

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**Koklear İmplant Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ve
Spektral – Temporal Rezolüsyonun Değerlendirilmesi**

Uzm. Ody. Müslüme Kübra KOÇ

Odyoloji Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA

2023

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**Koklear İmplant Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ve Spektral –
Temporal Rezolüsyonun Değerlendirilmesi**

Uzm. Ody. Müslüme Kübra KOÇ

Odyoloji Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Betül ÇİÇEK ÇINAR

ANKARA

2023

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARINDA TRİFAZİK UYARIM VE SPEKTRAL –
TEMPORAL REZOLÜSYONUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Öğrenci: Müslüme Kübra KOÇ

Danışman: Doç. Dr. Betül ÇİÇEK ÇINAR

İkinci Danışman: -

Bu tez çalışması 21/06/2023 tarihinde jürimiz tarafından "Odyoloji Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

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

Tez Danışmanı: *Doç. Dr. Betül ÇİÇEK ÇINAR*
(Hacettepe Üniversitesi)

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

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

07 Temmuz 2023

Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

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

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

11 /07/2023

(İmza)

Uzm. Ody. Müslüme Kübra KOÇ

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

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metodların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında **tez danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

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

ETİK BEYAN

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

İMZA

Uzm. Ody. Müslüme Kübra KOÇ

TEŞEKKÜR

Yüksek lisan eğitimim boyunca her konuda yanımda olan, her daim güler yüzü ile bana yol gösteren, akademik tecrübe ve bilgileri ile katkıda bulunan danışmanım sayın Doç. Dr. Betül ÇİÇEK ÇINAR'a,

Değerli bilgi ve tecrübelerini paylaşarak her daim güler yüz ve anlayış ile yol gösterip eğitimime değerli katkılar sunan bölüm başkanımız sayın Prof. Dr. Gonca SENNAROĞLU'na,

Çalışmamıza yardım ve desteklerini esirgemeyen bölümümüzün kıymetli hocalarından Doç. Dr. Merve BATUK ve Dr. Öğretim Üyesi Mehmet YARALI'ya ve bölümümüzün bütün kıymetli hocalarına,

Yüksek lisans eğitimim ve tez sürecim boyunca destek ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen meslektaşım Uzm. Ody. Cennet BARAN'a,

Her konuda olduğu gibi yüksek lisans eğitimimde de yardım ve desteklerini her an hissettiğim annem Nilgün KOÇ, babam Cengiz KOÇ, kardeşlerim Furkan KOÇ ve Ayşe Betül KOÇ'a, ve bu süreçte destekleri ile her zaman yanımda olan bütün sevdiklerime,

Sonsuz teşekkürler.

ÖZET

KOÇ, M. K., Koklear İmplant Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ve Spektral – Temporal Rezolüsyonun Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Odyoloji Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2023.

Koklear implantlarda (Kİ) kullanılan teknolojilerin sınırlılıkları sebebi ile işitsel uyarılar içerisinde mevcut olan spektral ve temporal ipuçları sadece sınırlı bir miktarda temsil edilebilmektedir. Bu çalışmanın amacı yeni geliştirilmiş bir uyarım modu olan trifazik uyarım ile normal iç kulak yapılarına sahip olup fasiyal sinir uyarımı olmayan koklear implant kullanıcılarında spektral ve temporal rezolüsyon becerilerinin değerlendirilmesidir. Çalışmaya, normal iç kulak yapılarına sahip olup fasiyal sinir uyarımı olmayan, 16-40 yaş aralığında 21 (13 kadın 8 erkek) deneyimli Kİ kullanıcısı dahil edilmiştir. Değerlendirmenin yapılabilmesi için katılımcıların geri bildirimlerine dayanarak trifazik uyarım modu ile bir program oluşturulmuş ve katılımcılara programa aşinalık kazanabilmeleri için 1 saatlik deneme süreci verilmiştir. İlk olarak katılımcılara her iki uyarım modu ile serbest alanda koklear implantlı işitme eşikleri değerlendirmesi yapılmıştır. Daha sonrasında ise Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi (SMDT) ve Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (MDET) uygulanmıştır. Herbir katılımcı her iki uyarım modu ile değerlendirmelere tabi tutulmuş ve uyarım modlarında elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda trifazik uyarım modu ile bifazik uyarım modu arasında kısa süreli kullanım ile spektral çözünürlük becerilerinde bir farklılık olmadığı ($p>0,05$), temporal çözünürlük becerilerinde ise trifazik uyarımda daha iyi sonuçlar elde edildiği gözlenmiştir ($p<0,05$). Elde edilen bulgulara etki edebilecek olan programlama parametreleri her iki uyarım modunda karşılaştırılmış ve rahat dinleme seviyesi, eşik seviye ve elektriksel dinamik aralık parametrelerinde uyarım modları arasında farklılık elde edilmemiş ($p>0,05$) ancak uyarım hızı ve genişliğinde farklılık elde edilmiştir ($p<0,05$). Sonuç olarak temporal rezolüsyon becerilerinde trifazik uyarım modu ile daha iyi sonuçlar elde edilmesinde hız ve uyarım genişliği etkisinin yanı sıra trifazik uyarım modunun yapısından kaynaklanan akım yayılımı azalmasının da etkili olabileceği düşünülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Koklear implant, spektral rezolüsyon, temporal rezolüsyon, kanal etkileşimi, trifazik uyarım

