli bir derecede tonal ayrımı başarmıştır. Hasta, farklı bir uyaran durumunda ve hızında perdeyi (pitch) ayırt edebilme yeteneğini göstermiştir (J. J. Briare, 2008).

Robin Michelson 1968'de uzun süreli hayvan deneyleri çalışmaları ile elektrodların zararlı etkileri olmadığını bildirmiştir (Michelson R, 1971; Niparko J, 1998). Sonuçlardan cesaret alan House, Jack Urban' la birlikte 1972'de ilk ticari koklear implant ve konuşma işlemcisi olan House 3M single-elektrode implantı geliştirmiştir. Bu implant 1972'den 80'lerin ortalarına kadar yüzlerce kişiye uygulanmıştır (Penfield W, 1963).

1969' da Dr. Graeme Clark Melbourne Üniversitesi'nde çok kanallı intrakoklear implantı geliştirerek bu implantın tek kanallı implantlara üstünlüklerini ortaya çıkarmıştır. Günümüzde ise kanal sayısı 24'e kadar çıkartılabilmektedir. Kanal sayısındaki artışın işitmenin anlaşılabilirliği üzerine ciddi etkileri bulunmaktadır. 1980 yılında House, çocuklarda ilk kez koklear implant operasyonunu gerçekleştirmiştir. Türkiye'de ise 1987 yılında Dr. Bekir Altay tarafından Eskişehir'de gerçekleştirilmiştir (Sennaroğlu L., 2004).

1984 yılında Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresi (FDA), yetişkinler için, 1990 yılında da pediatrik grupta koklear implant uygulamasını onaylamıştır.

Şu anda Med-El Corporation, Avusturya, Advanced Bionics Corporation, ABD, ve Cochlear Corporation, Avustralya gibi üç büyük koklear implant üreticisi bulunmaktadır (F. G. Zeng, S. Rebscher, W. Harrison, X. Sun, 2008).

2.2.3. Koklear İmplant Parçaları:

Bir koklear implant cihazı, kulak arkasına yerleştirilen dış kısımdan ve derinin altına ameliyatla implante edilen bir iç kısım olmak üzere iki kısımdan oluşur (Tahmina, 2016).

2.2.3.1. Dış Parçalar:

-**Mikrofon**, Genel olarak konuşma işlemcisinin girişinde bulunur ve etraftaki sesleri çevreden toplayıp işlemek için kullanılan bir cihazdır. Mikrofon, değiştirilmiş sinyali harici konuşma işlemcisine gönderir (Rebekah F. Cunningham, 1999; Tahmina, 2016). Mikrofon ses alanındaki basınç değişimlerini algılar ve bunları elektriksel varyasyonlara dönüştürür. Bu elektrik sinyalleri, sinyal/gürültü oranını artırmak için yüksek frekanslarda bir artış sağlayan genel bir pre-amplifere gönderilir. Tüm üreticiler, gürültülü durumlarda konuşmayı anlamaya yardımcı olmak için yönlü seçiciliği artıran çoklu mikrofonlar sunar. Yönlü mikrofonlar, mikrofonun önündeki seslere yönelir ve diğer yönlerden kaynaklanan sesleri bastırır. Her yönlü mikrofonun birden fazla özelliği vardır. Bunlar;

- Rüzgar gürültüsünü azaltma.
- Lokalizasyon geliştirme.
- Arka plan gürültüsünde konuşmayı anlamayı arttırmaya yardımcı olmaktır (Rebekah F. Cunningham, 1999).

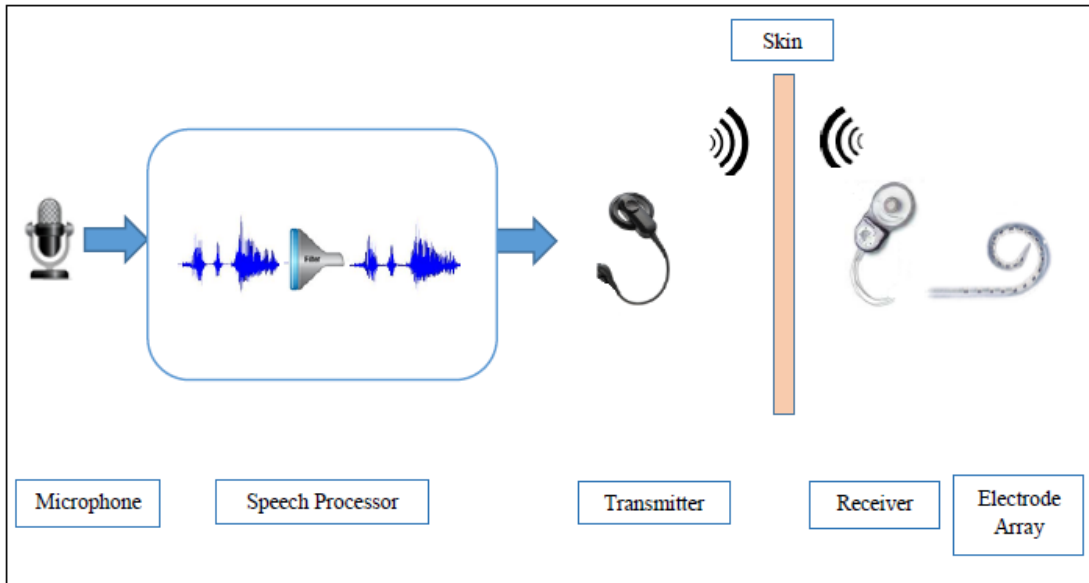
- **Konuşma sinyal işlemcisi (Speech processor)**, mikrofon tarafından alınan sesleri filtreler, analiz eder ve frekans bantlarına gönderir (Tahmina, 2016). Normal işiten bir kişide ses sinyalleri kokleada hazırlanır ve kodlanır. Ancak koklear implant kullanan bir kişide koklea ve tüylü hücreler by-pass edildiği için sinyaller doğrudan işitme sinirine verilmektedir. Ses işlemcisi sinyali kodlayıp amplifiye ederek iç kulak stimülasyonu için uygun hale getirir. Elektriksel uyarı daha sonra dış antene (transmitter) iletilir (Niparko J, 1998).

- **Transmitter**, konuşma işlemcisinden alınan sinyalleri radyo frekansı (RF) dalgaları yoluyla cildin altına yerleştirilen alıcıya iletir (Rebekah F. Cunningham, 1999; Tahmina, 2016). Transmitter alıcı (Receiver) arasında mıknatıs bağlantısı vardır. Bu sayede transmitter kulak arkasında sabitlenir (Niparko J, 1998).

2.2.3.2. İç Parçalar:

Receiver (Alıcı bobbin), Transmitter'den gelen sinyalleri alıcı'ya (receiver) iletir. Alıcı (receiver) sinyalleri alır, kodlarını çözer ve elektrotlara aktarır. Ayrıca temporal kemik skuamöz parçası içine sıkıca yerleştirilmiş olan magnet parçası, transmitter'ı manyetik kuvvetle yerinde tutar (Nadol J., 1984).

Elektrot Demeti, Elektriksel uyarıyı iç kulağa aktarır ve koklea içinde ilgili lokalizasyonun uyarılmasını sağlar. Elektrodlar kokleanın yuvarlak penceresine yakın (ekstrakoklear) veya skala timpani içine (intrakoklear) veya koklear nukleusun yüzeyine yerleştirilebilir. En sık olarak, elektrodlar skala timpaniye yerleştirilir, çünkü elektrodlar bu sayede kokleanın uzunluğu boyunca yerleşen işitsel nöron dendritlerine en yakın hale gelir (Akyıldız N., 2002).



B

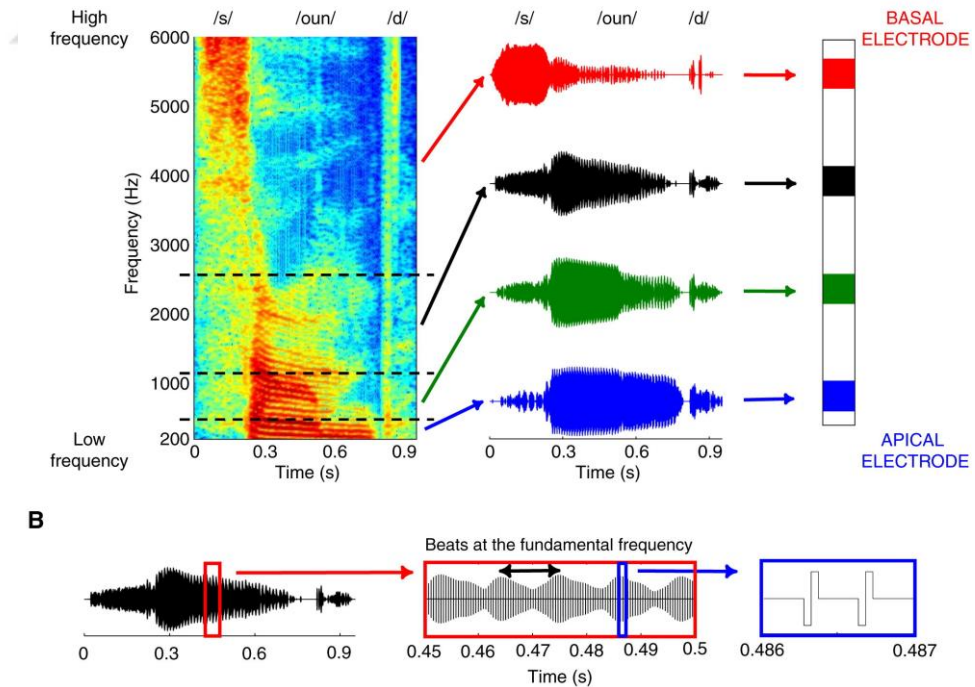
Şekil 2.4. Koklear İmplantın Yapısı (Tahmina, 2016)

2.3. Koklear İmplant İle Ses Algısı

Koklear implantasyonun başarılı sonuçları olmasına rağmen, hasta sonuçları arasında büyük farklılıklar vardır ve tüm koklear implant (KI) kullanıcıları, gürültüde konuşmayı anlama, konuşmadaki pitch algısı, müzik algısı vb. gibi değişen dinleme

koşullarında zorluk çekerler (Fetterman & Domico, 2002; Gfeller et al., 2008; Kong & Carlyon, 2010; Looi, Gfeller, & Driscoll, 2012). Bu zorlukların bir kısmı implanttan kaynaklanırken bir kısmı da hastadan kaynaklanabilir (Baskent & Gaudrain, 2016; Blamey et al., 2012; Lazard et al., 2012).

Koklear implantın mikrofonu akustik sinyali toplar ve daha sonra bu sinyal işlemci tarafından optimize edilir ve sayısallaştırılır (dijitalleştirilir). Sinyal işleme ve ön işleme implant üreticileri arasında farklılık gösterebilmektedir. Genel olarak, akustik sinyal frekans analiz bantlarına band-pass filtrelenir. Her banttı geçici zarf (temporal envelope-zaman içindeki amplitüd değişimi) çıkarılır ve elektrotlardaki pulse trains'leri modüle etmek için kullanılır. Digital hale getirilen bu sinyal kod çözen ve implanttaki elektrotlara elektrik akımı gönderen alıcının bobinine iletilir, böylece kokleayı kaplayan spiral gangliyondaki işitsel nöronlar doğrudan uyarılır. KI elektrot dizileri günümüzde 12 ile 22 intra-cochlear elektrota sahiptir ve bu elektrot sayısı normal işiten dinleyicilerin sahip olduğu geniş akustik ses yelpazesini işleyebilecek kritik bant sayısından çok daha azdır. (Fuller, 2016).



Şekil 2.5. Sesin Koklea İmplant Tarafından Elektrik Sinyallerine Dönüştürülmesi Örneği (Macherey & Carlyon, 2014)

Elektriksel dinamik alan, akustik işitmenin dinamik alanından daha dar olduğundan, koklear implant kullanıcıları için gürültüde konuşmayı anlama zor olmaktadır. Genel olarak koklear implant sinyal işlemlerinde, spektro-temporal fine structure bilgileri çıkarılır. Çoğu KI kullanıcısı için perde (pitch) algısı, geçici (temporal) zarf bilgisi ve işlenmemiş spektral zarfdaki değişiklikler yoluyla algılanır. Sınırlı elektrot sayısından (12-22) ve akım yayılımı ile ilişkili elektrotlar arasındaki etkileşimler nedeniyle, karmaşık perde algısı (harmonik frekans bileşenleri çözülmesini gerektirir) şu anda KI'lar için mümkün değildir. (Fuller, 2016; W. Wang, Zhou, & Xu, 2011).

İmplantla ilgili olan sınırlılıklardan başka, hasta ile ilgili olan faktörler KI tarafından iletilen bilgilerin algısını daha da sınırlandırabilmektedir. İşitme kaybının süresi, etiyolojisi, işitme sinirinin yapısı, işitme nöronlarının sağlığı ve işitme kaybı ile ilişkili bilişsel işlemlerdeki değişiklikler hastalar arasında farklılık gösterebilir ve bunlar CI sonuçlarındaki değişkenliklerin bazılarını açıklayabilmektedir (Baskent & Gaudrain, 2016; Blamey et al., 2012; Blamey, Blamey, Fiket, & Steele, 2006).

2.4. Koklear İmplant Temel Sinyal Kodlama Stratejileri

Tüm KI cihazlarındaki ses işlemcisi bir işitme cihazının ana bileşenine benzer. Bu işlemci, KI sisteminin kokleadaki sinir liflerinin uyarılmasından sorumlu olan elektriksel darbelerin (pulse), konuşmanın akustik sinyalini değiştirmekten sorumlu olan tüm parametrelerini içerir. Bu parametreler mikrofon, ön-işleme stratejileri ile yazılım programındaki parametreler olan konuşma kodlama stratejilerini içermektedir. Kodlama stratejileri, konuşma için önemli olan bilgileri ses işlemcisinin nasıl analiz edip kodlayacağını, kodlanmış bilgiyi elektriksel darbelere dönüştürüp koklea içine yerleştirilen elektrotlarda nasıl iletileceğini belirler (Fabiana Danieli, Maria Cecília Bevilacqua 2013)

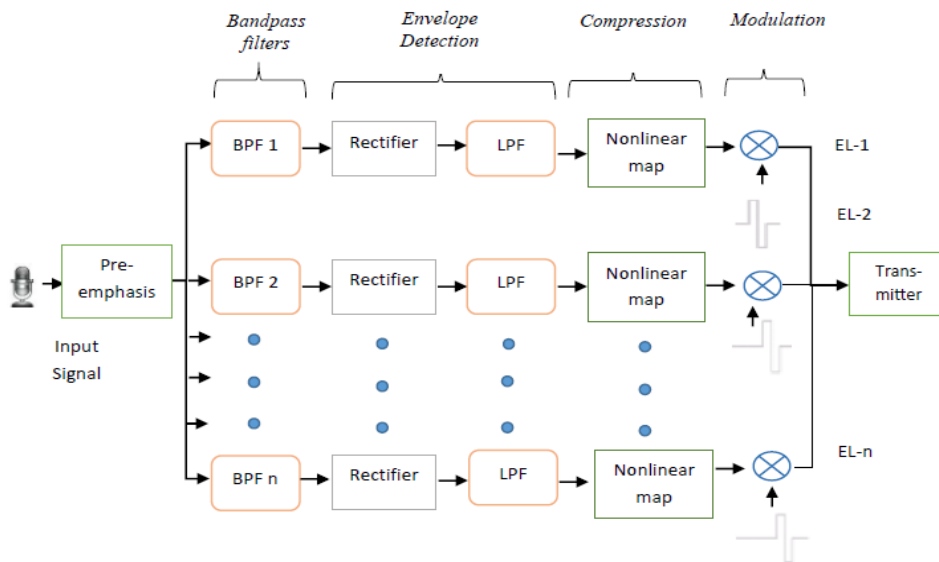
Bir sinyal kodlama stratejisi, gelen akustik sinyalin önemli özelliklerini yani genlik, frekans ve zamansal ipuçları gibi özelliklerini elektriksel kodlara dönüştürmek için kullanılan algoritmayı ifade eder. Bu kodlar akustik sinyalin bu özelliklerini işitme sinirinde anlamlı bir şekilde ifade etmeye çalışır (Wolfe & Schafer, 2015). Temel olarak bu stratejiler aşağıda açıklanmaya çalışılmıştır.

2.4.1. Continuous Interleaved Sampling (CIS)

CIS stratejisi, mevcut olan koklear implant sistemlerinde varolan sinyal kodlama stratejilerinin çoğunun öncüsüdür. Şekil 2.6'da gösterildiği gibi, akustik sinyal band-pass filtrelerin oluşturduğu bir banka yoluyla gönderilir ve bu giriş sinyali farklı frekans bantlarına dağıtılır. Filtreleme ile oluşturulan tonotopik organizasyonda sinyal işleme baştan sona kadar korunur ve sonunda kokleada farklı konumlarda bulunan elektrotlar işitsel sistemi temsil eder. (Diğer bir deyişle, alçak frekanslı filtre çıkışları, kokleanın apikal ucunda yer alan elektrot kontaklarına iletilirken, yüksek frekanslı filtre çıkışları, kokleanın bazal ucunda bulunan elektrot kontaklarına iletilir).

CIS'de kullanılan filtrelerin bant genişliği, günümüzdeki KI çeşitlerinde farklılık gösterir. Bu filtrelerdeki çıkış, alternatif akımı doğru akım sinyaline dönüştüren bir doğrultucuya yönlendirilir. Doğrultucuyu takiben, sinyal alçak-geçiren (low-pass) filtreden geçirilir ve burada bir temporal zarfa (envelope) dönüştürülür. Bu zarf akustik girdideki zarfla benzerdir.

CIS pulse hızı ideal olarak low-pass filtrelerdeki çıkıştan dört-beş kez daha büyük olmalıdır. Genel olarak CIS pulse hızları yaklaşık 800 ile 1,600 pps arasında değişir ve genellikle 8 ile 16 kanalda uygulanır (Wolfe & Schafer, 2015).



Şekil 2.6. Koklear İmplant CIS stratejisi Sinyal İşleme (Tahmina,2016)

2.4.2. Spectral Peak (SPEAK)

SPEAK, n-of-m yaklaşımını kullanan klinik olarak mevcut ilk sinyal kodlama stratejilerinden birisidir. İlk bileşenleri, CIS stratejilerinininkine benzerdir. Giriş sinyalleri bandpass filtre bankası aracılığıyla gönderilir ve burada kompleks geniş bant sesleri daha dar frekans bantlarına bölünür. Her bir kanaldaki giriş sinyallerinin amplitüdü belirlenir ve en büyük amplitüdü olan n kanallar işleme için seçilir. Bu filtrelerden çıkışlar 200 Hz'lik cut-off frekans ile low-pass filtrelenir ve doğru akıma dönüştürülürler. Son olarak, bu çıkışlar sabit olan frekansta (tipik olarak 250 pps) bifazik pulslarla modüle edilir ve ilgili elektrotlara iletilir.

2.4.3. Advanced Combination Encoder (ACE)

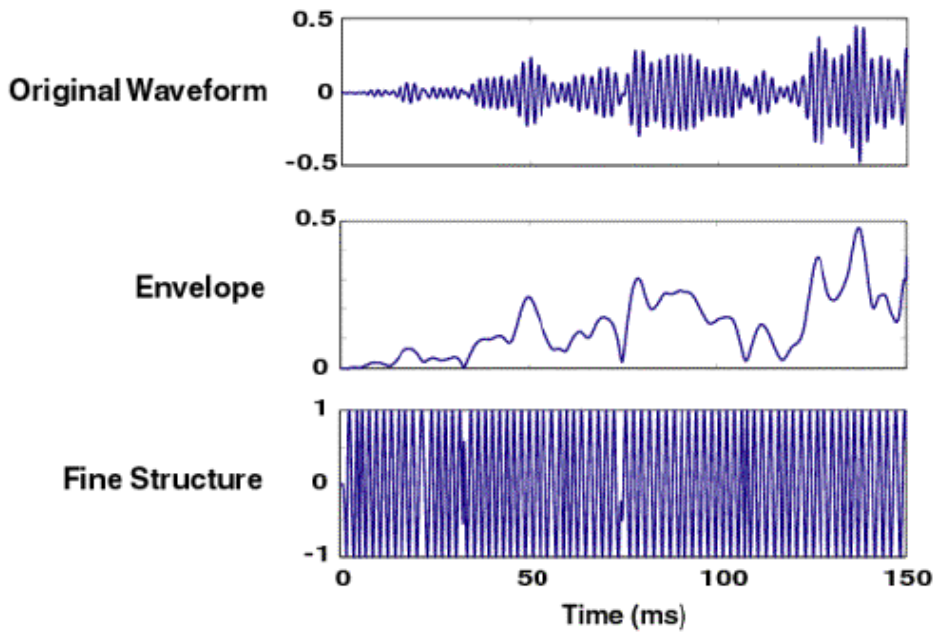
ACE kullanıcıya ince zamansal (fine temporal) yapı sağlama üzerine odaklanan n-of-m stratejisidir. SPEAK stratejisine benzemektedir, ancak daha yüksek uyarılma oranları içerir. ACE, Cochlear Ltd implantları ile kullanılan bir sinyal kodlama stratejisidir. ACE'nin ilk versiyonu, toplam 14,400 pps'lik bir uyarı oranına sahiptir. Sonuç olarak; kanal başına uyarma oranı seçilen maksima sayısına bağlıdır. Uygulamada, ACE monopolar elektrot eşleşmesini kullanır. Maksimum 22 kanal mevcuttur ve genel olarak maksima sayısı 8 ile 12 arasındadır. Yapılan araştırmalara göre, kullanıcıların çoğunun ACE stratejisinden SPEAK stratejisine göre daha iyi performans gösterdikleri bildirilmiştir (Kiefer et al., 2001; Skinner et al., 2002). ACE daha yüksek uyarım hızı yoluyla fine temporal structure (ince zamansal yapı) sağlaması nedeniyle muhtemelen daha iyi performans sağlamaktadır (Wolfe & Schafer, 2015).