ABSTRACT

KOÇ, M.,K., Triphasic Pulse Stimulation and Evaluation of Spectral – Temporal Resolution in Cochlear Implant Users, Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, Master Thesis of Audiology, Ankara, 2023.

Due to the limitations of the technologies used in cochlear implants (CI), the spectral and temporal cues in auditory stimuli can only be represented to a limited extent. The aim of this study is to evaluate the short-term effects of triphasic pulse (TPP) stimulation, a newly developed stimulation mode, on spectral and temporal resolution abilities in CI users with normal inner ear structures and no facial nerve stimulation. Twenty-one experienced CI users (13 females and 8 males) aged 16-40 years with normal inner ear structures without facial nerve stimulation were included in the study. In order to make the evaluation, a program with TPP stimulation was created based on the feedback of the participants and a 1-hour trial period was given to the participants to gain familiarity with the program. First, the participants were evaluated for hearing thresholds with cochlear implants in the free field with both stimulation modes. Afterwards, Spectral – Temporally Modulated Ripple Test (SMRT), and Modulation Depth Threshold Test (EasyMDT) were conducted. Each participant was evaluated with both the biphasic stimulation mode and the TPP stimulation, and the results obtained in the stimulation modes were compared. As a result of the study, there was no statistically significant difference in spectral resolution skills between TPP and biphasic pulse in short-term use ($p>0,05$), while significant results were obtained in temporal resolution skills in TPP ($p<0,05$). When the programming parameters that could affect the findings were compared in both stimulation modes, there was no significant difference between the stimulation modes in the parameters of most comfortable levels, threshold level and electrical dynamic ranges ($p>0,05$), while the stimulus rate and pulse width difference were obtained ($p<0,05$). As a result, it was inferred that the decrease in current spread due to the structure of the TPP, as well as the rate and duration effect, may be effective in obtaining better results with the TPP in temporal resolution skills.

Keywords: Cochlear implant, spectral resolution, temporal resolution, channel interaction, triphasic pulse stimulation

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xvi
TABLolar	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Ses	4
2.2. Sesin Özellikleri	4
2.3. İç Kulak Anatomisi ve Fizyolojisi:	4
2.4. Kokleada Sesin İletimi	5
2.5. İşitsel Sistemde İşitsel Uyarının Kodlanması	7
2.5.1 Spektral İşleme	7
2.5.2 Temporal İşleme	8
2.5.3 Ses Şiddetinin İşlenmesi	9
2.6. Koklear İmplantlar	10
2.6.1. Tanım ve Çalışma Prensipleri	10
2.6.2. Koklear İmplantlarda Sinyal İşleme	11
2.6.3. Koklear İmplantlarda Fasiyal Sinir Uyarımı	14

2.6.4. Koklear İmplantlarda Uyarım Türleri	14
2.6.5. Koklear İmplantlarda Akım Yayılımı	16
2.7. Spektral ve Temporal Çözünürlüğün Değerlendirilmesi	17
2.7.1. Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi – SMDT (Spectral – Temporally Modulated Ripple Test - SMRT)	17
2.7.2. Modülasyon Derinlik Eşiği Testi – MDET (Modulation Depth Threshold Test - EasyMDT)	18
2.7.3. Temporal Modülasyon Tanıma Testi (TMT)	19
3. BİREYLER VE YÖNTEM	21
3.1. Araştırmanın Türü	21
3.2. Araştırmanın Örnekleme	21
3.2.1. Katılımcıların Belirlenmesi	21
3.2.2. Çalışmaya Dahil Edilme ve Çalışmadan Dışlanma Kriterleri	22
3.3. Yöntem	22
3.3.1. Katılımcıların Değerlendirilme süreci	23
3.3.2. Spektral ve Temporal Rezolüsyon Değerlendirmesi	24
3.4. İstatistiksel Analiz	24
4.BULGULAR	25
4.1. Demografik Bilgiler	25
4.2. İmplantlı Serbest Alan İşitme Eşikleri Bulguları	26
4.3. Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi (SMDT) Bulguları	27
4.4. Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (MDET) Bulguları	28
4.5. Programlama Parametreleri Bulguları	29
4.6. Cihazlandırma Türünün Bulgular Üzerindeki Etkileri	30
5. TARTIŞMA	32
6. SONUÇ	43

7. KAYNAKLAR	45
8. EKLER	54
EK-1: Etik Kurul Onayı	
EK-2: Demografik Veri Formu	
EK-3: Dijital Makbuz	
EK-4: Turnitin Ekran Görüntüsü	
9. ÖZGEÇMİŞ	58

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°	Derece
-	Eksi
±	Artı Eksi
<	Küçüktür
>	Büyüktür
≤	Küçük Eşittir
≥	Büyük Eşittir
μ	mikro
A	Amplitüd
ACE*	<i>Advanced Combinational Encoder</i>
AGC*	<i>Automatic Gain Control</i> (Otomatik Kazanç Kontrol)
ASHA*	<i>The American Speech – Language – Hearing Association</i> (Amerikan Konuşma – Dil – İşitme Derneği)
Bkz	Bakınız
BM	Bazılar membran
C*	<i>Comfortable Level</i> (Rahat Dinleme Seviyesi)
CD	Kompakt Disk
CIS*	<i>Continious Combinational Encoder</i>

CNC*	<i>Consonant Nucleus Consonant</i> (Sessiz – sesli – sessiz Formatında Tek Heceli Kelime Tanıma)
CAA	Çeyrekler Arası Açıklık
dB	Desibel
dB (A)	A Tipi Gürültü Ölçeğine Göre Desibel Değeri
dB HL	İşitme Seviyesi Cinsinden Desibel
dB SPL	Ses Basınç Seviyesi Cinsinden Desibel
Diğ	Diğerleri
DTH	Dış Tüy Hücresi
EasyMDT*	<i>Modulation Depth Threshold Test</i> (Modülasyon Derinlik Eşiği Testi)
ENV*	<i>Temporal Envelope</i> (Temporal Zarf)
f_m	Modülasyon Frekansı
f (t)	Genişbant Gürültü
FSP*	<i>Fine Structure processing</i>
Hz	Hertz
Hi – Res	High Resolution
İK	İşitme Kaybı
İTH	İç Tüy Hücresi
kHz	Kilohertz
Kİ	Koklear İmplant

MCL*	<i>Most Comfortable Level</i> (En Rahat Seviye)
MDET	Modülasyon Derinlik Eşiği Testi
m_i	Modülasyon İndeksi
ms	Milisanıye
n	Kişi Sayısı
p	Anlamlılık Düzeyi
pps*	<i>Pulse Per Second</i>
rpo*	<i>Ripple Per Octave</i> (Oktav Başına Dalgalanma)
SDAE	Spektral Dalga Ayırt Etme Testi
SGO	Sinyal Gürültü Oranı
SMDT	Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi
SMRT*	<i>Spectral – Temporally Modulated Ripple Test</i> (Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi)
SPEAK*	<i>Spectral Peak</i>
SPSS	Sosyal Bilimler İçin Hazırlanmış İstatistik Programı
SS	Standart Sapma
SSO	Saf Ses Ortalaması
T	Süre
TPP	Trifazik Uyarım Modu
TFS*	<i>Temporal Fine Structure</i> (Temporal İncelikli Yapı)
TMT	Temporal Modülasyon Tanıma Testi

TMTF	Temporal Modülasyon Transfer Fonksiyonu
UG	Uyaran Genişliği
X	Ortalama

* Uluslararası Birimler Sistemi kapsamında ve kullanılan ve dünyada genel geçerliliği olan birimlere ait simgeler ve kısaltmaların orijinal halleri kullanılmıştır.