2.4.4. Fine Structure Processing (FSP)

MED-EL, FSP olarak bilinen başka bir CIS tipi sinyal kodlama stratejisi geliştirmiştir ve bu strateji, orjinal CIS stratejisinden farklı iki önemli özelliğe sahiptir. Birincisi, daha iyi spektral çözünürlük sağlamak için çan şeklindeki üst üste binen band-pass filtreler kullanılarak ara sahalarda oluşturulmuştur ve bu yüksek frekanslı fonemleri içeren konsonantların tanınması için önemlidir (Yani, / s /, / f /, / t /). Bu yöntem gürültüde konuşmayı tanımayı, müzik beğenisini, ve ses kalitesini daha iyi hale

getirmektedir. İkincisi ise, CIS den farklı olarak alçak frekanslı kanallarda bulunan stimülasyon frekansı, alçak frekans kanallarındaki giriş sinyalinin frekansına uyarlanarak aynı olacak şekilde değişmektedir. Alçak frekanslı kanallarda bu tip uyarımın avantajı, alçak frekanslı işitsel sinir liflerini alçak frekanslı giriş sinyaliyle aynı oranda uyarıp ince zamansal (fine temporal sutructure) yapıyı sağlamaktır. Arnold ve arkadaşları (2007), CIS'ye kıyasla FSP ile konuşma ve müzik algılamasında önemli ölçüde iyileşme sağladığını bildirmişlerdir ve katılımcıların çoğu FSP kullanımını tercih etmiştir. FSP'nin varyasyonu olan FS4, 1000 Hz'e kadar uzanan en apikaldeki kanallardan dört tanesine fine structure bilgisi sağlar.

FS4-p ise, FS4 sinyal kodlama stratejisinin bir varyasyonudur. FS4-p ile, 1.000 Hz'e kadar ince yapı işlemi sağlanır ve aynı anda iki kanal arasında paralel uyarım (eş zamanlı uyarı) sağlanır, FS4-p stratejisi aynı zamanda, paralel uyarımın uygulanması sırasında istenmeyen mekânsal (spatial) kanal etkileşiminin gerçekleşmemesi için Channel Interaction Compensation olarak adlandırılan yeni bir algoritmayı da içerir.



Şekil 2.7. Akustik bir sinyalin orjinal, zamansal zarf ve fine sutructure dalga formları

<https://research.meel.harvard.edu/chmera/images/motiva1.gif>

Günümüzde, neredeyse tüm CI işlemcileri kullanılan cihaz veya konuşma kodlama stratejisine bakılmaksızın sessiz ortamlarda iyi performans göstermektedir ve implant kullanıcılarının büyük çoğunluğu yüksek açık-uçlu konuşma tanıma skorları elde edebilmektedirler .(Skinner, M., Holden, L. K., Whitford, L. A., Plant & Psarros, C., & Holden, 2002; Spahr, A., & Dorman, 2004). Bunun yanı sıra arka plandaki gürültünün varlığında, KI ile işitenlerin konuşmayı tanımları normal işiten (NI) dinleyicilere göre arka plan gürültüsünde daha zordur. Bunun nedeni büyük olasılıkla implant cihazıyla iletilebilen frekansın temporal ve genlik çözünürlüğünün sınırlı olmasıdır (Qin & Oxenham, 2003).

2.5. GÜRÜLTÜ

2.5.1 Gürültünün Tanımı:

Gürültü öznel bir tanımlama ile istenmeyen ya da rahatsız edici olan ses olarak tanımlanır (Raichel, 2006). Bu tanım biraz daha genişletildiğinde; gürültü, fiziksel olarak gelişigüzel yapılı, çok sayıda ve birbirleri ile uyumsuz frekans bileşenlerinden oluşan, istenmeyen, sağlığa zararlı sesler topluluğudur (Kurra 2009a).

Gürültü çeşitleri, gürültü kaynaklarının fiziksel yapısı ve özelliklerine göre aşağıdaki şekilde açıklanabilir.

-Birbirine karışan konuşmacılar (konuşma şekilli gürültü):

Tek veya çok “competing” konuşmacıdan oluşan, toplamsal bir gürültü tipidir. Çoklu konuşma gürültüsü (multi-talker babble), kokteyl parti etkisi (cocktail party effect) olarak tanımlanan karakteristiği ve frekans aralığı ilgilenilen konuşma sinyaline çok yakın olan bir gürültü tipidir. Bu tip gürültüler özellikle çok sayıda konuşmacının aynı anda konuşması durumunda örneğin kafeterya, gürültülü bir sınıf gibi yerlerde ortaya çıkan ve konuşma sinyalinin alınmasında sinyal kalitesini önemli ölçüde etkileyen, günlük hayatta sıklıkla karşılaşılan gürültü tipidir.

-Renkli arka plan gürültüsü: Toplamsal ve genellikle sinyalle ilişkili (correlated) olmayan renkli arka plan gürültüsü, çevresel alanlarda mevcuttur. Bu alanlara örnek

olarak arabalar, ofisler, sokaklar, fanlar, makineler, iklim şartları fabrika ortamı, uçak kokpitleri, helikopter vb. verilebilir.

-Toplamsal olmayan gürültü: Bu tip gürültüler, mikrofonların doğrusal olmayan kısımlarından, konuşmacılardan ve kanal bozulmalarından (iletim hatlarındaki konuşma sinyali) kaynaklanır.

-Konuşmacı geriliminden kaynaklanan gürültü: Örneğin, “Lombard Etkisi” yani konuşmacının sesini yükseltme çabası içinde olduğunda gürültünün içine gömülmüş etki, konuşmacının geriliminden kaynaklanan ve toplamsal olmayan gürültü çeşidi olarak kabul edilir. Bu durum, konuşmanın değişik frekans özellikleri barındırmasına neden olur.

-Sinyalle ilişkili gürültü: Yankı ve eko sinyalleri sinyalle ilişkili gürültü tiplerinin örnekleridir.

-Beyaz Gürültü: Beyaz gürültü bütün frekanslarda eşit güce sahip, sinyalle ilişkili olmayan bir gürültü tipidir. (CECELİOĞLU, 2010).

Gürültü, ilk bakışta önemsiz gibi görünüyorsa da, günlük hayatımızda karşı karşıya kaldığımız en yoğun kirlilik türlerinden biridir. Gürültünün etkisi altında kalan insanların uyku düzeni bozulur, iş verimlilikleri düşer. Konuşmaların anlaşılabilmesi, işitme duyarlılığında olan azalma, yoğunluk, halsizlik gibi psikolojik problemler de ortaya çıkmaktadır. Aniden gürültüye maruz kalındığında insan vücudunda ani bir kas gerilmesi meydana gelir ve gelişen bu refleksin önlenmesi mümkün değildir. Dolayısı ile gürültülü bir ortamda bulunan canlıların rahat etmesi ve gevşemesi böyle bir durumda mümkün değildir. Gürültü, aynı zamanda fiziki dayanıklılığı da olumsuz yönde etkilendiği için vücut direncini de azaltır (Avşar Y., 2002).

Gürültünün insanlar üzerindeki olumsuz etkileri; işitme üzerine yaptığı etkiler, fizyolojik etkiler ve psikolojik etkiler olmak üzere üç ayrı grupta incelenmektedir. Gürültüden etkilenen kişileri ise; gürültü kaynağı ile doğrudan ilişkili olanlar (endüstri işçileri, ağır taşıt ve makine sürücülere) ve kaynağın bulunduğu çevreyi kullananlar veya

dolaylı ilişkide bulunanlar olmak üzere iki grupta toplamak mümkündür. İlk gruptakiler arasında gürültü etkileme şiddeti daha yüksek, ancak ikinci gruptakiler arasında etkilenme daha yaygındır ve etkilenen kişi sayısı daha fazla olmaktadır (Kurra S. 1998). Gürültünün en önemli etkisi ise, yüksek şiddetteki gürültünün işitme duyusunu tahrip etmesidir. İç kulak ve içerisindeki oluşumların izole edebileceği ses şiddeti sınırlı olmaktadır. Bu sınırı aşan şiddetteki ses veya gürültü işitme duyusunu tahrip etmektedir. İç kulağı koruyan anatomik ve fizyolojik yapılar ise bu tahribatı tam olarak önleyememektedir (Loeb M., 1986; Rylander, 1983). Devamlı ve yüksek şiddetteki gürültünün sadece işitme ile ilgili bozukluklara neden olmakla kalmayıp, dinleme ve anlama güçlüğü, dikkat dağınıklığı, iş verimi ve konsantrasyonun azalması, uyku düzensizliği, sinirlilik, baş dönmesi gibi birçok olumsuz etkiye neden olduğu da bilimsel olarak açıklanmıştır (Belgin E, 1994; Güler Ç., 1994).

Stuart (2005) yapmış olduğu çalışmada, yetişkin ve 6- 15 yaşlarındaki okul çağı çocuklarını kesintili ve sürekli gürültü bir ortama maruz bırakarak temporal kelime anlama kapasitelerini karşılaştırmıştır. Çalışması sonucunda çocukların gürültüye karşı dayanıksız olduklarını ve yetişkinlerle eşit derecede algısal avantaja sahip olmadıklarını bildirmiştir. Kelime anlama performanslarını sürekli ve kesintili gürültüye maruz bırakılan ortamda test etmiş ve çocukların okul çağlarında temporal anlama kapasitelerinin, 11 yaşından sonra, yetişkinlerin düzeyine eriştiğini bildirmiştir. Bu değişim onların merkezi işitme sistemlerindeki maturasyonları ile ilişkilendirilmektedir. Okul çağı çocuklarının kelimeleri algılamaları sınıflardaki gürültü ve sınıf akustiğinden negatif etkilenir ve buna bağlı olarak da bilgilenme süreçleri kesintiye uğramaktadır.

Gürültü maruziyeti ister okul çevresinden ister okul dışından olsun, öğrencilerin ve okul çalışanlarının verimliliğini etkilemektedir. Okul çevresinde gürültü hoşgörüyü karşılanmaz, bunun en basit nedeni ise dışarıdan gelen gürültü seviyesinin sesleri baskılayarak işitsel algılamayı engellemesidir (Bilal,2009).

Farklı ülkelerde sınıf ortamları için öngörülen en yüksek ses düzey seviyeleri Belçika’da 30-45 dB, Fransa’da 38 dB, Almanya’da 30 dB’Avrupa birliği’nde ise 45 dB’ dir. Türkiye’de ise bu değer (“Çevresel Gürültünün Değerlendirilmesi ve Yönetimi Yönetmeliği (2010)’ne göre Avrupa Birliği benzeri 45 dB olarak öngörülmektedir .

Farklı ülkelerdeki okullarda gürültü tanılama çalışmaları incelendiğinde; Amerika’da 47 – 68 dB (Knecht, Nelson, Whitelaw ve Feth, 2002), İngiltere’de 47 -55 dB (Lundquist, Holmberg, Bursröm ve Landström, 2003; Shield ve Dockrell, 2004),

Makedonya’da 59- 87 dB (Ristovska, Gjorgjev ve Jordanova, 2004), İsviçre’de 40- 70 dB (Walinder, Gunnarsson, Runeson ve Smedje, 2007)’ dir. Türkiye’de ise Polat ve Buluş-Kırıkkaya (2007), 54.8 – 75.6 dB, Avsar ve Gönüllü (2000) ise 85 dB olarak saptamışlardır (Kumbur, H., Özer, Z. & Avcı, 2006).

2.5.2 Gürültüde Konuşmayı Anlama ve Sinyal-Gürültü-Oranı

Konuşmayı arka plandaki gürültü eşliğinde algılama meselesi ilk olarak Cherry (1953) tarafından ele alınmış ve bu "kokteyl parti sorunu" olarak adlandırılmıştır (Schoof, 2010). Genel olarak, normal işiten çocuklar normal işiten yetişkinlere göre arka plan gürültüsü varlığında konuşmayı anlama konusunda daha fazla zorlanırlar (Picard M & Bradley JS., 2001). Arka plan gürültüsü, konuşma sinyalindeki akustik ipuçlarını maskeleyerek veya bozarak konuşmanın anlaşılabilirliğini azaltır.

Gürültünün ve yankılanmanın (reverberasyon) konuşmanın anlaşılması üzerindeki genel etkileri bilinmektedir. Akustik bir ortamda gürültü mevcut olduğunda bu gürültü sinyalin daha az yoğunluktaki kısımlarını gizleyerek konuşma sinyalini maskeler (Helfer, K. S., & Wilber, 1990). Konuşma sinyalini maskeleyen gürültünün toplam yoğunluğu ile konuşma sinyalinin genel yoğunluğunun arasındaki ilişkinin hangisi olduğunu bilmek önemlidir. Bu ilişki, sinyal-gürültü oranı (SGO) olarak ifade edilir. Konuşmayı anlama üzerindeki performans SGO'nın en uygun olduğu durumda (ör. + 10 dB) en iyidir (Rogers, Lister, Febo, Besing, & Abrams, 2006). Ses düzeyi dB olarak ifade edilmektedir. Örnek olarak bir öğretmenin ses düzeyi 50 dB ve arka plandaki gürültü düzeyi +35 dB olduğu zaman, sinyal gürültü oranı (SNR) = +15 olacaktır. Yani konuşmanın şiddeti, gürültünün şiddetinden +15 dB daha yüksektir ve iyi bir sinyal gürültü oranı olan +15 dB’de tüm konuşma sinyali net bir şekilde duyulabilmektedir (Mehta, M., Johnson, J., and Rocafort, 1999).

Sinyal gürültü oranının 0 olması, ses ve gürültü şiddetinin eşit durumda olduğunu ve konuşma sinyalinin sadece ½’ sinin duyulabileceği anlamına gelir. -15 dB SNR değerinde ise, arka plan gürültüsünün konuşma şiddetinden daha fazla olması sebebiyle, konuşmanın duyulması çok güç olacaktır. Konuşmanın daha iyi anlaşılabilmesi için daha büyük SNR gereklidir demektir. Sinyal gürültü oranı, bir odadaki konuşmanın ne kadar anlaşılır olduğunu tahmin etmek için yapılan basit bir karşılaştırmadır (“Acoustical Performance Criteria, Design and Requirements and

Guidelines for Schools, National Standard, United States of America.,” 2002). Sinyal gürültü oranı +10 dB’den düşük sınıflarda yapılan araştırmalar konuşmanın anlaşılabilirliğinin ortalama duyma yetisine sahip çocuklarda önemli ölçüde azaldığını göstermektedir. Bazı işitme sorununa sahip olan çocuklar ise en az +15 dB SGO’na ihtiyaç duymaktadırlar (Berg, 1993).

Houtgast T.,(1981)’de yaptığı çalışmasında, SGO -15 dB olduğunda sınıftaki tek heceli kelimelerin öğrenciler tarafından algılanma oranının %50’nin altına düştüğünü tespit etmiştir.

Nittrouer S, Boothroyd A (1990) ise çalışmalarında, 65 dB SPL’de konuşma şeklindeki arka plan gürütüsünde anlamı olmayan kelimeleri ve anlamı olmayan tek heceli cümleleri +3 dB, 0 dB -3 dB ve -6 dB SNR’de sunmuşlardır. Bu araştırma sonucunda anaokulu çocuklarının genç-yetişkinlere göre cümleleri anlamalarının daha kötü olduğunu bildirmişlerdir. Elliot ve arkadaşları (1979), çocukların gürültüde monosyllabic isimleri anlamalarının 10 yaşına kadar normal yetişkin seviyesine ulaştığını bildirmişlerdir. Elliot ve arkadaşları (1979) ayrıca 5-7 yaş arası çocukların, tek heceli kelimeleri tanımlarında % 71’lik bir doğruluk düzeyi elde etmeleri için 10 yaş veya daha büyük yaştakilere göre 5 dB daha yüksek bir SGO’ya ihtiyaç duyduklarını bildirmişlerdir. Ayrıca, bu araştırmacılar 9 ila 13 yaşındaki normal işiten çocukların, +5, 0 ve -5 dB SGO’da 17 yaşındaki çocuklara göre daha az performans gösterdiklerini bildirmişlerdir (Jamieson, Kranjc, Yu, & Hodgetts, 2004).

J. S. Bradley ve H. Sato, (2008) araştırmalarında, 12 farklı okul ve 41 sınıftaki birinci, üçüncü ve altıncı sınıftaki 6, 8 ve 11 yaş çocukların kapalı-uçlu kelimeleri anlamalarını incelemişler. Sonuçlar yaş ve sinyal-gürültü oranının etkisini ortaya koymuştur. Birinci, üçüncü ve altıncı sınıf çocuklarında, % 95 (en ideal) performans göstermeleri için beklenen SGO’ larının sırasıyla +15.5, +12.5 ve +8.5 dB olmasının gerekli olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca bu araştırmacılar, genç dinleyicilerin kendilerinden daha büyük olan dinleyiciler ile aynı konuşma algılamasına sahip olabilmeleri için daha iyi bir sinyal gürültü oranlarına ihtiyaç duyduklarını göstermişlerdir.

2.5.3 Reverberasyon (yankı) ve Konuşmayı Algılama

Günlük dinleme koşullarında hedef konuşma sinyali, çoğunlukla kısmi olarak gürültü ya da bir veya daha fazla konuşmacı tarafından maskelenir. Bu durum genellikle hedef konuşma sinyalinin farklı yerlerde ve uzaklıklarda olmasından kaynaklanır. Buna ek olarak konuşma sinyali, yankılanmanın (reverberasyon) olduğu ortamlarda da bozulabilmektedir (Breitsprecher, 2011).

Yankılanma, kapalı bir çevrede bir sesin devamlılığını ifade eder ve konuşma sinyallerini bozan başka bir faktördür (Crandell, C. C. & Smaldino, 2000) . Gürültü, bir konuşma sinyalini maskeleyerek bozduğu gibi yankılanma da, konuşma sinyalini temporal alanda bozarak değiştirir. Böylece konuşmanın algılanışı da yankılama ile olumsuz etkilenir. Yankılanmanın (reverberasyonun) cümlelerin anlaşılabilirliği üzerine olan negatif etkisi öncelikle sinyalin temporal(geçici) zarfında bozulan etkilerle açıklanabilir ki bu da hedef sinyalin karışan bir sinyalden ayrılmasının daha zor olmasına ve daha az anlaşılır olmasına yol açar. (Houtgast, T., & Steeneken, 1973).

2.5.4 Koklear Implant Kullanıcılarında Konuşmayı Anlama, Gürültünün ve Reverberasyonun Etkisi

Teknolojideki ilerlemeler çok kanallı koklear implantlarda konuşma sinyali kodlamasına yönelik stratejilerin geliştirilmesini sağlarken, koklear implant kullanıcılarının en sık şikayeti gürültüde konuşma sinyalini tanımak ve konuşulanları anlamak olmuştur. İdeal olan koşullara göre ev, iş yeri, okul, boş zaman aktiviteleri ve diğer ortamlar gibi günlük işitme koşulları çoğunlukla çevresel gürültüye neden olur ve implant kullanan hastalar bu yerlerde konuşmayı anlamada zorluk yaşarlar. Hatta üç kişinin aynı anda konuştuğu bir grup içinde de konuşmaları anlamada zorlanırlar (Nascimento & Bevilacqua, 2005).

CI kullanıcıları için önemli bir sorun oluşturan diğer "gürültü" türü yansımadır (reverberasyon). Yapılan araştırmalar yankılanma olan ortamların ve gürültülü ortamların eşit oranda zorluk yarattığını göstermiştir. Yankılanmanın gücü amplitüd zarfını bozabilir, fonem devamlılığını uzatabilir, sesin başlama ve bitişini belirsizleştirebilir ve formant geçişlerini bozabilir. Hellms ve ark.(2012) akustik mekanlarda normal işiten dinleyiciler ile yaptıkları konuşmayı anlama çalışmalarında

erken yankılanmanın konuşma anlaşılabilirliğini arttırdığını, yoğun aralıklı yankılanmanın ise konuşma sinyalini doğrudan etkili bir şekilde maskelediğini bulmuşlardır (Helms Tillery, Brown, & Bacon, 2012).

CI kullanıcılarının arka plan gürültüsü ve yankılanma gibi durumlarda zorluk yaşamasının nedeni, ince yapı (fine-structure) ipuçlarının sınırlı olmasından kaynaklı olabilir (Moore, 2003; Qin & Oxenham, 2003).

CI kullanıcılarının konuşmaları gürültüde anlamada zorluk çekmesi kısmen spektral çözünürlüğün kaybolmasından da kaynaklanmaktadır. Spektral kanallardaki sayının artışı, KI kullanıcılarının gürültü içindeki konuşmayı anlamalarını arttırmaktadır (Spriet et al., 2007).

Günümüzde çoğu koklear implant (KI) kullanıcıları sessizlikte oldukça iyi konuşmayı anlama becerisi edinmelerine rağmen, genellikle gürültülü ortamlarda bu performansları ciddi oranda azalmaktadır. Eisenberg ve diğerleri (2006), yaptıkları çalışmada 5 yaş altı koklear implantlı ve normal işitmeye sahip olan çocukların sessiz ve gürültülü ortamda konuşmayı anlama becerilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda sessizlik durumunda koklear implantlı çocukların normal işiten yaşlıları ile yakın performans gösterdiği sonucuna ulaşmışlardır, ancak zorlu dinleme durumlarında implantlı çocukların yalnızca %7'sinin cümle ayırdedebildiğini belirtmişlerdir.

Finitzo-Heiber tarafından farklı sinyal/gürültü oranlarında ve farklı yankılanma sürelerinde normal işiten öğrenciler üzerinde araştırmalar yapılmıştır. Araştırmalar sonucunda, yüksek arka plan gürültüsünün ve uzun yankılanma sürelerinin hakim olduğu sınıflarda konuşmanın anlaşılabilirliği normal işitme duyusuna sahip öğrenciler için %29.7 iken, daha düşük arka plan gürültüsü ve kısa yankılanma süreleri için %76,5' e kadar çıkmaktadır. Bu durum okullarda ve özellikle sınıflarda, arka plan gürültü düzeyinin ve reverberasyon süresinin önemini ortaya koymaktadır (Avşar Y., 2002)

Bir dinleyicinin gürültüde konuşmayı anlaması genellikle konuşmayı anlama eşiği (SRT-Speech Reception Threshold) ile ölçülür. SRT, konuşmanın % 50'sinin doğru olarak anlaşıldığı sinyal-gürültü oranı (SGO) olarak tanımlanır. Normal işitmeye sahip kişiler -5 dB'e kadar düşük olan SGO'daki gürültülü bir ortamda konuşmanın % 50'sini anlayabiliyor olmalarına rağmen (Plomp, R., Mimpen, 1979; Versfeld, N. J., Daalder, L., Festen, J. M., Houtgast, 2000; Wouters, J., Damman, W., Bosman, 1994),

koklear implantlılar 5 dB ile 15 dB arasında bir SRT'ye sahiptirler ve dolayısıyla, 10 dB ile 25 dB arasında daha yüksek bir SGO'ya ihtiyaç duyarlar (Hochberg, I., Boothroyd, A, Weiss, M., Hellman, 1992; Parkinson, A. J., Parkinson, W., Tyler, R. S., Lowder & Gantz, 1998; Wouters, J, Vanden Berghe, 2001). SGO'daki artış ile konuşma anlaşılabilirliği de önemli düzeyde artabilir ancak bu artış yalnızca hedef konuşma ve gürültü kaynakları uzayda farklı yerlerde bulunuyorsa elde edilebilir (N. Wang & IN, 2015).