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Koklea Şematik Gösterimi	5
2.2. Hareket Eden Dalga	6
2.3. Koklear İmplant İç ve Dış Parçaları	10
2.4. Bifazik Uyarım ve Trifazik Uyarım Şematik Gösterimi	16
4.1. Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi (SMDT) Bulguları	28
4.2. Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (MDET) Bulguları	29

TABLULAR

Tablo	Sayfa
2.1. Spektral ve Temporal Çözünürlük Değerlendirme Testleri	17
3.1. İşitme Kaybı Sınıflandırması	23
4.1. Katılımcılara Ait Demografik Bilgiler	25
4.2. Katılımcılara Ait İşitme Kaybı ve Koklear İmplant Bilgileri	25
4.3. Serbest Alan İmplantlı İşitme Eşiklerinin Karşılaştırılması	26
4.4. Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi (SMDT) Bulguları	27
4.5. Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (MDET) Bulguları	28
4.6. Programlama Parametreleri Bulguları	30
4.7. Cihazlandırma Seçeneklerinin Karşılaştırılması	31

1. GİRİŞ

Koklear implant (Kİ), ileri – çok ileri derecede işitme kaybına sahip olup konvansiyonel işitme cihazlarından fayda göremeyen erişkin ve çocuklarda işitme re/habilitasyonunu sağlamak için kullanılan implante edilebilen bir cihazdır. İmplante edilen bir iç parça ve kulak arkasına yerleştirilerek ses sinyallerini iç parçaya ileten bir dış parça olmak üzere iki temel bölümden oluşmaktadır. Kulağın hasar görmüş veya fonksiyonunu kaybetmiş kısımlarını atlayarak işitme sinirinin doğrudan elektriksel uyarılması prensibine dayalı olarak çalışmaktadır (1).

Spektral ve temporal çözünürlük becerileri işitsel uyarıların işitsel sistemde nasıl işlendiğini ve algılandığını anlamamıza yardımcı olan iki önemli kavramdır. Spektral çözünürlük bir ses içerisindeki farklı frekansları ayırt etme yeteneğini ifade etmektedir. Bu beceri farklı fonemlerin farklı spektral modellerle karakterize edildiği konuşma algısı gibi görevler için oldukça önemlidir. Temporal çözünürlük ise tek tek seslerin veya bir ses içerisindeki olayların zamanlaması, süresi, başlangıç ve bitiş anları dahil olmak üzere seste zaman içerisinde meydana gelen değişiklikleri ayırt etme yeteneğini ifade etmektedir (2).

Elektrot sayısı ve konumu, uyarım modu ve genişliği, uyarım hızı (*rate*), elektriksel dinamik aralık, nöral sağlamlık, akım yayılımı gibi birden çok faktörün Kİ kullanıcılarında spektral ve temporal çözünürlük becerilerini etkilediği bilinmektedir (3-5). Kİ kullanıcıları, normal işiten bireylere kıyasla çoğunlukla düşük spektral ve temporal çözünürlük becerilerine sahiptirler. Kİ'larda yer alan elektrotlar normal kokleanın frekans seçiciliğiyle tam olarak eşleşemediği için Kİ kullanıcılarında frekans ayırt etme becerisi ve dolayısıyla spektral çözünürlük yetenekleri azalmaktadır (6). Kİ tarafından sağlanan elektriksel uyarım, akustik sinyallerin kesin zamanlamasını ve ince yapısını olduğu gibi ortaya koyamayacağı için, Kİ kullanıcılarında zamansal çözünürlük yetenekleri azalmakta, bu da sesin temporal kodlamasının daha zayıf olmasına yol açmaktadır (7).

Kİ kullanıcılarında spektral ve temporal çözünürlük becerilerini geliştirmek önemli hedeflerden bir tanesidir. Bu gelişmenin Kİ kullanıcılarında hem sessiz ortamda hem de gürültü varlığında konuşmayı anlamayı artırma ve hayat kalitesini iyileştirmede ayrıca ses kalitesinin iyileşmesi ile birlikte dinleme eforunun

azalmasında etkili olabileceği bildirilmektedir (5, 8). Kİ alanındaki güncel gelişmeler ise bu amaç doğrultusunda gerçekleşmektedir. Elektrot tasarımındaki ve yerleştirilmesindeki gelişmeler, akım yönlendirme gibi akım yayılımını azaltmaya yönelik teknolojiler bu gelişmeler arasında yer almaktadır (5).