2.5.7. Koklear İmplantlarda Gürültü Azaltma Stratejileri

Koklear implant teknolojileri kullanıcıların konuşma anlaşılabilirliğini herhangi bir görsel ipucu olmadan anlayabilecekleri noktaya ulaştırmıştır. Bununla birlikte, olumsuz dinleme ortamlarında konuşmayı anlama performansları hızlı bir şekilde bozulmaktadır. Bu durum, CI kullanıcılarının normal işiten dinleyicilere kıyasla, mevcut olan bilgilerin sadece bir kısmını almalarıyla açıklanabilir. KI ses işleme stratejileri, spektral çözünürlüğü azaltmak, zamansal ince yapıyı (temporal fine structure) kaldırmak, uyarı yoğunluğunun dinamik aralığını sınırlamak ve implant kullanıcısı için mevcut frekans aralığını sınırlamak gibi çeşitli yollarla mevcut bilgiyi azaltmaktadır (Raymond Lee Goldsworthy, 2005).

(Koning, Madhu, & Wouters, 2015) tarafından yapılan yakın tarihli bir araştırmada, KI kullanıcıları için konuşmayı arttıran algoritmalarla elde edilen sonuçların normal işitenlerle kıyaslanamadığını göstermiştir ki bu sonuç KI kullanıcıları için konuşma işleme stratejilerinin geliştirilmesinin önemini ortaya koymaktadır (Koning et al., 2015) .

Koklear implantlarda gürültü azaltma algoritmaları farklı şekillerde uyarlanabilmektedir; (1) ek mikrofondan gelen sinyal (çok kanallı teknikler) kullanılabilir, (2) sistemin ön ucuna (front-end) gürültü azaltma ön işleme algoritması tanımlanabilir, (3) band-pass sinyal zarfına güçlendirme uygulanabilir, (4) konuşmanın etkin olduğu kanallar seçilebilir ve (5) mapping fonksiyonu uyarlanabilmektedir (Li, Loizou, Hansen, & Liu, 2009) .

2.5.7.1 Otomatik kazanç Kontrolü (AGC-Automatic Gain Control)

Dinamik aralıkta duyulabilecek farklı seslerin şiddetlerini kesinleştirmek için AGC'ye ihtiyaç vardır. AGC doğru aralıkta konuşma şiddetindeki değişkenlikleri korumak için kompresyon yükseltecidir. AGC hastaların rahatlığı ve sonraki işlemlerde kabul edilebilir bir seviyede peak'i korumak için yüksek seslerin şiddetini azaltır. Geniş aralık üzerinde giriş amplitüdü değişebilir. Artmış kompresyon ve zaman gecikmesi olduğunda konuşma sinyallerinde oluşabilecek bir miktar minimum bozulmayı kesinleştirmek için dikkatli bir şekilde kontrol yapılmalıdır. Sinyalin şiddeti arttığı zaman kompresyon artar ve kazanç azaltılır. Konuşma işlemcilerinde bu süre genellikle 2 milisaniyeden azdır (Başlangıç-attack time). Konuşma sinyalinin şiddeti düştüğü zaman AGC, kompresyonu maksimum kazanca ulaşılan kadar serbest bırakır (Bırakma-release time). Bu süre, konuşma içindeki tipik hecelemeden daha kısadır (Halide Çetin Kara, 2016).

Otomatik Ses Yönetimi (ASM-Automatic Sound Management), klinisyene, otomatik kazanç kontrolü (AGC) gibi sistemin giriş işleme özelliklerini ayarlamasına izin verir. MED-EL sistemi, AGC yoluyla 75 dB geniş giriş dinamik aralığı (IDR) sağlamak için (front-end) ön uç işleme (ASM) kullanmak üzere tasarlanmıştır.

Giriş dinamik aralığı (IDR-Input Dynamic Range), bir ses işlemcisi tarafından algılanılan en yumuşak seslerden en yüksek seslere kadar olan aralıktır. Mesafe ne kadar geniş olursa, hasta daha fazla ses duyar. Bir KI ses işlemcisinin IDR'si, herhangi bir zamanda verecekleri en yüksek ve en yumuşak sesler arasındaki oranı ifade eder (Anany, Khater, & El Shennaway, 2015).

2.5.7.2. Çok-Kanallı Gürültü Azaltma

CI kullanıcıları için bir çok ses azaltma algoritması önerilmiştir. Genel olarak, bu algoritmaların çoğu iki veya daha fazla mikrofona kullanımı öngören çok kanallı yaklaşıma dayanıyor. Gürültü varlığında konuşma tanımayı iyileştirmek için yıllar boyunca tekli mikrofona gürültü azaltma teknikleri önerilmiştir (Kokkinakis & Loizou, 2010; Li et al., 2009).

Son yıllarda, KI cihazlarında çoklu mikrofona gürültü azaltma yöntemlerinin kullanılmasına yönelik gittikçe artan bir eğilim vardır. Çoklu mikrofona uyarlamalı

sinyal işleme stratejileri, konuşma anlaşılabilirliği konusunda önemli yararlar elde edilmesini sağlar. Bu tür stratejiler, yayılan seslerin göreceli konumu nedeniyle mekansal bilgileri kullanır ve böylece hedefin ve maskeleyicinin uzamsal olarak ayrıldığı durumlardan daha iyi yararlanılabilir (Chung, K., Zeng, F.-G., and Acker, 2006; Kostas Kokkinakis and Philipos C. Loizou, 2010; Spriet et al., 2007) . Teknolojiler ilerledikçe yeni nesil ön uç (front-end) işlemciler yani yönlü (direksiyonel) mikrofonlar ve uyarlanabilir yönlü (adaptif direksiyonel) mikrofonlar, gürültüyü baskılamak için bazı yeni KI modellerinde uygulanmaktadır; ancak, bu stratejilerin etkinliğini bildiren çok az sayıda çalışma bulunmaktadır (Chung et al., 2006).

Omni-direksiyonel mikrofonlar çevresel seslerin etrafı olarak genel işleyişinin gözlenmesi için yararlıdır. Direksiyonel bir mikrofon implantın dış kısmı üzerinde sabit bir kardiyot model oluşturur. Kardiyodal bir direksiyonel özellik ön tarafı destekler ve arkadan (180° de) gelen sinyalleri azaltır. Bu ön (anterior) ve arka (posterior) mikrofon bağlantı noktaları ile çift dual-port donanımı kullanılarak elde edilir. Anterior ve posterior girişlere akustik sinyal girişinde birkaç saniyelik akustik bir gecikme vardır. Karşılıklı fazlarla mikrofon diyaframına etki eden bu sinyallerin çıkarılması, yönlü mikrofonun arkadan gelen seslere olan duyarlılığın azalmasına neden olur. Böylece mikrofon önden gelen seslere karşı yüksek hassasiyet sağlar (Kordus, Tyler, Zera, & Oleson, 2015).

2.5.7.3. Front-end (ön-uç) Gürültü Azaltma

Yıllar boyunca koklear implantlar için ön işleme gürültü azaltma algoritmaları öne sürülmüştür. Öne sürülen bu algoritmaların bazıları eski koklear implant işlemcileri üzerinde özellik çıkarma stratejilerine dayanılarak uygulanmıştır bazıları da en yeni işlemciler üzerinde uygulanmıştır. Gürültü azaltma için ön işleme yaklaşımı üç büyük dezavantaja sahiptir: (1) ön işleme algoritmaları bazen sinyalde istenmeyen bozulmalara neden olurken, (2) bazı algoritmalar (örn., Altuzay (subspace) algoritmaları) hesaplama açısından karmaşıktır ve mevcut CI stratejileri ile iyi entegre olmaz ve (3) belirli kullanıcılar için bireysel algoritmaların çalışmasını optimize etmek zordur (Li et al., 2009).

Tekli-mikrofon yaklaşımları, gürültülü akustik sinyaller, Radyo frekansı (RF) bağlantısından önce yeralan ön-uç (front-end) tarafta ön işleme tabi tutulur sonra

ses akışı içeriye yerleştirilmiş alıcıya iletilir. Bu strateji, modern iletişim cihazlarının çoğunda kullanılan konuşmayı arttırma tekniğine benzerdir (Behnam Azimi, 2016; N. Wang & IN, 2015).

Tekli mikrofon yaklaşımları çoğunlukla istatistiksel konuşma ve gürültü örneklerine dayanır ve bu nedenle yalnızca farklı zamansal ve spektral özelliklere sahip sinyaller arasında ayrım yapılabilir (Hu, Loizou, Li, & Kasturi, 2007; Loizou, Lobo, & Hu, 2005). Tek mikrofon gürültü azaltma stratejileri büyük ilgi görmüştür, çünkü geleneksel olarak çoğu KI cihazı ve ses işlemcisi tipik olarak sadece bir mikrofon kullanmıştır. Bununla birlikte, tek bir mikrofon kullanarak gürültüde konuşmanın anlaşılabilirliğini arttırmak zordur, çünkü tek kanallı gürültü azaltma yöntemleri SGO seviyesini artırabilir, ancak konuşmanın bozulmasına neden olabilirler. Konuşma bozulması ve gürültünün azaltılması arasındaki dengeyi sağlamak her zaman mümkün değildir (Kokkinakis, Azimi, Hu, & Friedland, 2012).

2.5.7.4. Ağırlık Fonksiyonuna (Sinyal-Gürültü-Oranına) Dayalı Gürültüyü Azaltma

Sinyal-gürültü oranına dayalı gürültü azaltma, kararlı durumdaki arka plan seslerinin yönü ne olursa olsun bu sesleri zayıflatmak için tasarlanmıştır. Bu sistem, her frekans kanalındaki arka plan gürültü seviyesini algılar, herbir zaman örneği için her kanaldaki sinyal-gürültü oranını tahmin eder ve düşük SGO'ya sahip bu kanalları zayıflatır. Sonuç olarak, kullanıcının ihtiyacı olan konuşma ve diğer önemli sinyalleri koruyarak arka plan gürültü seviyelerinin anında azalmasını sağlar (Jan Gilden at al, 2015).

Mevcut gürültü azaltma algoritmalarının birçoğu çıkış SGO'sunu arttırmasına rağmen sadece bunlardan bir kısmı konuşmanın anlaşılabilirliğini arttırmaktadır. Gürültü azaltma işlemleri tarafından oluşturulan konuşmadaki bozulmalar gürültü azaltma işlemlemedeki başarıyı azaltan ana faktörler olarak görülmüştür. Gürültünün etkisini azaltmak için kullanılan geleneksel bir yöntem, gürültüyü bastırmak için tahmini SGO seviyesinden hesaplanan kazancı uygulamaktır. Bununla birlikte, gürültünün gücü doğru olarak tahmin edilemediğinden konuşma sinyali gürültü gücünün az hesaplanması veya fazla tahmin edilmesi nedeniyle fazla güçlendirilebilir veya zayıflatılabilir. Bunun sonucu olarak da, konuşma anlaşılabilirliğinde olumlu veya

olumsuz hiçbir fayda sağlanamaz ya da önemli sayılabilecek oranda konuşma bozulması ortaya çıkar (Li et al., 2009; N. Wang & IN, 2015)

SGO'yu arttırmak için birkaç farklı teknik uygulanmıştır. En yaygın ve güvenilir teknikler direksiyonel mikrofon ve adaptif gürültü azaltma sistemleridir. Her iki teknik de farklı bir yaklaşım kullanmaktadır. Yönlü mikrofonlar maksimum mikrofon duyarlılığını hedefe doğru ayarlayarak gürültü ve hedef arasındaki mekansal ayırmadan yararlanır. Adaptif gürültü azaltma sistemleri ise birden fazla lokasyondan gelen gürültü ve hedef arasındaki spektral ve temporal özelliklerdeki farkların avantajlarından yararlanır. Farklı mikrofon konfigürasyonları ile yapılan değerlendirmelerde, gürültü kaynaklarının sayısı ve uyarıların özellikleri gibi çoklu değişkenlere bağlı olarak yöntem ve sonuçlarda önemli değişiklikler olduğu ortaya çıkmıştır (Kordus et al., 2015; Muller J., Schone J., 2002; Qin & Oxenham, 2003; Stickney, Zeng, Litovsky, & Assmann, 2004).

Koklear implantların gittikçe artan kullanımı nedeniyle araştırmacılar, KI kullanıcıları için arka plan gürültüsü varlığında gürültü giderme, gürültü bastırma, gürültü azaltma ve konuşmayı güçlendirme gibi konuşmanın anlaşılabilirliğini arttıran çözümler geliştirmeye çalışmıştır (Behnam Azimi, 2016). Genel olarak gürültü azaltma algoritmalarının uygulanması ve mevcut kodlama stratejilerine entegre edilerek kullanılması kolay olmalıdır. Hesaplama açısından bu sorunların üstesinden gelmenin en basit yolu konuşma sinyali ve gürültü sinyali arasındaki yoğunluk kontrastına göre doğrudan elektrik zarflarına zayıflatma uygulamaktır.(Kokkinakis et al., 2012).

Şimdiye kadar yapılan çoğu algoritma gürültünün tahmin edilmesine veya konuşma varlığının saptanmasına dayanmaktadır. Bu tekniklerden hiçbiri algısal olarak harekete geçirilmez ve durağan ya da durağan olmayan gürültü koşullarında tutarlı bir şekilde fayda sağlamayabilir.

2.6. Konuşmayı Anlama Testleri

Odyolojik değerlendirmede konuşmayı anlama testleri aşağıdaki amaçlar için kullanılmaktadır (Gelfang, 2001).

- 1-İşitme kaybının konuşmayı anlama becerisi üzerine olan etkisini belirlemek,
- 2-İşitme bozukluğu ayırıcı tanısını yapabilmek,
- 3-Amplifikasyon gereksinimini ve diğer odyolojik rehabilitasyon ihtiyaçlarını belirlemek,

4-Değişik işitme cihazları ve amplifikasyon yaklaşımları arasındaki farkı belirlemek,

5-İşitme cihazı ve amplifikasyon yaklaşımının yararını belirlemek,

6-Hastanın teşhis sonrası iyileştirme sürecinde performansını takip etmek ve değerlendirmektir.

Kelime düzeyindeki materyaller genel olarak cümlelerin taşıdığı karmaşık anlamsal özelliklerden ve günlük konuşma özelliklerinden yoksundur. Ayrıca kelime formundaki testler konuşmaya özgü olan dinamik amplitüd değişkenliklerinden de yoksundurlar. Bu nedenle konuşmanın anlaşılabilirliğini belirlemek için günlük konuşmalarda kullanılan cümlelerden oluşan materyaller kullanmak etkili bir yoldur (Nilsson, M., Soli, S.D. ve Sullivan, 1994)

Koklear implantlı çocukların konuşma algısını değerlendirme bu çocukların hem klinik takibinin yapılması hemde yeni tıbbi cihazların etkinliğini değerlendirmek için önem arzeder. KI kullanıcısı çocukların konuşmadaki sözcükleri tanıma ve konuşma algılama performansının değerlendirilmesi klinisyenin implantasyon sonrası ilerlemeyi takip etmesine olanak tanınmasının yanısıra her bir çocuğun koklear implant ses işlemcisinin ayarlanması veya uygun map oluşturulması ve uygun işitme eğitiminin belirlenmesi için klinik açıdan da önemlidir. KI kullanıcılarının gösterdikleri performanslar değişkenlik gösterdiğinden klinisyenler ve araştırmacılar konuşma algılama becerlerini değerlendirmek nedeniyle değerlendirmeye yönelik bir dizi test uygularlar (Robbins, AM, Kirk KI, Osberger MJ, 1995). EARS test bataryası (Evaluation of Auditory Responses to Speech) işitsel performansları analiz etmek için kullanılmaktadır. Günümüzde 14 dile uygulanmıştır ve dünya çapında 1 ila 18 yaş arasındaki çocukların işitsel gelişimlerini takip etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. EARS test bataryası; LiP (Listening Progress Profile), MTP (Monosyllable-Trochee-Polysyllable Test), iki heceli açık uçlu kelimeler, iki heceli kapalı uçlu kelime testi, kapalı uçlu cümle testi (MATRİKS), GASP (Glendonald Auditory Screening Procedure) testi, aile ve öğretmenlerin doldurabileceği MAIS (Meaningful Auditory Integration Scale)'ve MUSS (Meaningful use of speech scale) anketlerini kapsamaktadır (Süleyman Özdemir, 2006).

2.6.1. Kapalı Uçlu Cümle Testi (MATRİKS)

Matriks testi, Tyler R.S., Holdstad B.A (1987) tarafından oluşturulmuş, işitme engelli çocuklar için tasarlanmış konuşma algılama testidir. Cümlelerdeki anahtar kelimelerin algılanmasını değerlendirmek için kullanılır ve 6 yaş üstü çocuklar için tasarlanmıştır.

Bu test üç ana avantaja sahiptir. Bu avantajlar;

- 1) Doğal konuşma gibi hızlı bir şekilde gerçekleştiği için daha gerçekçi olan cümle düzeyinde bir testtir.
- 2) Bu testte, çocuklar her madde için tüm alternatifleri bildiği için tekrarlanan sunumlarla ilgili öğrenme etkisi en aza indirgenmiştir,
- 3) Bu test, kelime, dil ve bilişsel maturasyondan bağımsızdır. Ancak, ön bulgular, bellek ve dil becerisindeki farklılıkların iki seviye arasında çok büyük olduğunu gösterdiği için, testin seviyesi ikiden dörde çıkarılmıştır.

Test Materyali:

Resim matrisi: A, B1, B2 ve C düzeyini içerir. Mümkün oldukça C düzeyi kullanılır.

Düzye A ve B1 düşük dil becerisini gerektirir, bundan sonra B2 gelir. C düzeyi, daha yüksek dil düzeyi gerektirmektedir.

Düzye A: dört 2x3 matris (çocuk, sadece 2 maddeyi dikkate almalıdır) 60 maddeli test için şans puanı %50, her matriste 5 cümle vardır.

Düzye B1: iki 3x3 matris (çocuk, 3 madde arasından seçmeli) 90 maddeli test için şans puanı % 33'dür, her matriste 15 cümle vardır.

Düzye B2: iki 3x4 matris (çocuk, 3 madde arasından seçmeli) 120 maddeli test için şans puanı %33'dür, her matriste 15 cümle vardır.

Düzye C: iki 4x4 matris (çocuk, 4 madde arasından seçmeli) 120 maddeli test için şans puanı %25'dir, her matriste 15 cümle vardır.

Tetin Uygulanması:

Testi uygulayabilmek için, çocuğun 2 veya 3 maddeyi hatırlaması gerekmektedir.

Kelime tanıtılması:

Çocuk, test matrisindeki kelimeleri bilmelidir. Resimlenmiş kelimeleri gösterebilmeli veya tekrar edebilmelidir. Eğer konuşma anlaşılabilirliği zayıfsa, testi yapan kişinin önyargısını azaltmak için cevap olarak gösterme ve işaret etmeyi kabul edin. Test yapan, kelimeleri 1 sütun halinde tanıtmalıdır. Diğer sütunları saklaması yararlı olabilir.

Çocuğa, resimlerin neyi simgelediğini sormadan önce her maddeyi dudak okuma veya işaret yöntemiyle açıklayın. Bu, yanlış isimlendirme problemini engeller.

Testin tanıtılması:

Çocuğa, testi nasıl yapacağını öğretilir, ilk olarak, sadece 2 sütun gösterilmelidir. Çocuk resmi göstermeli veya söylenenleri tekrar etmelidir. Gösterme yoluyla cevap tercih edilir. Çocuk, 2 maddeyi gösterebildikten sonra, sayıyı üçe veya dörde çıkarın. Eğer çocuk anlamazsa; testi örnek olarak yapın (test yapan ve yardımcı ile).

Uygulama:

Matris çocuğun önüne konulur ve duyduğu kelimeleri ve cümleleri göstermesi istenir. Test, dudak okuma yardımı olmaksızın uygulanır (sadece duyarak). Her cümle, bir kere söylenir ve çocuğun tahmin etmesi istenir. Bazı durumlarda, testi uygulayan kişi çocuğun testi yapamamasını çocuğun sınırlı hafızası ile ilişkilendirirse, cümleyi tekrar edebilir. Eğer bu yapıldıysa, cevap kağıdı üzerinde belirtilir.

Normalde bir test seansında ancak bir düzey uygulanır çünkü çocuğun yorgun ya da sıkıntılı olması test sonucunu etkileyebilir. Alınan puana göre bir sonraki test seansında daha zor ya da daha kolay bir düzeye geçilir.

PUANLAMA:

Çocuk, cümleyi anlamak zorunda değildir. Bu test yalnızca birlikte telaffuz edilen kelimeleri tanıma testidir. Her doğru kelimeyi (+) ve her yanlış kelimeyi (-) ile puanlandırın. Herhangi bir matrisin sonucu, doğru kelimelerinin toplamına eşittir.

PUANLAMA ÖRNEĞİ:

Küçük kırmızı bisiklet	+	+	+
Büyük mavi araba	-	-	-
Küçük mavi bisiklet	+	-	+

Eğer çocuk %90 veya daha üzeri puan alıyorsa bir sonraki test uygulanır. Mesela düzey A' dan B1'e, düzey B1'den B2'ye veya üstüne. Eğer çocuk şans puanından daha düşük bir puan alırsa daha düşük seviye testi uygulanır. Talimatlar, her test serisinin sonunda verilmektedir ("medel," n.d., *MEDEL Insburg Çocuk Çalışması*, 2003).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız, 93777809-604.01.01-378945 kayıt numarası ile 01.10.2016'da Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Yerel Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır (Ek 1).

Çalışma, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi KBB-Odyoloji Bölümü'nde Aralık 2016- Temmuz 2017 tarihleri arasında yürütülmüştür.

3.1. GÜRÜLTÜ ÖLÇÜMLERİ

3.1.1. Gürültü Düzeyi Ölçümü ve Kaydı

KI cihazı kullanan çocukların gittiği bir okulda, tenefüste ve sınıfta ders sırasında gürültü düzeyleri Sound Level Meter-SLM (Larson Davis Marka 824 Model Amerikan Menşei Sound Level Metre) (*Larson Davis - a PCB Piezotronics division 3425 Walden Avenue Depew, NY 14043-2495 USA*) kullanılarak (Şekil 3.1.) ölçümler yapılmıştır. Gürültü 20 ile 20000 Hz aralığında ölçülmüştür.