Fasiyal sinir uyarımı, Kİ kullanıcılarında konuşma işlemcisinin aktivasyonu sonrasında elektriksel uyarımın çevre dokulara yayılması ile birlikte fasiyal sinirin de aktive edilmesi sonucunda göz ve dudak çevresindeki kaslarda meydana gelen hareket veya kasılmalar olarak tanımlanmaktadır (58). Fasiyal sinir uyarımını engellemek için uyarın seviyesini azaltmak, süresini uzatmak veya fasiyal uyarıma sebep olan elektrodun kapatılması gibi çeşitli modifikasyonlar mevcuttur ancak elektrotların kapatılması ile ses kalitesinde düşüş meydana gelmektedir (60).

Trifazik uyarım modu ise bifazik uyarım moduna göre daha yüksek uyarım seviyelerinde fasiyal sinir uyarımına yol açmaması sebebi ile kliniklerde fasiyal sinir uyarımı olan hastalarda kullanılmak üzere geliştirilmiştir (61). Trifazik uyarımın fasiyal sinir uyarımı olan Kİ kullanıcılarında cümle testleri ve gürültüde konuşma testleri üzerindeki etkilerinin incelendiği literatür çalışmaları mevcuttur (120,121). Bununla birlikte fasiyal sinir uyarımı olmayan koklear implant kullanıcılarında trifazik uyarımın konuşmayı anlama performansı üzerindeki etkilerinin incelendiği sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu çalışmanın amacı iç kulak anomalisi ve fasiyal sinir uyarım problemine sahip olmayan koklear implant kullanıcılarında akım yayılımını azalttığı düşünülen yeni bir uyarım modu olan trifazik uyarımın spektral ve temporal rezolüsyon becerileri üzerindeki kısa süreli etkisini incelemektir.

Trifazik uyarımın kısa süreli etkilerini değerlendirmek amacı ile katılımcılara trifazik uyarım kullanılarak bir program oluşturulmuş ve 1 saatlik deneme sürecinden sonra değerlendirmeler yapılmıştır. Katılımcılara serbest alan implantlı işitme eşikleri değerlendirmesinin yanı sıra spektral çözünürlük değerlendirmesi için Spektral-Temporal Modüle Dalgalanma Testi (SMDT), temporal rezolüsyon değerlendirmesi için ise Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (MDET) uygulanmıştır.

Çalışmamızın hipotezleri:

H0₁: Trifazik uyarım modunun kullanılması ile elde edilen spektral rezolüsyon becerileri bifazik uyarım modunun kullanılması ile elde edilen spektral rezolüsyon becerilerinden farklı değildir.

H1₁: Trifazik uyarım modunun kullanılması ile elde edilen spektral rezolüsyon becerileri bifazik uyarım modunun kullanılması ile elde edilen spektral rezolüsyon becerilerinden farklıdır.

H0₂: Trifazik uyarım modunun kullanılması ile elde edilen temporal rezolüsyon becerileri bifazik uyarım modunun kullanılması ile elde edilen temporal rezolüsyon becerilerinden farklı değildir.

H1₂: Trifazik uyarım modunun kullanılması ile elde edilen temporal rezolüsyon becerileri bifazik uyarım modunun kullanılması ile elde edilen temporal rezolüsyon becerilerinden farklıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ses

Bir nesne titreşirken, çevresindeki havayı harekete geçirerek, hava moleküllerinin sıkışmasına ve gevşemesine sebep olmaktadır. Bu sıkışma ve gevşeme döngüsü hava moleküllerinde harmonik basınç değişimlerini meydana getirerek ses dalgalarını oluşturmaktadır. Birden fazla frekans barındıran sesler kompleks ses, tek bir frekansa sahip olan periyodik dalgalar ise saf ses olarak isimlendirilmektedir. Frekans, genlik ve faz ses dalgalarını tanımlayan temel özelliklerdir (9).

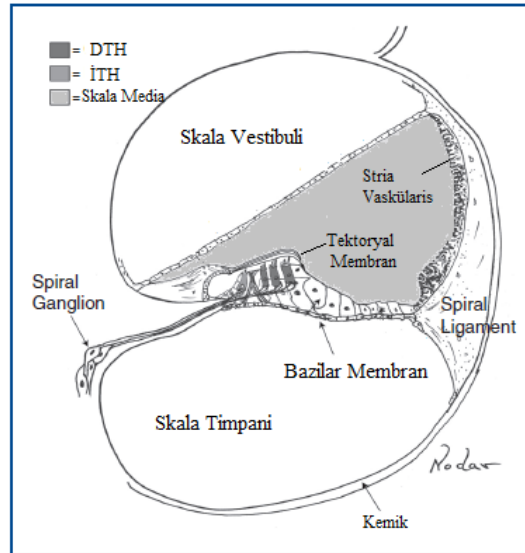
2.2. Sesin Özellikleri

Frekans, basınç dalgalarının birim zamandaki kendini yinleme sayısı olarak tanımlanmaktadır, birimi hertz (Hz)' dir. Genlik ise periyodik bir dalganın ulaştığı en büyük değer olarak tanımlanmaktadır. Faz, basitçe periyodik bir dalga fonksiyonu döngüsünde yer alan belirli bir zaman dilimine kadar kapsanan kısmını temsil eden açı benzeri bir nicelik olarak ifade edilmektedir (10).

2.3. İç Kulak Anatomisi ve Fizyolojisi:

Hem normal işiten hem de işitme kayıplı bireylerde çevresel seslerin nasıl işlemlendiğini anlamak için periferik işitsel sistemin bazı anatomik, biyomekanik ve fiziksel özelliklerini bilmek gerekmektedir. İç kulak işitme ve denge organıdır, işitmeden sorumlu olan kısım koklea iken dengeden sorumlu olan kısım Vestibüler Labirenttir. İçi sıvı dolu olan yaklaşık 35 mm uzunluğundaki kokleanın kemik labirenti temporal kemik içerisinde yer alan salyangoz benzeri bir yapıdır. Bu kemik kanalın içerisinde membranöz labirent bulunmaktadır. Kemik labirent modiolus adı verilen kemik bir ekseni merkez alarak kendi üzerine yaklaşık olarak 2,5 – 3 tur kıvrılmaktadır. Stapes tabanının birleşme yeri olan oval pencere kokleanın girişinde bulunan geniş bir boşluk olan vestibül duvarında yer almaktadır. Stapesin içe doğru yaptığı hareketler koklea içerisindeki sıvıların içe ve dışa doğru hareket etmesine sebep olmaktadır (11).

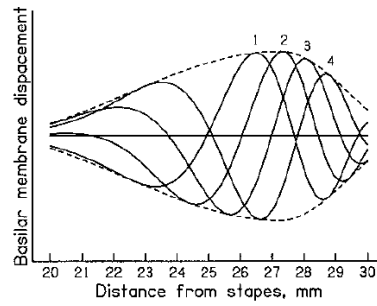
Membranöz Labirent içi sıvı dolu, birbirinden zarlar ile ayrılan skala vestibüli, skala timpani / koklear kanal ve skala media olmak üzere üç farklı kanalı barındırmaktadır. Oval pencereye bağlı olan skala vestibüli ve yuvarlak pencereye bağlı olan skala timpani kokleanın apeksinde yer alan helikotrema adı verilen bir açıklık ile birbirine bağlanmaktadır. Skala timpani ve skala vestibüli içerisinde perilenf, skala media içerisinde ise endolenf yer almaktadır. Skala vestibüli ile skala media'yı Reissner's membran, skala media ile skala timpani'yi Bazilar membran (BM) ayırmaktadır. Bazilar membranın uç kısmında destek hücreleri ile birlikte dört sıra halinde tüy hücreleri yer almaktadır. Tüy hücreleri isimlerini serbest uçlarında yer alan birkaç mikrometre uzunluğundaki stereosilia olarak isimlendirilen küçük sert saç benzeri yapılardan almaktadır (12).