Şekil 3.1.Larson Davis 824 Ses seviye Ölçer

(“www.larsondavis.com/products/slm824”)

Konuşma odyometrisinde gürültü olarak kullanmak üzere, gürültü düzeyinin ölçümü sırasında Behringer marka X AIR XR18 18-Channel, 12-Bus Digital Mixer for iPad/Android Tablets with 16 Programmable MIDAS Preamps, Integrated Wifi Module and Multi-Channel USB Audio Interface ses kayıt cihazı (Şekil 3.2.) kullanılarak yerden 1 metre yükseklikte tripota takılmış Rode marka NT5 mikrofonla (*RØDE Microphones /Australia*) (Şekil 3.3.) gürültü kaydı yapılmıştır.



Şekil 3.2.X AIR XR18 digital mixer ses kayıt cihazı



Şekil 3.3. NT5 mikrofon

www.ode.com



Şekil 3.4. Mikrofon ve Hoparlör

3.1.2. Konuşma Odyometrisinde Kullanılacak Gürültü Kaydının Konuşma Odyometrisinde Kullanılması

Alınan gürültü kayıtları, konuşma odyometrisinde kullanılmak üzere Otometrics marka MADSEN Astera 2 (*Otometrics a division of natus Hoerskaetten 9 DK-2630 Taastrup Denmark*) klinik odyometri cihazına (Şekil 3.6.) yüklenmiştir.

3.2. Bireyler

Çalışmaya, yaşları 9-13 (ort. $10,08 \pm 1,62$) arasında değişen 11 kadın, 19 erkek Medel marka koklear implant kullanan toplam 30 katılımcı dahil edilmiştir.

3.2.1. Katılımcıların Çalışmaya Dahil Olma Kriterleri

Çalışmaya dahil edilen koklear implant kullanıcıları aşağıdaki kriterlere uygun olarak çalışmaya alınmıştır.

- Otokopik muayene bulgularının normal olması,
- Koklear impanthlı serbest alan değerlendirmesinde sessizlikteki saf ses eşik ortalamalarının en az 35dB ve daha iyi olması,

- Herhangi bir ek engele sahip olmamak (mental retarde, nörolojik problemler vs.)
- En az 5 yıllık, unilateral (tek- Taraflı) koklear implant kullanıcısı olmak,
- Normal eğitim- öğretime devam ediyor olmak,
- Koklear implant kontrol ve ayarlarının düzenli yapılmış olması.

3.2.2.Katılımcıların Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

Çalışmaya dahil olma kriterlerinin dışında kalan tüm durumlar çalışma dışı bırakılmıştır.

3.2. ODYOLOJİK DEĞERLENDİRME

3.2.1 Timpanometrik Değerlendirme

Odyolojik değerlendirme için katılımcıların impedansmetrik ölçümleri GSI TympStar V 2 (Grason-Stadler Inc. Tiger/USA) klinik impedansmetre (Şekil 3.5.) ile kullanılarak yapılmıştır



Şekil 3.5. GSI multifrekans immitansmetri.

www.grason-stadler.com

3.2.2. Saf Ses Değerlendirmesi

Katılımcıların KI cihazları ile serbest alan saf ses odyometrik ölçümleri 250 Hz ile 6000 Hz arasında sessiz bir kabinde Otometrics marka MADSEN Astera2 odyometre cihazı

(Şekil 3.6.) kullanılarak günlük kullandıkları programları ile yapılmıştır. Uyarılar, 0 derece azimuttan 1 metre uzaklıktaki JBL Control One, 8ohm, 100Watt hoparlör sistemi kullanılarak, frekans modüle uyarılar ile test edilmiştir. Saf ses ortalamaları 35dB ve daha iyi olanlar çalışmaya dahil edilmiştir.

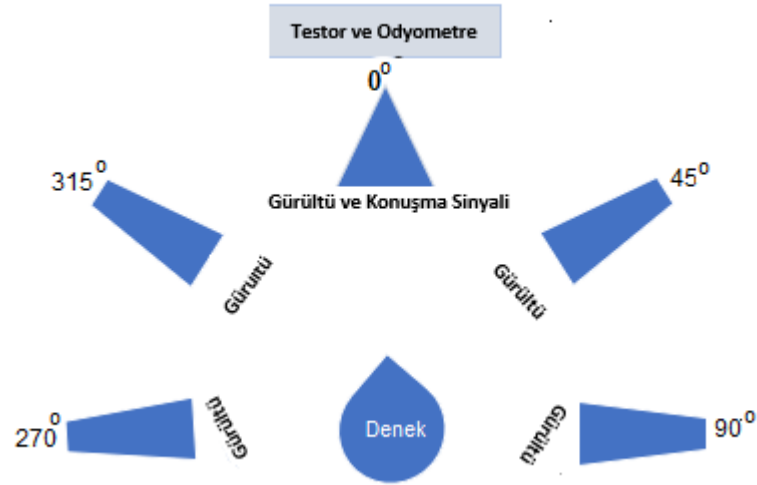


Şekil 3.6. Otometrics MADSEN Astera odyometre cihazı

www.otometrics.com

3.2.3. Konuşma Odyometrisi

Tüm katılımcılara Ears Test Bataryası içindeki Matris Cümle Testi, sabit 65 dB SPL de daha önceden okulda ölçülüp kaydedilen gürültü eşliğinde uygulanmıştır. Okul ortamındaki ses yayılımını (ortamını) benzetebilmek için gürültü 1 metre aralıklı 0 -45-90-270-315 derecelere yerleştirilmiş beş hoparlörün hepsinden eşit şiddette olacak şekilde ortama verilmiştir. Konuşma sinyali ise 0 derece azimuth ve 1 metre uzaklıktan (SNR) -5 dB, 0dB, +5 dB ve +10 dB olacak şekilde sunulmuştur Şekil 3.



Şekil 3.7. Bu çalışmada kullanılan beş hoparlör dizisinin şematik görünümü



Şekil 3.8. Bu çalışmada kullanılan oda içindeki beş-hoparlör dizisi.

Konuşma sinyali ve gürültünün sunum seviyeleri Sound Level Metre ile doğrulandı

3:2.3.Katılımcıların Koklear İmplant Cihazı Programlanması

Bu çalışmanın amacına yönelik olarak, KI kullanıcılarının günlük kullandıkları program ile gürültü algoritmalarının karşılaştırılabilmesi için yeni bir program oluşturuldu. Katılımcıların yeni programında aşağıdaki değişiklikler yapılmıştır:

- Automatic Gain Control (AGC) sıkıştırma oranı varsayılan oran 3: 1'den 2: 1, 2.5: 1 olarak değiştirilmiştir (21 kullanıcı 2:1 9 kullanıcı 2.5:1).

- Mikrofon özelliği bütün katılımcılar için yönsüz (omni-directional) modundan yönlü (adaptive) moduna getirilmiştir.
- Kanal etkileşimi kompensasyonu katılımcılardan alınan cevaba göre bireysel olarak değiştirilmiştir.

Konuşma işlemcisi mikrofon hassasiyeti ve kodlama stratejisinde bir değişiklik yapılmamıştır.

3.2.4. Yeni Program ile Konuşma Odyometrisi

Bütün katılımcıların oluşturulmuş yeni programları ile tekrar Ears Test Bataryası içindeki Matriks cümle testi kullanılarak 0 - 45- 90-270-315 derecelerdeki beş hoparlörden gürültü ve konuşma sinyali de 0 derece azimuttan 1 metre uzaklıktan (SNR) -5 dB, 0dB, +5 dB/ ve +10 dB olacak şekilde konuşmayı anlama oranları belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar birbiri ile karşılaştırılmıştır.

3.2. ARAŞTIRMADA KULLANILAN İSTATİSTİKSEL YÖNTEMLER

Değerlendirmelerde değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri sunulmuştur. Sürekli değişken kıyaslamalarında değişkenlerin normal dağılıp dağılmadığı Shapiro-Wilk Testi ile değerlendirilmiştir. Çift değişkenli kıyaslamalarda kişi sayısı da dikkate alınarak; sürekli yapıdaki normal dağılımlı değişkenler Independent Samples Student-t Testi ile normal dağılmayan değişkenler ise Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmiştir. Çok gruplu karşılaştırmalarda normal dağılımlı değişkenler One-Way Anova Analizi ile normal olmayan değişkenler ise Kruskal-Wallis H Testi ile değerlendirilmiştir. Önce sonra karşılaştırmalarında normal dağılımlı değişkenler Paired Samples Test ile normal dağılmayan değişkenler ise Wilcoxon Signed Ranks Testi ile değerlendirilmiştir. İki sürekli değişken arasındaki ilişkinin yönünü ve gücünü belirlemek amacıyla verilerin normal dağılması halinde Pearson Korelasyon Katsayısı, normal dağılmaması halinde Spearman Korelasyon Katsayısı kullanılmıştır.

Bahsi geçen analizler için Statistical Package for the Social Science programı (*IBM SPSS Version 20 for Windows*) kullanılarak, güven aralığı %95 düzeyinde tutularak analiz sonuçları $p < 0,05$ düzeyi ile karşılaştırılarak yorumlanmıştır.



4. BULGULAR

Çalışmamız, koklear implant kullanıcılarının gürültüde konuşma anlaşılabilirliğini arttırmaya yönelik koklear implant gürültü algoritmalarının etkilerini değerlendirmek amacıyla yapılmıştır.

Çalışmamıza, 9:05-13:04 yaş arasında 11 kadın, 19 erkek toplam 30 Med-el Koklear implant kullanıcıları katılmıştır. Katılımcıların günlük kullandığı program (GP) ve gürültü azaltma algoritmalarının (GAAP) etkin olduğu programları ile S/N =-5dB, 0dB, +5dB ve +10dB’de konuşmayı anlama (KA) skorları birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

4.1.Katılımcı Demografik Bilgileri

Katılımcıların demografik bilgileri ve ses işlemcisi özellikleri ile ilgili bilgiler Tablo:4-1’de gösterilmiştir.

Tablo:4-1 Katılımcıların demografik bilgileri

Katılımcı	Cinsiyet	Yaş (yıl-ay)	İlk Duyma Yaşı(yıl-ay)	KI Kullanma süresi	Ses işlemcisi	Strateji	Elektrot sayısı	Pulse Rate
1	KIZ	9m 6m	1y 4m	8y 2m	Sonnet	FS4-p	10	1255
2	ERKEK	10y 8m	2y 2m	8y 6m	Sonnet	FS4-p	11	1217
3	KIZ	12y 0m	3y 2m	8y 10m	Sonnet	FS4-p	9	1220
4	KIZ	12y 6m	3y 4m	9y 2m	Sonnet	FS4-p	10	1442
5	ERKEK	11y 0m	1y 2m	9y 10m	Sonnet	FS4-p	10	1367
6	ERKEK	10y 4m	1y 6m	8y 11m	Sonnet	FS4-p	7	1210
7	ERKEK	11y 2m	2y 3m	8y 11m	Sonnet	FS4-p	12	1313
8	ERKEK	9y 5m	3y 6m	6y 2m	Sonnet	FS4-p	10	1442
9	KIZ	10y 4m	1y 6m	8y 11m	Sonnet	FS4-p	11	1207
10	ERKEK	11y 3m	2y 11m	9y 4m	Sonnet	FS4-p	12	1205
11	ERKEK	10y 6m	1y 2m	9y 4m	Sonnet	FS4-p	11	1302
12	ERKEK	10y10m	3y 4m	7y 6m	Sonnet	FS4-p	10	1212
13	KIZ	11y 3m	1y 0m	10y 3m	Sonnet	FS4-p	7	1205
14	KIZ	11y 3m	2y 0m	9y 3m	Sonnet	FS4-p	12	1322
15	ERKEK	11y10m	2y 0m	9y 10m	Sonnet	FS4-p	11	1205
16	ERKEK	12y 2m	2y 5m	9y 9m	Sonnet	FS4-p	12	1261
17	ERKEK	11y 5m	2y 5m	9y 0m	Sonnet	FS4-p	11	1261
18	KIZ	9y 6	2y 2m	7y 4m	Sonnet	FS4-p	8	1253
19	ERKEK	12y 4m	1y 4m	11y 0m	Sonnet	FS4-p	11	1202
20	KIZ	12y11m	1y 6m	11y 5m	Sonnet	FS4-p	11	1500
21	ERKEK	12y 8m	3y 4m	9y 4m	Sonnet	FS4-p	9	1319
22	ERKEK	10y 8m	2y 5m	8y 3m	Sonnet	FS4-p	12	1212
23	ERKEK	12y10m	2y 7m	10y 3m	Sonnet	FS4-p	11	1382
24	ERKEK	9y 9m	2y 1m	7y 8m	Sonnet	FS4-p	11	1575
25	KIZ	10y 0m	1y 11m	8y 1m	Sonnet	FS4-p	12	1210
26	ERKEK	10y10m	2y 10m	8y 0m	Sonnet	FS4-p	11	1205
27	ERKEK	13y 4m	3y 1m	10y 3m	Sonnet	FS4-p	11	1224
28	ERKEK	12y 5m	3y 5m	9y 0m	Sonnet	FS4-p	11	1405
29	KIZ	9y 8m	1y 1m	8y 7m	Sonnet	FS4-p	10	1330
30	KIZ	12y 2m	1y 1m	11y 1m	Sonnet	FS4-p	12	1290

Katılımcıların kronolojik yaş, ilk duyma yaşları KI kullanma süreleri minimum, maksimum ve ortalama değerleri Tablo:4-2 gösterilmiştir.

Tablo:4.2. Katılımcıların kronolojik yaş, ilk duyma yaşları KI kullanma süreleri minimum, maksimum ve ortalama değerleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama
Kronolojik Yaş	30	9,05	13,04	10,8±1,2
İlk Duyma Yaşı	30	1	3,06	1,9 ±0,1
KI Kullanma Süresi	30	6,02	11,05	8,8±1,2

4.2. Konuşmayı Anlama Bulguları

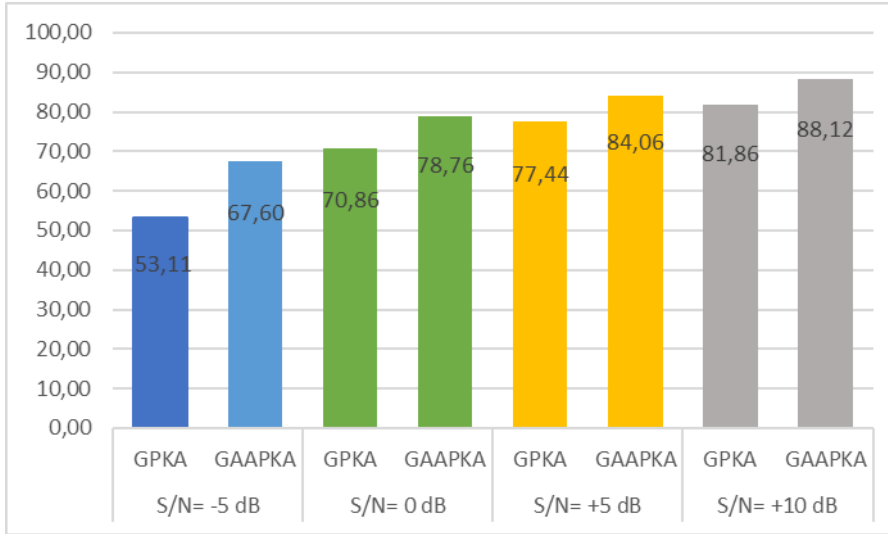
Katılımcıların GP ve GAAP ile konuşmayı anlama oranları Ears Test bataryasındaki Matriks cümle testi ile yüzde olarak hesaplanmıştır. -5, 0, +5 ve +10 dB SGO 'da elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4-3 te verilmiştir.

Tablo 4-3: Katılımcıların -5 0 +5G +10 dB SGO'da GP ve GAAP ile KA oranlarının karşılaştırılması:

Sinyal/Gürültü oranı (dB)	Program (%)	Sayı	Ortalama	P
-5	GPKA	30	53,11±11,99	<0,001* ^a
	GAAPKA	30	67,60±13,07	
0	GPKA	30	70,86±13,22	<0,001* ^b
	GAAPKA	30	78,76±14,50	
+5	GPKA	30	77,44±12,07	<0,001* ^b
	GAAPKA	30	84,06±12,64	
+10	GPKA	30	81,86±10,87	<0,001* ^b
	GAAPKA	30	88,12±10,84	

Tablo 4-3'te anlaşılabacağı gibi grültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranı, günlük kullanılan programla olan konuşmayı anlama oranından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur (P <0,05).

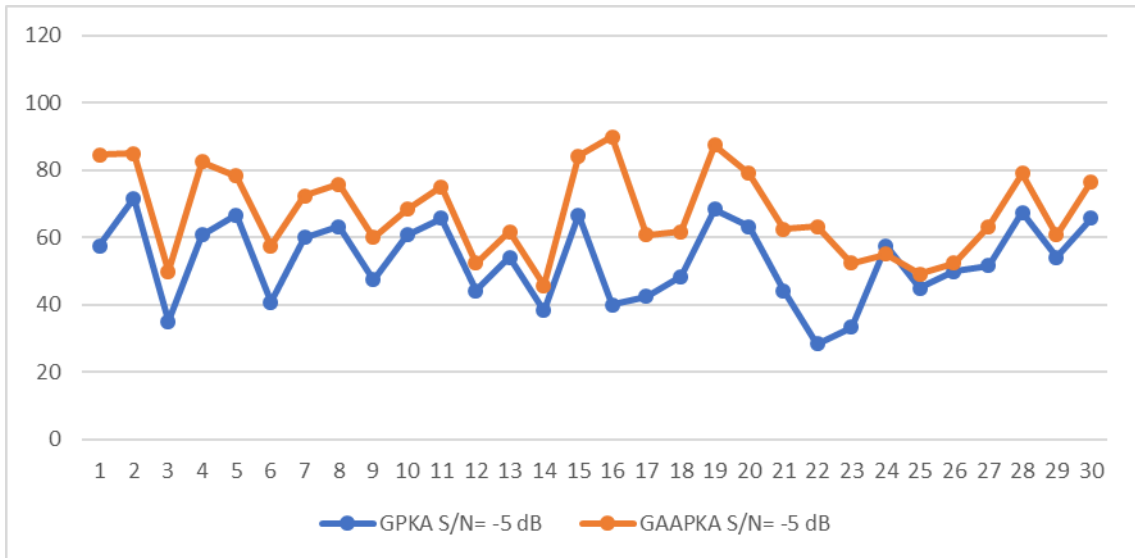
Bulunan bu anlamlılık değerinin grafik hali Şekil 4-1 de gösterilmiştir.



Şekil 4-1: Katılımcıların matris cümle testi ile GP ve GAAP ile KA sonuçları.

4-2.1: Bütün katılımcıların S/N Oranı= -5dB’de GPKA ile GAAPKA oranlarının sonuçları:

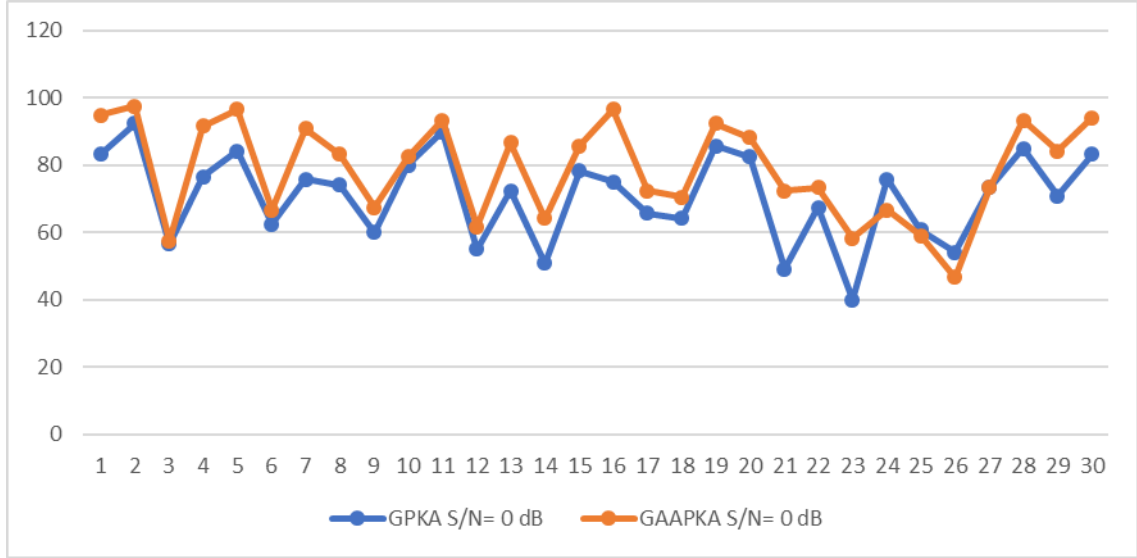
Bütün katılımcıların GP ve GAAP ile (S/N Oranı= -5dB) KA oranları şekil 4-2’de verilmiştir.



Şekil 4-2: Katılımcıların günlük ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile (S/N Oranı= -5dB) KA puanları

4-2.2: Bütün katılımcıların S/N Oranı = 0 dB’de GPKA ile GAAPKA sonuçları:

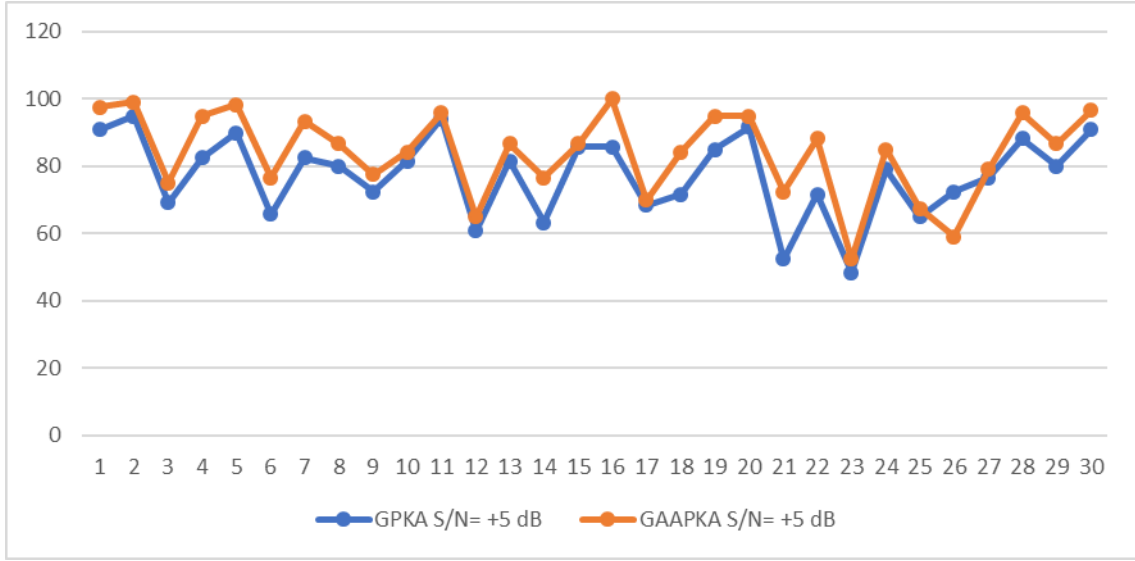
Bütün katılımcıların GP ve GAAP programları ile (S/N Oranı= 0dB) KA oranları Şekil 4-3’de gösterilmiştir.