Şekil 2.1. Koklea Şematik Gösterimi (DTH: Dış tüy hücresi, İTH: İç tüy hücresi)(13)

2.4. Kokleada Sesin İletimi

Bir saf ses uyarana ait akustik enerjinin perilenfte meydana getirdiği hareket ile BM boyunca basaldan apekse doğru bir enerji yayılımı meydana gelmekte ve BM yoğun olarak karakteristik frekans bölgesinde hareket etmektedir. Bu hareket modeli “hareket eden dalga” olarak isimlendirilmektedir (14). Şekil 2’de hareket eden dalga şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.2. Hareket Eden Dalga (14)

BM'nin farklı frekanslardaki seslere tepkisi, mekanik özelliklerinden büyük ölçüde etkilenmektedir. Bazal kısımda nispeten daha dar ve sert olan BM apikal kısımda daha geniş ve daha az serttir. Bazaldan apekse doğru değişen bu mekanik özellikler sebebi ile bazal kısım yüksek frekanslara en iyi şekilde yanıt verirken apikal kısım alçak frekanslara en iyi şekilde yanıt vermektedir. BM üzerindeki her bir nokta belirli bir karakteristik frekansa en iyi yanıt verecek şekilde ayarlanmıştır. Karakteristik frekanstan uzaklaştıkça verilen yanıtın miktarı kademeli olarak azalmaktadır (15).

Koklea akustik ses enerjisini elektriksel uyarılara dönüştürmekte ve bu sayede beyin bu sinyalleri kullanabilmektedir. Koklea içerisinde Korti Organında yer alan reseptör hücreler olan iç tüy hücreleri (İTH) ve dış tüy hücreleri (DTH) bu enerji dönüşümünü sağlamakta ve işitme sinirini uyarmaktadır. BM'nin aşağı – yukarı yönlü hareketi ile koklea boyunca uzanan üçüncü bir membran olan tectorial membranda sağ – sol yönlü hareket meydana gelmektedir. DTH'lere ait stereosilyaların tectorial membran ile direkt olarak iletişim halinde olması sebebi ile membranda meydana gelen hareket DTH uyarılmaya sebep olmaktadır. Tectorial membran ile doğrudan bağlantısı olmayan İTH'ler koklear sıvıların hareketiyle uyarılmakta ve DTH'lerin sesle uyarılmış aktivitesiyle güçlendirilerek yanıtları daha keskin hale getirilmektedir (16). DTH'ler uzunluk, şekil ve sertliklerini elektriksel uyarana cevap olarak değiştirmelerine olanak sağlayan bir motor fonksiyona sahiptir ve bu sayede BM'nin sese olan cevabını değiştirebilmektedirler (17).

İTH'nin kademeli transmembran potansiyeli, işitsel sinir lifi üzerindeki heminodda üretilen aksiyon potansiyelleri olarak kodlanmaktadır. Aksiyon potansiyelleri, kemikli spiral laminadaki Ranvier düğümlerinde, spiral gangliondaki

soma boyunca ve merkezi akson boyunca işitme siniri aracılığı ile beyne doğru yayılmakta ve işitme ile ilgili üst merkezlere iletilmektedir. Ayrıca koklea sesin frekans, şiddet ve temporal özelliklerinin kodlanmasını sağlamaktadır (18).

2.5. İşitsel Sistemde İşitsel Uyarının Kodlanması

Periferik işitsel sistem, sesin en temel özelliklerini, yani spektral içeriği ve zamansal modülasyonu kodlamaktadır. Bu temel özellikleri yüksek çözünürlükte temsil etme yeteneği, daha karmaşık akustik sinyallerin ayrıştırılması için kritik öneme sahiptir. Karmaşık sesler, ses enerjisinin farklı frekans bantlarındaki anlık dağılımı ve farklı bantlardaki enerjilerin zamanla nasıl değiştiği ile karakterizedir. Zaman alanında, çoğu sesletim, her biri belirli spektral ve temporal özelliklere sahip olan, zaman içinde uygun şekilde sıralanmış bir dizi ayrık bileşen içermektedir (19).

2.5.1. Spektral İşleme

Spektral rezolüsyon akustik sinyalin, sinyal ile ilgili temel bilgileri içeren farklı frekans bileşenlerini çözümüleme becerisini ifade etmektedir. Örneğin müzik ve konuşma uyarılarının işlenmesi özellikle kompleks ortamlarda uyarının tam olarak anlaşılabilmesi için spektrumlarının çözünürlüğünü gerektirmektedir (20). İşitsel sistemde spektral bilgi mekânsal olarak organize edilmiş tonotopik haritalarla kodlanmaktadır. Yani uyarandaki farklı frekanslar ayrı ayrı analiz edilmektedir. Böylece konuşmanın spektral bilgisi, bir tür bant geçiren (band-pass) filtrelenmiş sinyaller dizisi olan koklear filtrelemenin bir sonucu olarak işlenmektedir. Filtrelenen her sinyal, baziler membran üzerinde belirli bir noktaya karşılık gelmektedir (21).