Şekil 4-3: Katılımcıların günlük ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile (S/N Oranı= 0 dB) KA puanları

4-2.3: Bütün katılımcıların S/N Oranı =+5 dB’de GPKA ile GAAPKA sonuçları:

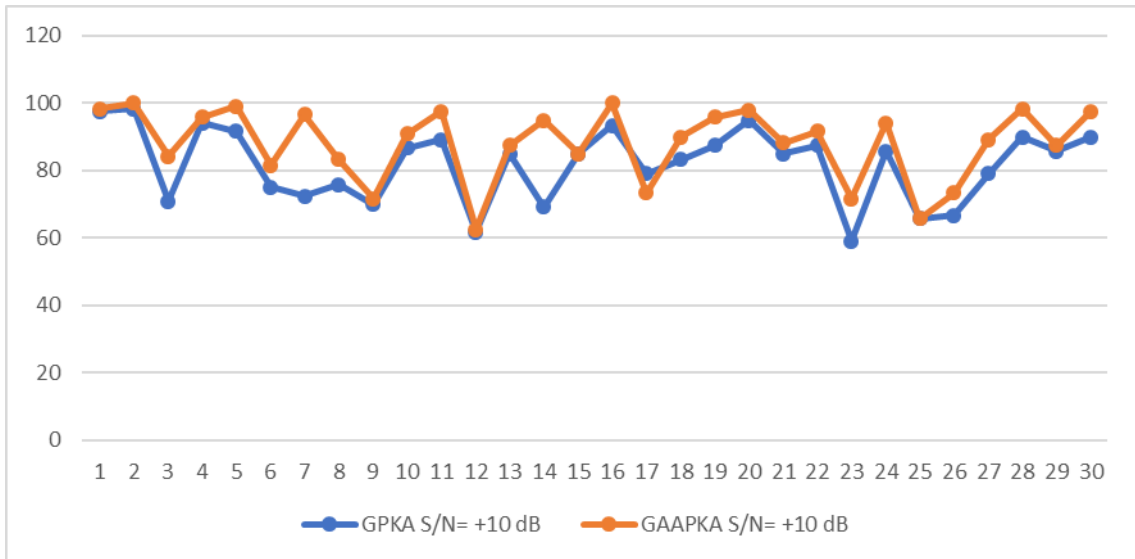
Bütün katılımcıların GP ve GAAP ile (S/N Oranı= +5dB) KA oranları Şekil 4-4 ‘te vurgulanmıştır.



Şekil 4-4: Katılımcıların günlük ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile (S/N Oranı= +5 dB) KA puanları

4-2.4: Bütün katılımcıların S/N Oranı= +10 dB’de GPKA ile GAAPKA sonuçları:

Bütün katılımcıların GP ve GAAP ile (S/N Oranı= +5dB) KA oranları Şekil 4-5 ‘te verilmiştir.



Şekil 4-5: Katılımcıların günlük ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile (S/N Oranı= +10 dB) KA puanları

4-3. Cinsiyetlerin kendi içlerinde -5, 0, +5 ve +10 dB sinyal gürültü oranında GPKA ile GAAPKA Karşılaştırılması

Kız ve erkek katılımcıların kendi içlerinde günlük kullandıkları programları ile gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu programlarında fark olup olmadığını anlamak için -5, 0, +5 ve +10 dB sinyal gürültü oranında konuşmayı anlama oranlarının analiz sonuçları Tablo 4-4 'de verilmiştir.

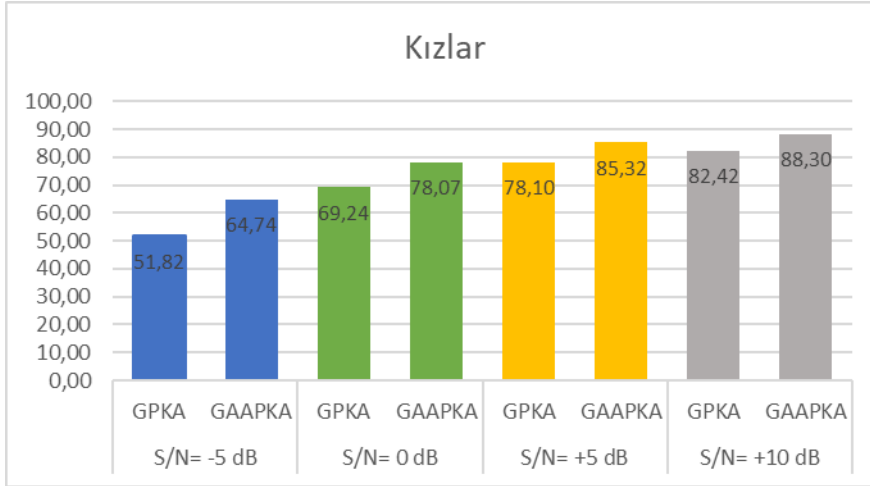
Tablo 4-4: Kız-erkek GP ve GAAP ile KA puanlarının karşılaştırması

Cinsiyet	Sinyal Gürültü Oranı	GPKA (%)	GAAPKA (%)	P
Kız (n:11)	S/N= -5 dB	51,82±9,98	64,74±13,92	<0,001* ^a
	S/N= 0 dB	69,24±11,49	78,07±14,46	<0,001* ^a
	S/N= +5 dB	78,10±10,42	85,32±10,13	<0,001* ^a
	S/N= +10 dB	82,42±11,58	88,30±10,88	0,005* ^b
Erkek (n:19)	S/N= -5 dB	53,86±13,22	69,25±12,63	<0,001* ^a
	S/N= 0 dB	71,80±14,34	79,16±14,91	0,001* ^a
	S/N= +5 dB	77,06±13,19	83,33±14,10	<0,001* ^a
	S/N= +10 dB	81,53±10,75	88,02±11,12	0,001* ^b

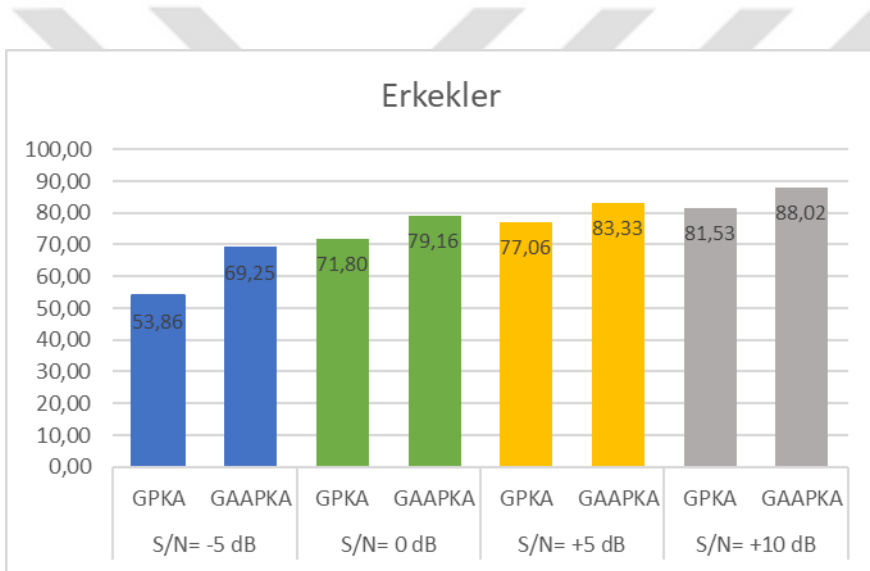
a. Paired Samples Test, b. Wilcoxon Signed Ranks Test, * p<0,05

Tablo 4-4'de görüldüğü gibi, kızların bütün S/N oranlarında gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu programları ile konuşmayı anlama oranları, günlük kullandıkları program ile konuşmayı anlama oranlarından anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur (p<0.05). Aynı şekilde erkeklerde de bütün S/N oranlarında gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu programları ile konuşmayı anlama oranları, günlük kullandıkları program ile konuşmayı anlama oranlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur (p<0.05)

Bulunan bu anlamlılık değerlerinin grafiği, Şekil 4-6 ve Şekil 4-7'de ayrı ayrı gösterilmiştir.



Şekil 4-6: GP ve GAAP ile S/N= -5 dB ,0 dB ,+5 dB ve +10 dB KA oranları



Şekil 4-7: GP ve GAAP ile S/N= -5 dB ,0 dB ,+5 dB ve +10 dB KA oranları

4.4. Katılımcıların GPKA ile GAAPKA skorlarının cinsiyete göre sonuçlarının karşılaştırılması:

Tüm katılımcıların günlük kullandıkları programları ile gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu programlarında cinsiyete göre fark olup olmadığını anlamak için -5, 0, +5, ve +10 dB sinyal gürültü oranında konuşmayı anlama oranları araştırılmış ve istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4-5 'de verilmiştir.

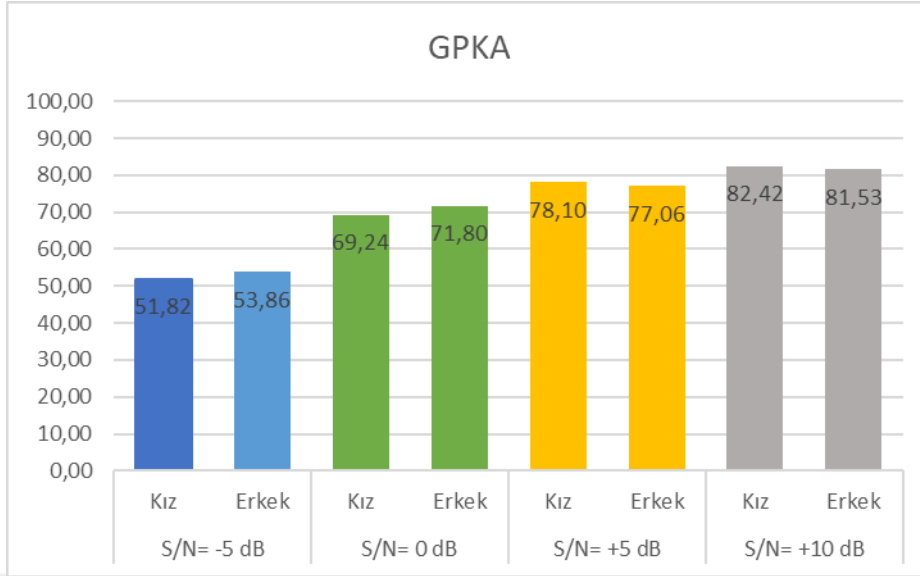
Tablo 4-5: GP ve GAAP ile -5, 0, +5 ve +10 dB S/N oranlarında KA oranının cinsiyete göre karşılaştırılması

	Sinyal Gürültü Oranı	Kız (n:11)	Erkek (n:19)	P
GPKA (%)	S/N= -5 dB	51,82±9,98	53,86±13,22	0,662 ^a
	S/N= 0 dB	69,24±11,49	71,80±14,34	0,618 ^a
	S/N= +5 dB	78,10±10,42	77,06±13,19	0,824 ^a
	S/N= +10 dB	82,42±11,58	81,53±10,75	0,833 ^a
GAAPKA (%)	S/N= -5 dB	64,74±13,92	69,25±12,63	0,371 ^a
	S/N= 0 dB	78,07±14,46	79,16±14,91	0,847 ^a
	S/N= +5 dB	85,32±10,13	83,33±14,10	0,686 ^a
	S/N= +10 dB	88,30±10,88	88,02±11,12	0,880 ^b

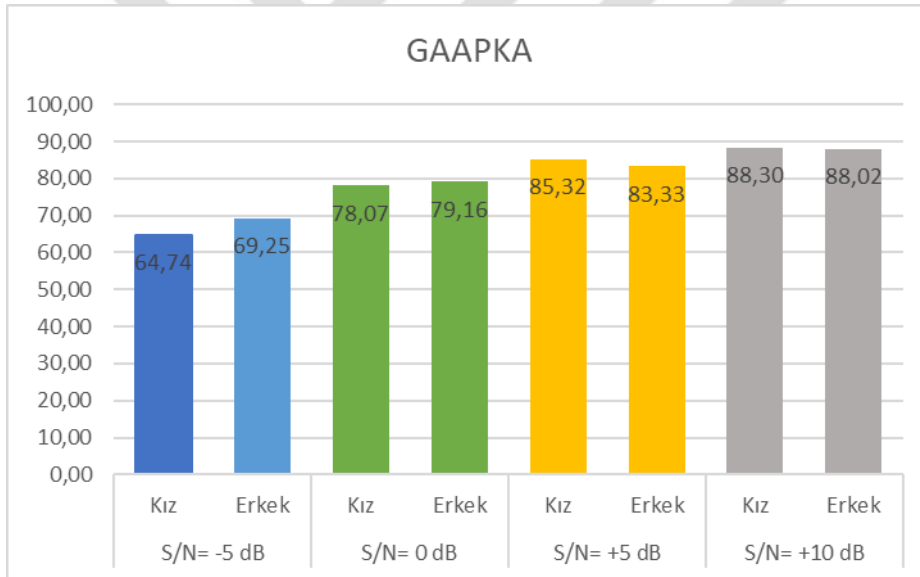
a. Independent Samples Test, b. Mann-Whitney U Test.

Tablo 4-5’de, günlük kullanılan program ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranları kızlar ve erkekler arasında -5, 0, +5 ve +10 dB sinyal gürültü oranlarında bakılmış ve analiz sonuçlarına göre cinsiyete göre bir anlamlılık gözlenmemiştir ($p < 0.05$).

Günlük program ile konuşmayı anlama oranlarının bütün sinyal gürültü oranında cinsiyete göre dağılımı Şekil 4-8’de ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranlarının her bir sinyal gürültü oranında cinsiyete göre dağılımı Şekil 4-9’da verilmiştir.



Şekil 4-8: GP ile konuşmayı anlama oranının cinsiyete göre dağılımı



Şekil 4-9: GAAP ile konuşmayı anlama oranının cinsiyete göre dağılımı

4.5. Kokler İmplant Kullanma süresinin GPKA ile GAAPKA Oranına Etkisi

Katılımcıların koklear implant kullanma sürelerinin günlük program ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu programda konuşmayı anlama oranlarının istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4-6’da gösterilmiştir.

Tablo 4-6: KI kullanma süresinin etkisinin karşılaştırılması

Koklar Implant Kullanma Süresi (yıl)	Sinyal Gürültü Oranı	GPKA (%)	GAAPKA (%100)	P
6-8 arası (n:5)	S/N= -5 dB	52,66±7,67	59,50±9,87	0,104 ^b
	S/N= 0 dB	64,66±10,23	65,76±13,36	1,000 ^b
	S/N= +5 dB	72,83±7,70	76,00±12,90	0,500 ^b
	S/N= +10 dB	74,66±10,42	80,66±12,85	0,042 ^{*b}
8-10 arası (n:19)	S/N= -5 dB	52,28±12,97	68,93±13,55	<0,001 ^{*a}
	S/N= 0 dB	71,84±12,83	81,09±13,77	<0,001 ^{*b}
	S/N= +5 dB	78,16±11,95	86,15±10,89	<0,001 ^{*a}
	S/N= +10 dB	83,51±10,21	89,51±10,32	0,001 ^{*b}
10 üstü (n:6)	S/N= -5 dB	56,11±12,95	70,14±13,07	0,027 ^{*b}
	S/N= 0 dB	72,92±17,03	82,22±13,82	0,043 ^{*b}
	S/N= +5 dB	79,02±16,06	84,16±16,88	0,028 ^{*b}
	S/N= +10 dB	82,64±12,65	89,94±9,98	0,028 ^{*b}

a. Paired Samples Test, b. Wilcoxon Signed Ranks Test, * p<0,05

Tablo 4-6'daki koklear implant kullanma sürelerinin istatistiksel analiz sonuçları karşılaştırıldığında 6-8 yıl arasında KI kullanan katılımcıların S/N=+10 dB'de gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranı günlük kullandıkları program ile olan konuşmayı anlama oranından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur. Diğer S/N oranları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (P>0,05).

Koklar implant kullanma süresi 8-10 yıl arasında olanların, her bir S/N ölçümü için gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranları günlük kullandığı program ile konuşmayı anlama oralarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur (p<0,05).

Koklar implant kullanma süresi 10 yıldan daha fazla olanların, her bir S/N ölçümü için gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranları günlük kullandığı program ile konuşmayı anlama oralarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur (p<0,05).

Tablo 4-6'daki verilerin sonuçlarının grafiksel gösterimi, koklear implant kullanma süresi 6-8 yıl olanlar Şekil 4-10, koklear implant kullanma süresi 8-10 yıl olanlar Şekil 4-11 ve koklear implant kullanma süresi 10 yıl üzeri olanlar Şekil 4-12'de verilmiştir.

4.6. İlk Duyma Yaşının GPKA ile GAAPKA Oranına Etkisi

Tüm katılımcıların günlük programları ile gürültü algoritmalarının etkin olduğu programdaki -5 dB, 0 dB, +5 dB ve +10 dB'de sinyal gürültü oranlarındaki konuşmayı anlama oranlarının ilk duyma yaşına olan etkisinin araştırma sonuçları Tablo 4-7'de verilmiştir.

Tablo 4-7: İlk duyma yaşının GP ve GAAP'ın konuşmayı anlamaya etkisi

İlk Duyma Yaşı (Ay)	Sinyal Gürültü Oranı	GPKA (%)	GAAPKA (%)	P
12-24 arası (n:13)	S/N= -5 dB	56,47±10,68	69,27±14,04	<0,001 ^{*a}
	S/N= 0 dB	74,23±12,30	82,62±13,33	0,002 ^{*b}
	S/N= +5 dB	81,28±11,07	87,43±10,08	<0,001 ^{*a}
	S/N= +10 dB	83,59±10,28	89,27±10,84	0,003 ^{*b}
25-36 arası (n:10)	S/N= -5 dB	49,25±13,51	66,17±13,01	0,008 ^{*b}
	S/N= 0 dB	69,08±14,53	75,55±16,53	0,139 ^b
	S/N= +5 dB	75,66±12,54	81,58±16,12	0,047 ^{*b}
	S/N= +10 dB	81,25±12,08	88,16±11,17	0,016 ^{*b}
37 ve üstü (n:7)	S/N= -5 dB	52,38±11,96	66,55±12,89	0,018 ^{*b}
	S/N= 0 dB	67,14±13,40	76,19±13,94	0,028 ^{*b}
	S/N= +5 dB	72,85±12,72	81,33±11,64	0,018 ^{*b}
	S/N= +10 dB	79,52±11,27	85,95±11,74	0,018 ^{*b}

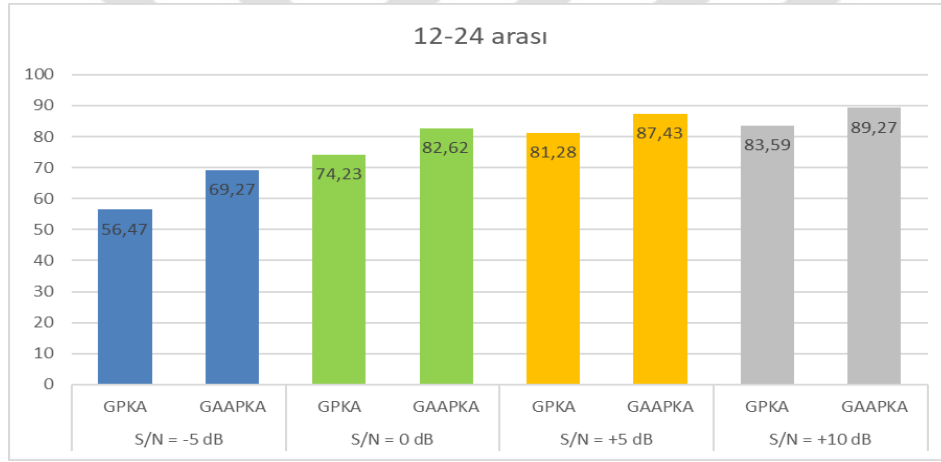
a. Paired Samples Test, b. Wilcoxon Signed Ranks Test, * p<0,05

Tablo 4-7'de gösterildiği gibi ilk duyma yaşı 12-24 ay arasında olanların tüm S/N oranlarında, gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranı günlük kullandığı program ile olan konuşmayı anlama oranından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur p<0,05.

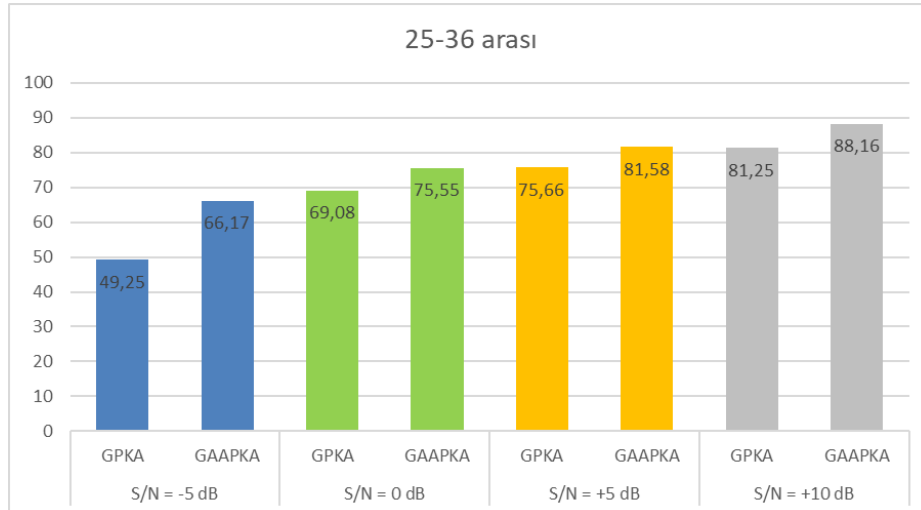
İlk duyma yaşı 25-36 ay arasında olanların S/N = 0 dB ölçümü hariç diğer S/N ölçümlerinde, gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranı günlük kullandığı program ile konuşmayı anlama oranından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur $p < 0,05$.

İlk duyma yaşı 37 ay ve üstü olanların tüm S/N ölçümlerinde, gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranı günlük kullandığı program ile konuşmayı anlama oranından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur $p < 0,05$.

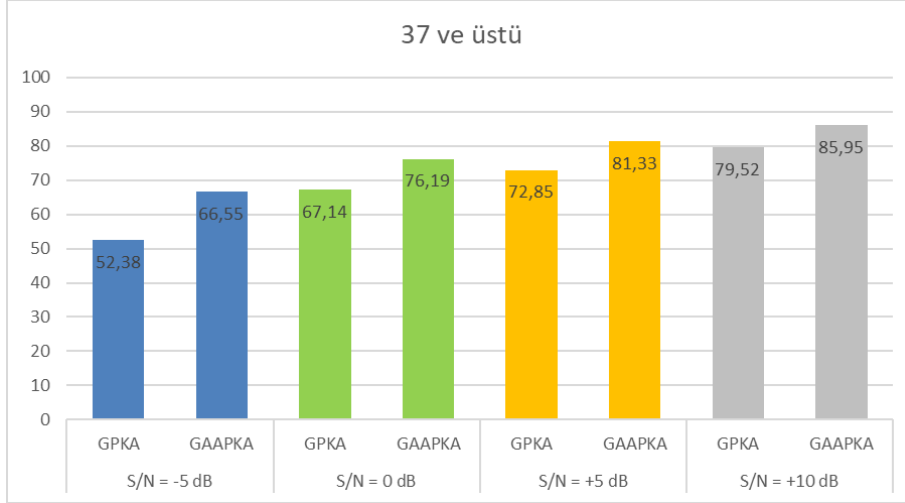
Konuşma skorlarındaki bu artışlar ilk duyma yaşı 12-24 ay arası için Şekil 4-10'de ilk duyma yaşı 25-36 ay arası için Şekil 4-11 ve ilk duyma yaşı 37 ay ve üstü için Şekil 4-12'de gösterilmiştir.



Şekil 4-10: İlk duyma yaşı 12-24 ay olan kullanıcıların GPKA ve GAAPKA oranları



Şekil 4-11: İlk duyma yaşı 25-36 ay olan kullanıcıların GPKA ve GAAPKA oranları



Şekil 4-12: İlk duyma yaşı 37 ay ve üstü kullanıcıların GPKA ve GAAPKA oranları

4.7. İlk Duyma Yaşının ve Implant Kullanma süresinin GP ve GAAP ile -5 dB, 0 dB, +5 dB ve +10 dB SGO'da KA Oranının Korelasyon Anazlileri

Katılımcıların, günlük programları ve gürültü azaltma programlarının etkin olduğu programda sadece koklar implant kullanma süresi ile GAAPKA S/N=0 dB arasında anlamlı, pozitif yönde ama 0,379 (yaklaşık %38) oranında düşük bir korelasyon bulunmuştur. Fakat bu değer düşük olduğu için anlamlı da olsa klinikte çok işe yararamaktadır.

Diğer karşılaştırma değerleri arasında anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır.

Tablo 4-8: İlk duyma yaşı ve implant kullanma süresinin günlük program ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile -5dB, 0dB, +5dB ve +10dB sinyal gürültü oranında konuşmayı anlama oranının korelasyon analizleri

Sinyal gürültü oranı	GPKA				GAAPKA			
	İlk Duyma Yaşı		Koklar Implant Kullanma Süresi		İlk Duyma Yaşı		Koklar Implant Kullanma Süresi	
	r	p	R	p	R	P	R	p
S/N= -5 dB	-0,205	0,278 ^b	0,201	0,286 ^a	-0,039	0,836 ^b	0,304	0,102 ^a
S/N= 0 dB	-0,268	0,153 ^b	0,219	0,246 ^a	-0,260	0,165 ^b	0,379	0,039* ^b
S/N=+5 dB	-0,320	0,084 ^b	0,209	0,267 ^a	-0,285	0,127 ^b	0,267	0,153 ^b
S/N=+10dB	-0,194	0,304 ^b	0,282	0,130 ^a	-0,163	0,390 ^b	0,315	0,090 ^b

a. Pearson Correlation, b.Spearman's rho Correlation, $p < 0,05$

5. TARTIŞMA

Koklear implant, ileri ve çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybı olan çocukların işitme cihazından yeteri kadar fayda görmediği durumda kullanılan en iyi seçenektir. Erken yaşlarda implante olan çocuklar sessiz dinleme ortamlarında oldukça başarılı açık-uçlu konuşmayı anlama becerisi geliştirirler. Kazanılan bu beceriye rağmen, KI kullanıcılarının gürültülü ortamdaki konuşmayı anlama becerileri sessiz ortamlardaki konuşmayı anlama becerileri ile karşılaştırıldığında, sessiz ortama göre %20 ila %35 arasında performanslarında azalma görülmektedir. KI kullanan çocuklar gerek okullarda gerek normal yaşantılarında (Park, alışveriş mekezi, restroant vs.) ortalama 34 ila 74 dB arasında gürültüye maruz kalırlar. Yaşanan bu gürültü kaçınılmazdır. (Schafer & Thibodeau, 2006).

Düşük sinyal-gürültü (SNR) oranı konuşmanın anlaşılabilirliğini azaltan durumların en önemli nedenidir (Kordus et al., 2015). Normal işitmeye sahip olan kişilerin gürültülü ortamda konuşmaların %50'sini doğru anlayabilmeleri için en az -5 dB sinyal/gürültü oranına ihtiyaç duymaktadırlar (Plomp and Mimpen 1979 Versfeld; Dealder, Festen and Houtgast 2000). Koklear implant kullanıcılarında ise S/G oranı en az 10-15 dB olmalıdır (Wouters and Vanden Berghe 2001). Berg (1993) S/G oranının +10 dB'de n daha düşük olduğu sınıflarda işitmesi normal olan çocuklar ile yaptığı çalışmasında konuşma anlaşılabilirliğinin önemli ölçüde azaldığını bulmuştur. Bu oranın işitme problemi olan çocuklar için ise en az +15 dB olduğunu bildirmiştir (Berg, 1993).

Koklear implant kullanıcılarında sessiz ortama göre arka plan gürültüsü varlığında konuşmanın anlaşılabilirliğinde azalmanın olması, kullanıcıların performanslarını arttırmaya yönelik bu cihazlarda gürültü azaltma teknolojilerinin geliştirilmesine neden olmuştur. Koklear implant konuşma işlemcisinin ve algoritmalarının bütünlüğü, KI kullanıcılarının hem konuşmayı anlamalarında hemde istenilen sinyali arka plan gürültüsü dahil olmak üzere diğer tüm sinyallerden ayırmada belirleyici bir faktördür. Son yıllarda yapılan araştırmalar, ses işleme algoritmalarından sorumlu konuşma işlemcisi ve diğer bileşenlerdeki iyileştirmeler ,teknolojik olarak gelişmeye açık olan bu cihazları kullanan kullanıcılar için gürültüde konuşmayı anlamadaki faydaları göstermiştir (Fabiana Danieli1, 2013).

Koklear implant programlaması yaparken, konuşma seslerinin duyulabilirliğinin sağlanması, sesin netliğinin ve kalitesinin en iyi hale getirilmesi ve gürültülü dinleme ortamlarında performansın en iyi seviyeye getirilmesi hedeflenmektedir (Caldwell, Jiam, & Limb, 2017). Programlamayı yaparken koklear implant gürültü algoritmalarının gürültüye özgü olarak araştırılması, koklear implant kullanıcıları için gürültülü dinleme durumlarında konuşmayı anlama performansını arttırmak için neler yapılabilir konusundaki çalışmalara yol gösterici olmaktadır.

Çalışmamızda -5 dB, 0 dB, +5 dB ve +10 dB sinyal-gürültü oranlarında bulgularda da bahsettiğimiz gibi, günlük kullandıkları programları ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu programları birbirleri ile karşılaştırılmış ve istatistiksel açıdan anlamlı fark gözlenmiştir. Anlamlı bulunan bu sonuçlar aşağıdaki üç değişikliğe bağlı olmakla birlikte herbir etkene de ayrı ayrı bağlı olabilir.

- 1- Ses işlemcisinin mikrofon özelliği omni-direksiyonel moddan adaptif moda değiştirilmesi.
- 2- AGC sıkıştırma oranı default ayar olan 3:1'den kullanıcıdan alınan cevaba göre 2:1 veya 2,5:1 oranına değiştirilmesi,
- 3- FS4-p stratejisinde kanal etkileşim kompensasyonu apeks ve bazal elektrotlar için hastadan alınan cevaba göre bir veya iki birim aşağı çekilmesi.

Bu etkenler ayrı ayrı aşağıdaki paragraflarda tartışılmıştır.

Çalışmamızda mikrofon özelliğini gözönünde bulundurduğumuzda; (Spriet et al., 2007) yaptıkları çalışmada adaptif direksiyonel BEAM mikrofon sistemini 90° -180° -270°'lik üç ayrı gürültü durumunda ve 55-65 dB'lik iki ayrı şiddet seviyesinde test etmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, koklear implant kullanıcılarının konuşmayı ayırt etme puanını en iyi 65 dB şiddet seviyesinde ve 90°'lik açı ile gelen gürültü durumunda elde etmişlerdir. Çalışmamızda da koklear implant kullanıcılarının farklı mikrofon programlarının dahil olduğu günlük programları ve gürültü algoritmalarının etkin olduğu programlarında elde edilen konuşmayı ayırt etme puanları -5dB, 0dB, +5dB ve +10dB sinyal gürültü oranında incelenmiştir. Adaptif mikrofonun etkinleştirildiği gürültü algoritmalarının etkin olduğu programları ile gürültüde konuşmayı ayırt etme puanları tüm sinyal gürültü oranlarında anlamlı şekilde daha yüksek elde edilirken,

gürültülü ortamda omnidireksiyonel mikrofonun olduğu günlük programında konuşmayı ayırt etme puanlarının anlamlı olarak azaldığı gözlenmiştir ($p<0,05$). Bu durum adaptif mikrofon sisteminin, gürültüde sinyal/gürültü oranını iyileştirerek kullanıcıların konuşmayı gürültülü ortamda daha rahat anlamalarına imkan sağladığını göstermektedir.

Arka plan gürültü varlığında konuşmayı anlama yeteneğini arttırmanın etkili yollarından biri de, KI cihazının konuşma işlemcisine ön-işleme (pre-processing) gibi bir gürültü azaltma algoritması eklemektir. Son yıllara kadar koklear implantlardaki gürültü azaltma algoritmalarının uygulanması genel olarak yönlü mikrofonların kullanımı ile sınırlıydı (Spriet et al., 2007). Yönlü mikrofonlar gürültünün konuşmayı tanıma üzerinde etkisini azaltmanın bir yoludur ve bu mikrofonlar ağırlıklı olarak bir yönden gelen sesleri alırken diğer yönlerden gelen sinyalleri azaltırlar (Norbert Dillier, 2015).

Wechtenbruch J. ve ark.yaptıkları araştırmada, 11 direksiyonel mikrofon ve 9 omni-direksiyonel mikrofonlu ses işlemcisi kullanan post-lingual kullanıcılarını karşılatmışlar ve mikrofon özelliklerinin gürültüde konuşma algılamasını hangi koşullarda artırabileceğini araştırmışlardır. Çalışmalarında Oldenburg cümle testlerini 65 dB konuşma seviyesinde sunmuşlardır. Çalışmalarının sonucunda her iki grupta 10 dB ve 15 dB sinyal-gürültü oranında anlamlı farklar bulmuşlardır. 5 dB ve 0 dB S/G oranında, direksiyonel mikrofon kullananların, omni-direksiyonel mikrofon kullanan gruba göre daha anlamlı sonuçlarının olduğunu gözlemlemişlerdir. Bizim çalışmamız da adaptif mikrofonun, kompresyon oranı ve kanal etkileşim değişimlerinin etkin hale getirilmesi bu sonucu destekler niteliktedir. Wechtenbruch J. ve ark.nın çalışmasında, direksiyonel mikrofon sisteminin KA becerisini arttırma yönünde pozitif yönde bulunan bulgusunun elde edilmiş olması koklear implant konuşma işlemcilerinde bu sistemin kullanılması gerektiğini göstermektedir. Çalışmamızdaki bulgular da bunu destekler niteliktedir. Ancak şuanda olan işlemci modellerinin bazılarında sadece omni-direksiyonel mikrofon sistemi kullanılmaktadır. Bundan sonraki tüm işlemcilere adaptif mikrofonun entegre edilmesi yararlı olacaktır.

Sıkıştırma oranını gözönünde bulundurduğumuzda, koklear implant kullanıcılarında kompresyonun konuşma performansı üzerine olan etkisini sistematik olarak inceleyen birçok çalışma vardır. Bu çalışmalarda, sıkıştırma derecesi, genellikle

az sıkıştırma oranında bir en üst sıkıştırma oranına kadar her basamakta etkisini görmek amacıyla değiştirilmiştir. Sıkıştırma olmadan veya az sıkıştırma ile kötü bir konuşma performansı elde edilmiş olsa da, sıkıştırma oranının konuşma performansı üzerine etkisinin nispeten daha az olduğunu ve konuşma stratejilerine bağlı olduğunu savunmuşlardır. Zeng ve Galvin, (1999) yaptıkları araştırmada SPEAK stratejisi ile fazla sıkıştırma oranı kullanmışlar ve SPEAK stratejisini kullanan koklear implant kullanıcılarında fazla sıkıştırma oranının sessizlikte fonem tanımaya nispeten az etkisinin olduğunu bulmuşlardır. Öte yandan Fu ve Shannon, (1998) ve Loizou ve ark, (2000b) koklear implant kullanıcılarında CIS stratejisini kullanarak, sıkıştırma oranının koklear implant kullanıcılarında (0.1 ile 0.3 arasındaki sıkıştırma oranı ile) en iyi konuşma performansına ulaşıldığını göstermiştir. Bu çalışmanın sonucunda, alçak frekanslı konuşma seslerinde daha olumlu sonuçlar elde etmişlerdir (Bacon et al., 2002). Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre, FS4p stratejisini kullanan KI kullanıcılarının ses işlemcilerinde kompresyon oranı ve kanal etkileşim azaltıldığında + adaptif mikrofon etkinleştirildiğinde Matriks cümle testi ile gürültüde konuşmayı anlamada -5, 0, +5, +10 S/N oranındaki günlük kullandıkları programa göre Tablo 4.3’de gösterildiği gibi daha iyi performans gösterdikleri gözlemlenmiştir. Bu iyileşme istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Normal işiten dinleyiciler, yaklaşık 110 dB’lik geniş bir dinamik aralığa sahiptirler. Tüm implantların mikrofon hassasiyetini ayarlayan otomatik bir kazanç kontrolü (AGC) vardır. AGC sayesinde yakın veya uzakta, alçak veya yüksek sesli konuşma sesleri sabit 30-60 dB’lik bir elektrik aralığına sığacak şekilde optimum şekilde yükseltilerek sıkıştırılır. Bu sıkıştırma anlıktır. Bu ani sıkıştırmanın amacı koklear implant kullanıcılarında kokleadaki kayıp olan sıkıştırmanın fonksiyonunu kısmen de olsa kurtarmaktır. Doğal koklear sıkıştırmaya benzer şekilde doğrusal olmayan bir sıkıştırma kullanmak, normal ses yüksekliği seviyesini geri yüklemek ve koklear implant dinleyicilerinde algılama performansını artırmak açısından önemlidir (Bacon, Fay, & Popper, 2002).

Moore BCJ (2008), bazı KI kullanıcıları için hızlı sıkıştırma oranının faydasının kişinin temporal ince yapıyı işleme yeteneğine bağlı olduğunu ve sinyal gürültü seviyesinin artmasının arka plan gürültüsünde dinlemeyi kolaylaştırdığını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda Tablo 4.3’de gösterildiği gibi tüm katılımcıların günlük kullandıkları program ve gürültü algoritmalarının etkin olduğu programları ile -5, 0, +5

ve +10 dB sinyal gürültü oranlarında sinyal gürültü seviyesinin artmasıyla konuşmayı anlama becerilerinin de arttığı görülmektedir.

Çalışmamızda kanal etkileşim dengesini göz önünde bulundurduğumuzda; doğal işitmede, gelen sesler kokleanın bir çok alanını aynı anda uyarır. Bu tip uyarılar eşzamanlı ve paralel uyarım olarak bilinir. Şimdiye kadar, koklear implantlar, kanal etkileşiminin oluşması nedeniyle paralel uyarımı etkili bir şekilde kullanamamıştır. Koklea, implant tarafından uyarıldığında, aynı anda birçok elektrik alanı oluşturulur. Bu alanlar çakıştığında, ses sinyali bozulur ve ses netliği kaybolur. Ses sinyallerinin üst üste binmesi, kanal etkileşimi olarak adlandırılır.

KI kullanıcılarının gürültüde konuşmaları anlamada zorluk yaşamalarının nedeni, kısmen spektral çözünürlüğün kaybolmasından kaynaklanmaktadır. Yapılan çalışmalarda etkin sayıdaki spektral kanal sayısının artmasının, KI kullanıcılarının gürültüde konuşmayı anlamayı arttırdığını göstermiştir. Bununla birlikte, mevcut yayılma (yani, kanal etkileşimi) nedeniyle, herhangi bir intrakoklear elektrot diziliminde etkili sayıda bağımsız uyarılma için bir sınır vardır. Bu sınır genel olarak, gürültüde konuşmayı anlama için gereken optimum spektral kanal sayısından daha düşüktür. Dolayısıyla, KI'larda elektrot sayısını arttırmak, gürültüde konuşmayı anlamayı arttırmaz (Spriet et al., 2007).

KI kullanıcılarının konuşmayı anlama becerilerindeki değişkenlik, kısmen kanal etkileşimlerine bağlı olabilmektedir. Kanal etkileşiminin bir şekli, yani elektriksel-alan etkileşimi, eşzamanlı elektrot stimülasyonu sırasında elektrik alanları bir araya getirildiğinde meydana gelir. Elektriksel-alan etkileşimleri genellikle komşu elektrodlar arasında en fazladır, ancak elektrodlardan kaynaklı elektrik alanı genişse bitişik olmayan elektrotlar arasında da oluşabilir (Stickney et al., 2006).

Bierer & Litvak,(2016) yaptıkları çalışmada, uyaranları bir noktada toplayarak veya kanalların bir alt kümesini devre dışı bırakarak kanal etkileşimini azaltıp bir KI programı tasarlamışlardır. Bu program ile konuşma algılamadaki gelişmeleri değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda kanal azaltma stratejisine sahip olan tüm katılımcılar için konuşma algılama performanslarında herhangi bir düzelme olmadığını gözlemlemişlerdir.

Bunun yanı sıra, Garadat ve ark.nın (2012) yaptıkları çalışmada (2012), kötü (yüksek) genlik modülasyon algılama eşikleri olan kanalları ve iyi (düşük) eşikleri olan

kanalları devre dışı bırakarak konuşma işlemcisi programlarından bu eşiklerin çıkarılıp çıkarılmamasının konuşmayı tanımda iyileşmeye neden olup olmayacağını belirlemek istemişlerdir. Onlar çalışmalarının sonucunda, iyi olan eşiklerin varlığında oluşturulmuş konuşma işlemcisi programı ile dinleyicilerin performanslarının arttığını gözlemlemişlerdir. Bu da temporal modülasyon hassasiyetinin koklear implant ile konuşmanın tanınmasına önemli katkı sağladığını düşündürmektedir.

Bizim çalışmamızda da oluşturduğumuz yeni programda adaptif mikrofon + (kompresyon oranı 2:1 -2,5:1) + kanal etkileşimini apex ve bazal bölgede bir veya iki birim azaltarak oluşturduğumuz yeni programın -5 dB, 0 dB, +5 dB ve +10 dB sinyal gürültü oranlarındaki gürültü içindeki konuşmayı tanıma skorlarını anlamlı şekilde arttırdığını gözlemledik (Tablo 4.3).

Fetterman & Domico, 2002’de yaptıkları çalışmada, postlingual işitme kayıplı 92 KI kullanıcısı yetişkin bireye sessiz ve gürültülü ortamda açık uçlu cümle anlama testi uygulamışlardır. Bireyler, 70 dB SPL şiddetinde sessiz durumda dinletilen City University of New York (CUNNY) Sentence Test cümlelerin ortalama % 88 ‘ini doğru tekrar etmişlerdir. SGO +10 dB olduğu durumda ise performanslarının % 73’e ve +5 dB olduğu durumda se % 47’ ye düştüğünü bulmuşlardır.

Dorman ve ark, 2008’de yaptıkları 41 koklear implant kullancısı yetişkin ile yaptıkları çalışmada, sessiz durumda AzBio Sentence Test cümleleri ile konuşmayı anlama testi yapmışlardır. Çalışma sonucunda, ortalama üstü olarak sınıflandırdıkları kullanıcıların sessiz durumda anlama performansını ortalama % 90 bulurken, S/G oranı +10 dB olduğu durumda % 72 ve SGO +5 dB olduğu durumda % 52 bulmuşlardır. Çalışma sonucunda iyi performansa sahip olduğu düşünülen implant kullanıcılarında bile günlük çevresel gürültü durumunda konuşmayı anlamalarının zorlaşacağı belirtilmiştir. Çalışmamızda, katılımcılar tarafından konuşmaların anlaşılabilirliğinde -5, 0,+5 ve +10 dB S/N oranlarında gelişmeler gösterirken, yukardaki çalışmalar ile benzer sonuçlar tespit edilmiştir.

Ayrıca, Wouters ve Van Den Berghe (2001), konuşma ağırlıklı gürültü ve tek bir gürültü kaynağından verilen ICRA gürültüsü (the International Collegium for Rehabilitative Audiology) için SRT’de ortalama 10 dB’lik bir iyileşme sağlamıştır. 55 dB gürültü seviyesindeki SRT eşikleri için Spriet ve ark. (2007), tek kaynaktan gelen konuşma ağırlıklı ve bastırılmış gürültü için 7.5 dB’lik iyileşme ve buna karşılık birden

fazla gürültü kaynağı için 2 dB ve 5 dB'lik iyileşme bildirmiştir. Hu ve Loizou (2007), farklı ses türlerini kullanarak, konuşma geliştirme algoritmalarının, özellikle düşük S/G oranı koşullarında, gürültünün zamansal ve spektral özelliklerine bağlı olduğu sonucuna varmışlardır. Kokkinakis ve Loizou (2010)'da yaptıkları çalışmalarında ise binaural olarak çiftleşmiş dört mikrofona çoklu gürültü kaynakları için sözcüklerin anlaşılabilirliğinde %20 ve tekli gürültü kaynağı için %30 oranında iyileşme sağladığını bildirmişlerdir.

Plomp, 1977, bir çalışmada normal işitmeye sahip bireylerle orta dereceden çok ileri dereceye kadar bilateral sensöri-nöral işitme kayıplı bireyleri karşılaştırmış ve işitme kayıplı bireylerin konuşmayı anlamada normal işitme sahiplerine göre 5 -15 dB daha fazla sinyal gürültü oranına ihtiyaç duyduklarını göstermiştir. Bizim çalışmamız da koklear implant kullanan bireylerin -5 dB, 0 dB, +5 dB, +10 dB S/N oranındaki ortamlarda günlük kullandıkları programları ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu programları ile konuşmayı anlamada iyi performans gösterdikleri tespit edilmiştir. (Şekil 4.2-4.3-4.4 ve 4-5)

Anderson (2004), Dowe ve ark.'nın (2002) 'de yaptıkları çalışmalara göre erken yaşta implantasyon ile daha iyi konuşmayı anlama performansının elde edildiğini savunmaktadırlar. Bizim çalışmamızda, koklear implantlı çocukların gürültülü ortamda -5, 0, +5 ve +10 dB sinyal gürültü oranlarında günlük kullandıkları programları ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu yeni programlarıyla elde ettikleri konuşmayı anlama oranları ile implantasyon yaşı ve implant kullanma süresi arasında Tablo 4.8'de gösterildiği gibi bir korelasyon olmadığı bulunmuştur. İstatiksel olarak anlamlı sonuçlara ulaşmak için daha geniş bir popülasyon ile çalışılarak değerlendirme yapılmasının doğru olacağı düşünülmektedir.

Çalışmamızda, koklear implantlı çocukların günlük kullandıkları programları ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile -5 dB, 0 dB, +5 dB ve +10 dB sinyal gürültü oranlarındaki konuşmayı anlama skorlarının implant kullanma süresinden etkilenme düzeyleri incelendiğinde 6-8 yıl arasında KI kullanan katılımcıların S/N=+10 dB'de gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile konuşmayı anlama oranı günlük kullandıkları program ile olan konuşmayı anlama oranından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük bulunmuştur. Diğer S/N oranları arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($P>0,05$) implant deneyim süresi 8-10 yıl ve 10 yıl üzerine çıktığında gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu programlarda sonuçlar Tablo

4.6’da görüldüğü gibi sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).Dowel, R.C.,ve ark. (2002) ve Waltzman ve ark.(2002)’nın yaptıkları farklı çalışmalar, implant kullanma süresi arttıkça konuşmayı anlama performansının iyileştiği yönünde sonuç vermiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz istatistiksel bulgular literatürü destekler yöndedir (Tablo 4.6).

Çalışmamızda, koklear implant kullanan okul çağı çocuklarının ilk duyma yaşı ile günlük kullandıkları programları ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu program ile -5 dB, 0 dB, +5 dB ve +10 dB sinyal gürültü oranlarında konuşmayı anlama skorları arasındaki ilişki incelendiğinde, 12-24 ay 25-36 ay ve 37 üstü ayda gürültü algoritmalarının etkin olduğu program ile tüm sinyal gürültü oranlarında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar bulunmuştur. Anderson, I.,ve ark.(2004) ile Dowel, R.C.,ve ark (2002) yapılan çalışmalar erken yaşta yapılan implantasyon ile daha iyi konuşma anlama performansı elde edildiği yönündedir. Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular koklear implant kullanan çocukların ilk duyma yaşının gürültülü ortamda konuşmayı anlama oranı üzerinde günlük kullandıkları program ve gürültü algoritmalarının etkin olduğu yeni program arasında istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğunu göstermiştir. (Tablo 4.7)

Koklear implant kullanıcıları da normal işitmeye sahip kişiler gibi günlük hayatlarında sıklıkla gürültülü ortamlarda bulunurlar ve çoğunlukla düşük SNR ortamları ile karşı karşıya kalmaktadırlar. Bu ortamlardan birtanesi de okullardır ve çalışmamızın sonuçları gürültüye maruz kalan KI kullanan okul çağı çocukları tarafından yaşanan zorluğun SGO değerinin düşmesi ile arttığını göstermektedir. Bu çalışmanın genel bir dezavantajı kullanıcıların teste tabi tutulmadan önce program değişimlerinde hiç dinleme deneyimi kazanmamış olmamalarıydı. Katılımcıların uzun süreli implant kullanıcısı olmalarına rağmen sinyal işlemedeki değişiklere tamamen uyum sağlamak ek dinleme deneyimi gerektirebilmektedir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara dayanarak koklear implant üzerindeki gürültü algoritmaları etkinleştirilerek oluşturulacak program ile kullanıcıların bulundukları gürültülü ortamda konuşmayı anlamaları arttırılabilir. Sonnet marka konuşma işlemcisi ile yapılan bu çalışma; adaptif mikrofon + kompresyon oranı (2:1 veya 2,5:1) + kanal etkileşim kompensasyon sisteminin apex ve bazal bölgede bir veya iki birim azaltılarak (kullanıcının memnuniyetne göre) günlük hayat içindeki okul gibi

özellikle gürültünün fazla olduğu durumlarda koklear implant kullananlar için oldukça yarar sağlayacağını göstermektedir. Odyolog veya hastanın tercihinine göre bu algoritmalar kullanılarak oluşturulacak programlar genellikle ikinci, üçüncü veya dördüncü program olarak konulmaktadır. Mevcut Med-el marka konuşma işlemcilerinde, kullanıcılar bu programlara geçiş yapmak için program değiştirmek zorundadırlar. Böyle bir durumda, kullanıcılar program değiştirmek yerine, genellikle standart programlarını kullanmakla yetinmektedirler. Uzun süre standart programlarını kullanmaya alışan kullanıcılar adaptif mikrofon + kompresyon oranı (2:1 veya 2,5:1) + kanal etkileşim kompensasyonunu azaltma ile oluşturulan farklı bir programa geçtiklerinde çevresel sesler azalacağından konuşma sesinin şiddet seviyesi aynı kaldığı halde, gelen ses seviyesinin azaldığı hissine kapılmaktadırlar. Bu hissi yaşamamak için ilk kullanımdan itibaren bu özellikleri içeren programlara otomatik olarak geçişin olması en iyi seçenek olmaktadır.

Çalışmamızın amacına uygun olarak, koklear implant kullanıcısı okul çağı çocukların okul ortamında karşılaştığı gürültüye özgü, implant üzerinde mevcut olan algoritmaları üzerinden oluşturduğumuz program ile -5 dB, 0 dB, +5 dB ve +10 dB sinyal gürültü oranlarında konuşmayı anlama skorlarını değerlendirdik. Elde ettiğimiz bulgular sonucunda oluşturduğumuz programın konuşmayı anlama skorlarını iyileştirdiğini gözlemledik ($p<0,05$). Bu programın ses işlemcisinin ikinci, üçüncü veya dördüncü programına yüklenerek çocukların okulda bu programı kullanmaları önerilmelidir. Bu şekilde çocukların gürültüdeki rahatsızlık seviyeleri de en aza indirgenmiş olacaktır. Ayrıca kullanıcılar bu program ile okul gürültüsünde konuşmaları daha iyi anlayacaklarından akademik başarılarının da olumlu yönde etkileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda okul çağı koklear implant kullanıcılarının günlük kullandıkları programları ve gürültü azaltma algoritmalarının etkin olduğu programları ile -5 dB, 0 dB, +5 dB ve +10 dB sinyal gürültü oranlarındaki konuşmayı anlama skorlarındaki farklı sonuçları yukarda bahsettiğimiz üç nedene (mikrofon, sıkıştırma ve kanal etkileşimi) birlikte bağlı olmakla beraber, mikrofon özelliğinin omni-direksiyonel moddan adaptif moda değiştirilmesi, sıkıştırma oranının default ayar olan 3:1'den kullanıcıdan alınan cevaba göre 2:1 veya 2,5:1 oranına değiştirilmesi, FS4-p stratejisinde kanal etkileşim kompensasyonu apeks ve bazal elektrotlar için hastadan

alınan cevaba göre bir veya iki birim aşağı çekilmesine ayrı ayrı bağlı olabilir. Bu nedenle sonraki araştırmalarda sadece mikrofön özelliği, sıkıştırma oranı veya kanal etkileşimi ayarları ayrı ayrı yeterli sayıda katılımcı ile tekrar değerlendirilerek bu değişimin hangi faktöre bağlı olduğuna ışıık tutulabilir.



KAYNAKLAR

- Acoustical Performance Criteria, Design and Requierements and Guidelines for Schools, National Standard, United States of America. (2002). *ANSI (American National Standards Institute) S12.60–2002*,.
- Akyıldız N. (2002). Akyıldız N. Kulak Hastalıkları ve Mikrocerrahisi. Bilimsel Tıp Yayınevi, Ankara, 2002; Cilt II, 590-607. *Bilimsel Tıp Yayınevi, Ankara, 2002; Cilt II, 590-607*.
- Anany, A., Khater, A., & El Shennaway, A. (2015). Improvement of cochlear implant performance: changes in dynamic range. *The Egyptian Journal of Otolaryngology*, 31(1), 36. <https://doi.org/10.4103/1012-5574.152706>
- Anderson, I., Weichbold, V. ve diğ. (2004). Cohlear implantation in children under the age of two-what do outcomes show us?. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 68, 425-431.
- Avşar Y. (2002). Eğitim Kurumlarında Akustik Konfor Parametrelerinin Öğrenme Üzerindeki Etkisinin Araştırılması.
- B. S. Wilson and M. F. Dorman. (2008). B. S. Wilson and M. F. Dorman, “Cochlear implants: current designs and future possibilities,” 695–730, 2008. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol. 45, No. 5, Pp.
- Bacon, S. P., Fay, R. R., & Popper, A. N. (2002). *Compression: From Cochlea to Cochlear Implants*.
- Baskent, D., & Gaudrain, E. (2016). Perception and Psychoacoustics of Speech in Cochlear Implant Users. *Scientific Foundations of Audiology. Perspectives from Physics, Biology, Modelling, and Medicine*, 185–320. Retrieved from https://books.google.de/books?hl=de&lr=&id=EtAyDAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA285&dq=Scientific+Foundations+of+Audiology&ots=cfEfTicv7h&sig=1cTQmXsc_FR7oNQiwWYgpkLOkN0
- Behnam Azimi. (2016). *Azimi, Behnam, “Improving the Speech Intelligibility By Cochlear Implant Users” (2016).Theses and Dissertations. 1345. <http://dc.uwm.edu/etd/1345>*.
- Belgin E. (1994). Gürültünün insan sağlığına etkileri,. *Kent ve Gürültü Sempozyumu, Ankara, 1994: 39–46*.

- Berg, F. . (1993). *Acoustics and Sound Systems in Schools*, Singular Publishing: San Diego, California.
- Bernadette Rakszawski. (2016). The Effects of Pre-processing Strategies for Pediatric Cochlear Implant Recipients . *Program in Audiology and Communication Sciences*,. 2016 February ; 27(2): 85–102. doi:10.3766/jaaa 14058.
- Bierer, J. A., & Litvak, L. (2016). Reducing Channel Interaction Through Cochlear Implant Programming May Improve Speech Perception : Current Focusing and Channel Deactivation, 20, 1–12. <https://doi.org/10.1177/2331216516653389>
- Bilal, F. (2009). (2009). Okullarda Akustik Düzenleme ve Gürültü. *Yalıtım Dergisi*, 78, 66-67., 66–67.
- Blamey, P., Artieres, F., Başkent, D., Bergeron, F., Beynon, A., Burke, E., ... Lazard, D. S. (2012). Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: An update with 2251 patients. *Audiology and Neurotology*, 18(1), 36–47. <https://doi.org/10.1159/000343189>
- Blamey, P., Blamey, P. J., Fiket, H. J., & Steele, B. R. (2006). Improving Speech Intelligibility in Background Noise with an Adaptive Directional Microphone. *J Am Acad Audiol*, 17, 519–530.
- Breitsprecher, C. (2011). Effects of reverberation on speech intelligibility in normal-hearing and hearing-impaired listeners.
- C. J. Brown, A. Geers, B. Herrmann, K. I. Kirk, J. B. Tomblin, S. Waltzman, R. Levinson, G. Linn, and S. Brannen, “Cochlear implants,” the American Speech-Language-Hearing Association’s (ASHA), Tech. Rep., 2003, <http://www.asha.org/policy/TR2004-00041/#se>. (n.d.).
- Caldwell, M. T., Jiam, N. T., & Limb, C. J. (2017). Assessment and improvement of sound quality in cochlear implant users. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 2(3), 119–124. <https://doi.org/10.1002/lio2.71>
- Cecelioğlu, S. (2010). Tek Kanallı Toplamsal Gürültü Konuşma Sinyali İyileştirme Yüksek Lisans Tezi Elektrik-Elektronik Mühendisliği .Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Christine Jones and Stefan Launer. (2010). The Sound Foundations Cuper Project. In *Pediatric Fittings in 2010:*
- Chung, K., Zeng, F.-G., and Acker, K. N. (2006). “Effects of directional microphone and adaptive multichannel noise reduction algorithm on cochlear implant

- performance,.” *J. Acoust. Soc. Am.* 120, 2216–2227.
- Chung, K., Zeng, F. G., Chung, K., Zeng, F.-G., & Acker, K. N. (2006). Title: Effects of directional microphone and adaptive multichannel noise reduction algorithm on cochlear implant performance
- Crandell, C. C. & Smaldino, J. J. (2000). Classroom acoustics for children with normal hearing and with hearing impairment. *Journal of Language, Speech, and Hearing Services in Schools*, 31, 362-370.
- Çevresel Gürültünün Değerlendirilmesi ve Yönetimi Yönetmeliği (2010). (2010). 04 Haziran 2010 Tarihli Resmi Gazete. Sayı: 27601. [Online]: [Www.resmi-gazete.org/tarih/20100604-5.htm](http://www.resmi-gazete.org/tarih/20100604-5.htm) Adresinden 6 Mart 2011 Tarihinde İndirilmiştir.
- Dowel, R.C., Dettman, S.J., Blamey, P.J., Barker, E.J. ve Clark, G. M. (2002). Speech perception in children using cochlear implants: prediction of long term outcomes. *Cochlear Implants International*, 3(1), 1-18.
- Eisenberg, L.S., Johnson, K.C., Martinez, A.S., Cokely, C.C., Tobey, E. A., & Quittner, A. L. ad all. (2006). Speech recognition at 1 year follow up in the childhood development of after cochlear implantation study: methods and preliminary findings. *Audiology Neurotology*, 11; 259-268.
- F. G. Zeng, S. Rebscher, W. Harrison, X. Sun, and H. F. (2008). F. G. Zeng, S. Rebscher, W. Harrison, X. Sun, and H. Feng, “Cochlear implants: System design, integration, and evaluation,” *IEEE review in Biomedical Engineering*, vol. 1, pp. pp.115–142, 2008.
- Fabiana Danieli¹, M. C. B. (2013). Speech recognition in children with cochlear implants using two different speech processors. Department of Speech-Language Pathology and Audiology, Bauru School of Dentistry, Universidade de São Paulo – USP – Bauru (SP), Brazil.
- Fetterman, B. L., & Domico, E. H. (2002). Speech recognition in background noise of cochlear implant patients. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery: Official Journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 126(3), 257–63. <https://doi.org/10.1067/mhn.2002.123044>
- Fu QJ, S. R. (1998). Effects of amplitude non-linearity on phoneme recognition by cochlear implant users and normal-hearing listeners. *J Acoust Soc Am* 105:2570–2577.
- Fuller, C. (2016). *The effect of music on auditory perception in cochlear-implant users*

and normal-hearing listeners.

- Garadat et al. (2012). Across-site patterns of modulation detection: Relation, 131(May).
- Gelfand, A. S. (2001). *Essentials of Audiology*. New York: Thieme Medical Publishers.
- Gfeller, K., Oleson, J., Knutson, J. F., Breheny, P., Driscoll, V., & Olszewski, C. (2008). Multivariate predictors of music perception and appraisal by adult cochlear implant users. *Journal of the American Academy of Audiology*, 19(2), 120–134. <https://doi.org/10.3766/jaaa.19.2.3>
- Güler Ç. (1994). Gürültü ve toplum sağlığı açısından önemi, Kent ve Gürültü Sempozyumu, Ankara, 1994: 47–61. *Kent ve Gürültü Sempozyumu, Ankara, 1994: 47–61.*
- HALİDE ÇETİN KARA. (2016). *YETİŞKİN KOKLEAR İMPLANT (BİYONİK KULAK) KULLANICILARINDA SİNYAL GÜRÜLTÜ ORANININ İŞİTSEL KORTİKAL YANITLARA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI.*
- Helfer, K. S., & Wilber, L. A. (1990). Hearing loss, aging, and speech perception in reverberation and in noise. *Journal of Speech and Hearing Research*, 33, 149-155.
- Helms Tillery, K., Brown, C. a, & Bacon, S. P. (2012). Comparing the effects of reverberation and of noise on speech recognition in simulated electric-acoustic listening. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131(1), 416–23. <https://doi.org/10.1121/1.3664101>
- Hochberg, I., Boothroyd, A, Weiss, M., Hellman, S. (1992). Effects of noise and noise suppression on speech perception by cochlear implant users. *Ear and Hearing*, 13, 263–271.
- Houtgast, T., & Steeneken, H. J. M. (1973). The modulation transfer function in room acoustics as a predictor of speech intelligibility. *Acustica*, 28, 66-73.
- Houtgast T. (1981). The effects of ambient noise on speech intelligibility in classrooms. *Appl Acoustics* 14:15–25.
- Hu, Y., & Loizou, P. C. (2010). Environment-specific noise suppression for improved speech intelligibility by cochlear implant users. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127(6), 3689–3695. <https://doi.org/10.1121/1.3365256>
- Hu, Y., Loizou, P. C., Li, N., & Kasturi, K. (2007). Use of a sigmoidal-shaped function for noise attenuation in cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 122(4), EL128-L134. <https://doi.org/10.1121/1.2772401>

- J. Ashmore. (2011). "The mechanics of hearing," pdf file download, May 31, 2011. [Online]. Available: <http://www.open.edu/openlearn/science-mathstechnology/science/biology/hearing/content-section-3.3>.
- J. J. Briaire. (2008). J. J. Briaire, "Cochlear implants from model to patients," Ph.D. dissertation, Leiden University Medical center, 2008.
- J. S. Bradley and H. Sato. (2008). The intelligibility of speech in elementary school classrooms. *J Acous Soc Am.* 2008; 123:2078–2086.
- Jamieson, D. G., Kranjc, G., Yu, K., & Hodgetts, W. E. (2004). Speech intelligibility of young school-aged children in the presence of real-life classroom noise. *Journal of the American Academy of Audiology*, 15(7), 508–17. <https://doi.org/10.3766/jaaa.15.7.5>
- Jan Gilden a, Kristen Lewis b, Ginger Grant c*, J. C. (2015). Improved hearing in noise using new signal processing algorithms with Nucleus® 6. *Journal of Otology*. <https://doi.org/10.1016/j.joto.2015.09.001>
- Kokkinakis, K., Azimi, B., Hu, Y., & Friedland, D. R. (2012). Single and multiple microphone noise reduction strategies in cochlear implants. *Trends in Amplification*, 16(2), 102–16. <https://doi.org/10.1177/1084713812456906>
- Kokkinakis, K., & Loizou, P. C. (2010). Multi-microphone adaptive noise reduction strategies for coordinated stimulation in bilateral cochlear implant devices. *The Journal of the Acoustical Society of America*. <https://doi.org/10.1121/1.3372727>
- Kong, Y.-Y., & Carlyon, R. P. (2010). Temporal pitch perception at high rates in cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127(5), 3114–3123. <https://doi.org/10.1121/1.3372713>
- Koning, R., Madhu, N., & Wouters, J. (2015). Ideal time-frequency masking algorithms lead to different speech intelligibility and quality in normal-hearing and cochlear implant listeners. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(1), 331–341. <https://doi.org/10.1109/TBME.2014.2351854>
- Kordus, M., Tyler, R. S., Zera, J., & Oleson, J. J. (2015). An influence of directional microphones on the speech intelligibility and spatial perception by cochlear implant users. *Archives of Acoustics*, 40(1), 81–92. <https://doi.org/10.1515/aoa-2015-0010>
- Kostas Kokkinakis and Philipos C. Loizou. (2010). Multi-microphone adaptive noise reduction strategies for coordinated stimulation in bilateral cochlear implant

- devices. *Acoustical Society of America*. DOI: 10.1121/1.3372727? PACS.
- Kumbur, H., Özer, Z. & Avcı, E. D. (2006). Mersin Üniversitesi Çiftlikköy Kampüsü Gürültü Seviyelerinin CBS (Coğrafi Bilgi Sistemi) ile Analizi, 4. Coğrafi Bilgi Sistemleri Bilişim Günleri Fatih Üniversitesi Coğrafya Bölümü, 4. *CBS Bilişim Günleri Bildiriler Kitabı, İstanbul/Türkiye* 389-395.
- Kurra, S. (2009). Çevre Gürültüsü ve Yönetimi I, Akustik ve Gürültü Temel Kavramları, Gürültü, Çevresel Gürültü Kaynakları, Çevre Gürültüsü Kestirim Yöntemleri. *İstanbul: Bahçeşehir Üniversitesi Yayınları*.
- Kurra S. (1998). Gürültü kirliliği. In: Ulusal Çevre Eylem Planı, T.C. Başbakanlık Devlet Planlama Teşkilatı Yayını, Ankara, 1998: 90. *Ulusal Çevre Eylem Planı, T.C. Başbakanlık Devlet Planlama Teşkilatı Yayını, Ankara, 1998: 90*.
- Lazard, D. S., Vincent, C., Venail, F., van de Heyning, P., Truy, E., Sterkers, O., ... Blamey, P. J. (2012). Pre-, Per- and Postoperative Factors Affecting Performance of Postlinguistically Deaf Adults Using Cochlear Implants: A New Conceptual Model over Time. *PLoS ONE*, 7(11), 1–11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0048739>
- Li, N., Loizou, P., Hansen, J., & Liu, Y. (2009). Contribution of Acoustic Landmarks to Speech Recognition in Noise by Cochlear Implant Users. *Chemistry &*; Retrieved from <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cbdv.200490137/abstract> %5Cnhttp://www.utdallas.edu/~loizou/thesis/Li_Ning_Contribution_of_Acoustic_Landmarks_to_Speech_Recognition_in_Noise_for_Cochlear_Implant_Users.pdf
- Loeb M. (1986). Noise and human efficiency. John Wiley & Sons Ltd., London, Great Britain, 1986: 170–212. *John Wiley & Sons Ltd., London, Great Britain, 1986: 170–212*.
- Loizou, P. C., Lobo, A., & Hu, Y. (2005). Subspace algorithms for noise reduction in cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 118(5), 2791–2793. <https://doi.org/10.1121/1.2065847>
- Loizou, P. C., Poroy, O., & Dorman, M. (2000). The effect of parametric variations of cochlear implant processors on speech understanding. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 108(2), 790–802. <https://doi.org/10.1121/1.429612>
- Looi, V., Gfeller, K., & Driscoll, V. (2012). Music appreciation and training for cochlear implant recipients: A review. *Seminars in Hearing*, 33(4), 307–334. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1329222>

- Luxford WM. (1994). Luxford WM. Surgery for Cochlear Implantation. In: Brackmann DE, Shelton C, Arriaga MA, eds, *Otologic Surgery*, Philadelphia: WB. Saunders Company, 1994: 426–436.
- M. Wroblewski, D.E. Lewis, D.L. Valente, P.G. Stelmachowicz. (2012). Effects of reverberation on speech recognition in stationary and modulated noise by school-aged children and young adults. *Ear Hear.* 33 (2012) 731–744.
- Macherey, O., & Carlyon, R. P. (2014). Cochlear implants. *Current Biology*, 24(18), R878–R884. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2014.06.053>
- Med-el Sonata Cochlear implants. (n.d.). medel. (n.d.).
- MEDEL Insburg Çocuk Çalışması. (2003).
- Mehta, M., Johnson, J., and Rocafort, J. (1999). *Architectural Acoustics Principles and Design*, Prentice Hall, New Jersey.
- Michelson R. (1971). Michelson R. Electrical stimulation of the human cochlea: a preliminary report. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 1971; 93:317.
- Moore, B. C. J. (2003). Coding of sounds in the auditory system and its relevance to signal processing and coding in cochlear implants. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 24(2), 243–254. <https://doi.org/10.1097/00129492-200303000-00019>
- Moore BCJ. (2008). The choice of compression speed in hearing aids: theoretical and practical considerations and the role of individual differences. *Trends Amplif* 12: 103–112. [doi:10.1177/1084713808317819](https://doi.org/10.1177/1084713808317819).
- Muller J., Schone J., H. J. (2002). Speech understanding in quiet and noise in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implant system. *Ear Hear*, 23, 3, 198–206.
- Nadol J. (1984). Nadol J. Histological considerations in implant patients. *Arch Otolaryngol*, 1984; 110:160. *Arch Otolaryngol*, 1984; 110:160.
- Nascimento, L. T. Do, & Bevilacqua, M. C. (2005). Evaluation of speech perception in noise in cochlear implanted adults. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 71(4), 432–8. <https://doi.org/S0034-72992005000400006>
- Nilsson, M., Soli, S.D. ve Sullivan, J. A. (1994). Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise.

- Acoustical Society of America*, 95(2), 1085-1099.
- Niparko J. (1998). Niparko J. Cochlear implants, auditory brainstem implants, and surgically implantable hearing aids. In: Cummings CW ed. *Otolaryngology Head and Neck Surgery*, St Louis, Missouri, 1998: 2934-71. *Otolaryngology Head and Neck Surgery, St Louis, Missouri, 1998: 2934-71.*
- Nittrouer S, B. A. (1990). Context effects in phoneme and word recognition by young children and older adults. *Nittrouer S, Boothroyd A. J Acoust Soc Am 87:2705–2715. Journal of the American Academy of Audiology/Volume 15, Number 7, 2004 516.*
- Norbert Dillier, W. K. L. (2015). - Speech intelligibility in various noise conditions with the Nucleus® 5 CP810 Sound Processor. *Experimental Audiology, ENT Department, University Hospital Zurich, Zurich, Switzerland Audiology Research. OpenStax College, Anatomy & Physiology, OpenStax CNX, Jan 5, 2015 <http://cnx.org/contents/14fb4ad7-39a1-4eee-ab6e-3ef2482e3e22@7.21@7.21>. (n.d.).*
- Parkinson, A. J., Parkinson, W., Tyler, R. S., Lowder, M. W., & Gantz, B. J. (1998). Speech perception performance in experienced cochlear-implant patients receiving the SPEAK processing strategy in the Nucleus Spectra-22 cochlear implant. *Journal of Speech, Language and Hearing Research 41, 1073–1087.*
- Penfield W, P. P. (1963). Penfield W, Perot P. The brain's record of auditory and visual experience. *Brain*, 1963;86:595.
- Peters RW, Moore BC, B. T. (1998). Speech reception thresholds in noise with and without spectral and temporal dips for hearing impaired and normally hearing people. *The Journal of Acoustical Society of America*, 103:577-587.
- Picard M Bradley JS. (2001). Revisiting Speech Interference in Classrooms. *Audiology 40:221–244.*
- Plomp, R., Mimpfen, A. M. (1979). Speech-reception threshold for sentences as a function of age and noise level. *Journal of the Acoustical Society of America*, 66, 1333–1342.
- Plomp, R. (n.d.). Acoustical aspects of cocktail parties. *Acoustica*, 38, 186-191.
- Qin, M. K., & Oxenham, A. J. (2003). Effects of simulated cochlear-implant processing on speech reception in fluctuating maskers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114(1), 446–454. <https://doi.org/10.1121/1.1579009>

- R. Fettiplace. (n.d.). R. Fettiplace, "The transformations of sound stimuli into electrical signals," pdf file download, May 31, 2011. [Online]. Available: <http://www.open.edu/openlearn/science-mathstechnology/science/biology/hearing/content-section-6.2>. Available: <Http://www.open.edu/openlearn/science-Mathstechnology/Science/biology/hearing/content-Section-6.2>.
- Raichel, R. D. (2006). (2006). *The Science and Application of Acoustics*. New York. Springer.
- Raymond Lee Goldsworthy. (2005). *Noise Reduction Algorithms and Performance Metrics for Improving Speech Reception in Noise by Cochlear-Implant Users*. Submitted to the Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology on January 10th, 2005, in partial fulfillment of the requirements .
- Rebekah F. Cunningham, P. (1999). A Resource Guide for Early Hearing Detection and Intervention eBook Chapter 13: Cochlear Implants [PDF]. *National Center for Hearing Assessment and Management Utah State University, 2615 Old Main Hill, Logan, Utah 84322 Tel: 435.797.3584 || Questions and Comments © NCHAM, 1999–2017, 1–12*.
- ROBBINS, AM, Kirk KI, Osberger MJ, et al. (1995). ROBBINS, AM, Kirk KI, Osberger MJ, et al. Speech intelligibility of implanted children. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, 1995;166:399–401. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, 1995;166:399–401.
- Rogers, C. L., Lister, J. J., Febo, D. M., Besing, J. M., & Abrams, H. B. (2006). Effects of bilingualism, noise, and reverberation on speech perception by listeners with normal hearing. *Applied Psycholinguistics*, 27, 465–485. <https://doi.org/10.1017.S014271640606036X>
- Rylander, R. (1983). Effects of noise on man. *Public Health Reviews*. <https://doi.org/10.1121/1.382013>
- Schafer, E. C., & Thibodeau, L. M. (2006.). Speech Recognition in Noise in Children With Cochlear Implants While Listening in Bilateral, Bimodal, and FM-System Arrangements.
- Schoof, T. (2010). The perception of speech in noise with bilateral and bimodal hearing devices. *Signal Processing*, (June).
- Sennaroğlu L. (2004). Sennaroğlu L. Koklear İmplantasyon. Koç C (ed): Kulak Burun

- Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi. Ankara: Turgut Yayıncılık, 2004: 403-414.
- Skinner, M., Holden, L. K., Whitford, L. A., Plant, K. L., & Psarros, C., & Holden, T. A. (2002). Speech recognition with the Nucleus 24 SPEAK, ACE, and CIS speech coding strategies in newly implanted adults. *Ear and Hearing*, 23, 207-223.
- Spahr, A., & Dorman, M. (2004). Performance of subjects fit with the Advanced Bionics CII and Nucleus 3G cochlear implant devices. *Archives of Otolaryngology—Head & Neck Surgery*, 130, 624-628.
- Spriet, A., Van Deun, L., Eftaxiadis, K., Laneau, J., Moonen, M., van Dijk, B., ... Wouters, J. (2007). Speech understanding in background noise with the two-microphone adaptive beamformer BEAM in the Nucleus Freedom Cochlear Implant System. *Ear and Hearing*, 28(1), 62–72. <https://doi.org/10.1097/01.aud.0000252470.54246.54>
- Stickney, G. S., Loizou, P. C., Mishra, L. N., Assmann, P. F., Shannon, R. V., & Opie, J. M. (2006). Effects of electrode design and configuration on channel interactions. *Hearing Research*, 211(1–2), 33–45. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2005.08.008>
- Stickney, G. S., Zeng, F.-G., Litovsky, R., & Assmann, P. (2004). Cochlear implant speech recognition with speech maskers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 116(2), 1081–1091. <https://doi.org/10.1121/1.1772399>
- Stuart, A. (2005). Development of auditory temporal resolution in school age children revealed by word recognition in continuous and interrupted noise. *Ear and Hearing*, 26, 1, 78-88.
- Süleyman Özdemir. (2006). *KOKLEAR İMPLANT UYGULANAN HASTALARIN İŞİTSEL PERFORMANS ANALİZLERİ*.
- Tahmina, Q. (2016). Coding Strategies for Cochlear Implants Under Adverse Environments A Dissertation Submitted in, (May), 167.
- VAN den Broek, P, Cohen N, O'Donoghue G, et al. (1995). VAN den Broek, P, Cohen N, O'Donoghue G, et al. Cochlear implantation in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 1995;32(Suppl):217–23. *Otorhinolaryngol*, 1995;32(Suppl):217–23.
- Versfeld, N. J., Daalder, L., Festen, J. M., Houtgast, T. (2000). Method for the selection of sentence materials for efficient measurement of the speech reception threshold. *Journal of the Acoustical Society of America*, 107, 1671–1684.

- Waltzman, S.B., Cohen, N.L., Green, J. ve Roland, J. T. (2002). Long-term effects of cochlear implants in children. *Otolaryngology Head Neck Surgery*, 126; 505-511.
- Wang, N., & IN. (2015). *A Single-Channel Noise Reduction Algorithm for Cochlear-Implant Users. A THESIS SUBMITTED TO THE FACULTY OF UNIVERSITY OF MINNESOTA IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF MASTER OF OR SCIENCE BY.*
- Wang, W., Zhou, N., & Xu, L. (2011). Musical pitch and lexical tone perception with cochlear implants. *International Journal of Audiology*, 50(4), 270–8. <https://doi.org/10.3109/14992027.2010.542490>
- Wannaya Ngamkham. (20015). *Analog Integrated Circuit and System Design for a Compact, Low-Power Cochlear Implant.*
- Wechtenbruch J., Hempel J.M., Rader T., B. U. (n.d.). *Speech perception in noise in CI systems with different microphones. ENT-Clinic of the University of Munich, Klinikum Großhadern, Germany.*
- Wilson, B. S., and Dorman, M. F. (2008). “Cochlear implants: A remarkable past and a brilliant future,.” *Hear. Res.* 242, 3–21.
- Wimmer, W., Caversaccio, M., & Kompis, M. (2015). Speech Intelligibility in Noise With a Pinna Effect Imitating Cochlear Implant Processor. *Otology & Neurotology*, 36(7), 1197–1202. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000000775>
- Wolfe, J., & Schafer, E. C. (2015). *Programming cochlear implants. Core clinical concepts in audiology.* Retrieved from <https://ezp.lib.unimelb.edu.au/login?url=https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cab00006a&AN=melb.b6012486&site=eds-live&scope=site>
- Wouters, J, Vanden Berghe, J. (2001). Speech recognition in noise for cochlear implantees with a two-microphone monaural adaptive noise reduction system. *Ear and Hearing*, 22,420–430.
- Wouters, J., Damman, W., Bosman, A. J. (1994). Vlaamse opname van woordenlijsten van spraakaudiometrie. *Logopedie*, 7, 28–33.
- Wouters J, McDermott H, F. T. (2008). Sound coding in cochlear implants. *IEEE Signal Proces Magaz* 2015;32:1-19. 3. 2008;45:695-730.
- www.grason-stadler.com. (n.d)
- www.larsondavis.com/products/slm824. (n.d.).
- www.otometrics.com

www.rode.com

Zeng FG, G. J. (1999). Amplitude compression and phoneme recognition in cochlear implant listeners. *Ear Hear* 20:60–74.

Zhao F, Stephens SD, Sim SW, M. R. (1997). The use of qualitative questionnaires in patients having and being considered for cochlear implants. *Clin Otolaryngol* 1997; 22(3):254-9.



FORMLAR

İsim _____ Doğum Tarihi _____
 Test Arası _____ Test Tarihi _____ Yaş _____ Durum: İC _____ Kİ _____
 İmplant Deneyimi (ay) _____ Klinik _____ Uygulayan _____

Önceden Belirlenmiş Cümle Testi – cevap kağıdı

Düzey C : 1. sunuş listesi (4 x 4 matris)

No.	Cümleler	tekrarlanan	doğru kelimeler
MATRİS 9			
1	Öğretmen yedi havuç kesiyor.		
2	Öğretmen iki armut alıyor.		
3	Postacı altı armut alıyor.		
4	Bahçıvan iki elma yıkıyor.		
5	Öğretmen sekiz elma soyuyor.		
6	Hemşire sekiz havuç alıyor.		
7	Postacı yedi ayva soyuyor.		
8	Bahçıvan altı havuç yıkıyor.		
9	Hemşire sekiz ayva soyuyor.		
10	Hemşire altı elma kesiyor.		
11	Postacı iki elma soyuyor.		
12	Bahçıvan yedi armut kesiyor.		
13	Öğretmen sekiz ayva alıyor.		
14	Hemşire yedi ayva yıkıyor.		
15	Bahçıvan altı armut yıkıyor.		

Matris 9 için doğru tanımlanan kelime sayısı: _____ (60)

DEVAM EDİNİZ

İsim _____
 Test Bölümü _____ Test Tarihi _____ Klinik _____

Önceden Belirlenmiş Cümle Testi –cevap kağıdı

Düzey C: 1. sunuş listesi(4 x 4 matris)

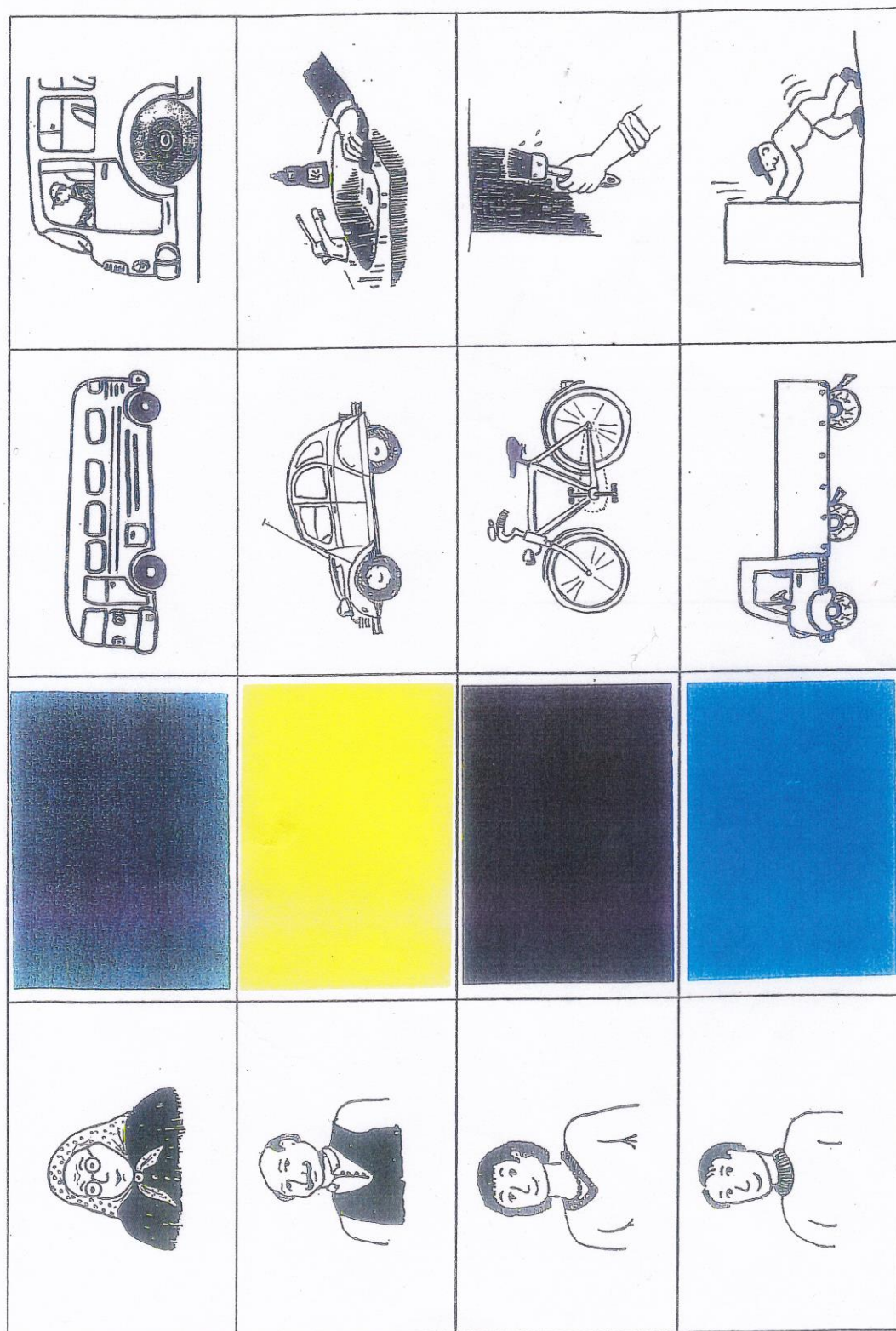
Sayı	Cümleler	tekrarlanan	doğru kelimeler
MATRİS 10			
16	Nine yeşil otobüsü sürüyor.		
17	Dede siyah arabayı siliyor.		
18	Baba yeşil bisikleti boyuyor.		
19	Anne sarı kamyoneti itiyor.		
20	Nine siyah bisikleti itiyor.		
21	Dede yeşil kamyoneti sürüyor.		
22	Baba sarı otobüsü siliyor.		
23	Anne yeşil arabayı boyuyor.		
24	Nine mavi bisikleti sürüyor.		
25	Dede sarı otobüsü siliyor.		
26	Baba yeşil kamyoneti itiyor.		
27	Anne mavi bisikleti siliyor.		
28	Nine sarı kamyoneti sürüyor.		
29	Dede mavi bisikleti boyuyor.		
30	Baba siyah arabayı sürüyor.		

Matris 9 için doğru tanımlanan kelime sayısı: _____ (60)

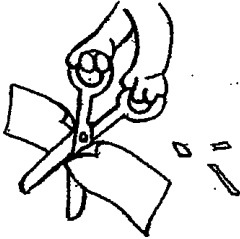
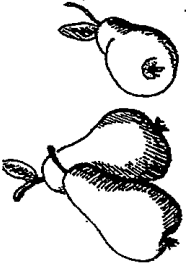
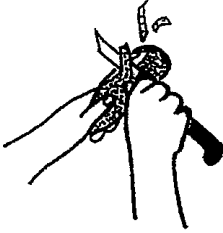
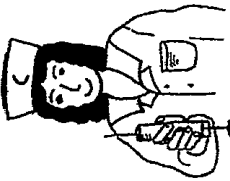
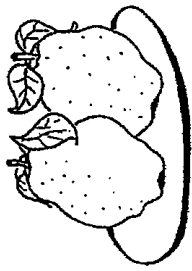
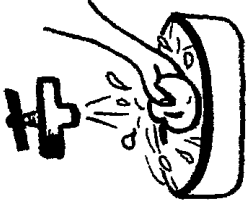
Matris 10 için doğru tanımlanan kelime sayısı: _____ (60)

Matris 9 ve 10' un toplamı _____ (120)

Eğer ardı ardına gelen 2 test arasında 30 kelime(%25) ya da daha az başarı sağlanırsa aynı test arasında B2 düzeyinin matrislerine geçiniz.



MED9EL MATRIX - 10

	7		
	6		
	2		
	8		

ETİK KURUL KARAR

Tarih ve Sayı: 02/11/2016-396159



T.C.
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Sayı :83045809-604.01.02-
Konu :Yüks.Lis. Öğr. Günnür İspir'in
etik kurul kararı A-43

KULAK BURUN BOĞAZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

İlgi :20.10.2016 tarih, 93777809-604.01.01-378945 sayılı yazı

Anabilim Dalınız öğretim üyesi **Doç.Dr.Haydar Murat YENER'in** danışmanlığında **Yüksek Lisans Öğrencisi Günnür İSPİR'in** yürütücülüğünde **Yard.Doç.Dr.Zahra POLAT'ın** yardımcılığında "**Koklear İmplant Kullanıcılarında Gürültü Algoritmalarının Etkilerinin Araştırılması**" başlıklı Yüksek Lisan Tezi hakkında ilgi yazınız ve ekleri 01 **Kasım 2016** tarihinde toplanan Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kurulunca müzakere edilmiş olup; etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

e-İmzalı
Prof. Dr. Özgür KASAPÇOPUR
Başkan

e-İmzalı
Prof. Dr. Mehmet ELİÇEVİK
Bölüm Başkanı V.

EK :
1 dosya elden teslim edilecektir.

Doğrulamak için: <http://194.27.128.66/envision.Sorgula/belgedogrulama.aspx?V=BE6PLR97M>

Ayrıntılı bilgi için irtibat : Güler SOYDANER Dahili : 22300

İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi 34303 Cerrahpaşa/ İSTANBUL

Tel : 0 (212) 414 30 00 21107- 21108 Fax : 0 (212) 632 00 33

e-posta : ctfpersonel@istanbul.edu.tr Elektronik Ağ : www.istanbul.edu.tr

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARINDA GÜRÜLTÜ ALGORİTMALARININ ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI

ORIJİNALLIK RAPORU

% 12	% 10	% 5	% 4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	library.cu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
2	egitimvebilim.ted.org.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
6	acikerisim.dicle.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
7	www.acoustics.hut.fi İnternet Kaynağı	% 1
8	issuu.com İnternet Kaynağı	% 1