Normal gelişim gösteren bir işitsel sistemde, frekans çözünürlüğünün psikoakustik ölçümlerindeki performansı erken olgunlaşırken, karmaşık spektral uyarılarla ölçülen kanallar arası işleme becerileri daha yavaş olgunlaşmaktadır (22). Normal işiten bireylerde spektral çözünürlük becerilerinin çocukluk ve ergenlik çağı boyunca gelişmeye devam ettiği, 14 yaşa kadar önemli değişikliklerin gözlenebildiği bildirilmektedir (23).

Koklear implant kullanıcılarında ise normal işitenlerden farklı olarak spektral çözünürlük yetenekleri işitme kaybının süresi ve implantasyon yaşı gibi birçok

faktörden etkilenebilmektedir. Genel olarak erken yaşta implantlanmış olan çocukların daha geç yaşta implantlanmış olan çocuklara göre daha iyi spektral rezolüsyon becerileri geliştirmeye eğilimli olduğu bildirilmektedir (24). Ek olarak Sharma ve diğ. (25), tarafından yürütülen çalışmada koklear implant kullanan çocuklarda spektral rezolüsyon becerilerinin yaş ile birlikte geliştiği ve implant kullanım süresi ile pozitif korelasyon gösterdiği bildirilmektedir. Bununla birlikte gelişme oranı ve yeteneğinin tamamen olgunlaştığı yaş bireyler arasında büyük farklılıklar gösterebildiği ve kullanılan koklear implant tipi ve işitme kaybı gibi çeşitli faktörlerden etkilenebildiği için literatür çalışmalarında koklear implant kullanan çocuklar için spektral rezolüsyonun tam olarak olgunlaştığı bir yaş belirtilmemektedir.

2.5.2. Temporal İşleme

Akustik dalga formundaki temporal (zamansal) özellikler, uyaran tarafından kokleaya verilen titreşim paternini takiben iç tüy hücresi stereosilyasının yerinden oynaması sayesinde çözülmektedir (26). Baziler membran üzerinde belirli bir konumdaki zaman sinyali, Hilbert Dönüşümü kullanılarak uyarının iki temporal özelliği olan temporal zarf (ENV) bilgisi ve temporal incelikli yapı (TFS) bilgisine ayrıştırılabilir (21). ENV, konuşma sinyalinin genliğinin zaman içerisindeki yavaş değişimleri ile temsil edilirken, TFS bandın merkez frekansına yakın olan hızlı salınımlar şeklinde temsil edilmektedir (27). Hem ENV hem de TFS bilgisi nöral deşarjların zamanlamasında temsil edilmektedir. ENV ipuçlarının işitsel sistemde, işitsel nöronların kısa süreli ateşleme oranlarındaki dalgalanmalar olarak temsil edildiği düşünülürken TFS ipuçlarının sinir spike'larının taşıyıcının belirli bir fazına senkronize olması ile temsil edildiği düşünülmektedir (28).

Yapılan çalışmalarda sessiz ortamda konuşmayı tanıma için ENV ipuçlarının gerekli olduğu, rakip arka plan gürültüsü varlığında konuşmayı anlama ve melodi/perde algısı için ise TFS ipuçlarının gerekli olduğu sonucuna ulaşılmıştır (21).

Hem normal işiten bireylerde hem de Kİ kullanıcılarında temporal rezolüsyon becerilerinin maturasyon yaşı farklılık gösterebilmektedir. Çalışmalar normal işitenlerde temporal rezolüsyon becerilerinin yaşamın ilk 2-3 yılında hızla geliştiğini

ve çocukluk ve ergenlik boyunca gelişmeye devam ettiğini göstermektedir (29). Kİ kullanan çocuklarda ise temporal rezolüsyon yeteneklerinin yetişkinlere benzer seviyelere ulaştığı geniş bir yaş aralığı bildirmektedir. Bazı çalışmalar implantasyondan sonraki ilk 2-3 yıl kadar erken bir tarihte ortaya çıkabileceğini öne sürerken, diğer çalışmalar ise bu sürecin birkaç yıl daha uzun sürebileceğini öne sürmektedir (30, 31).

2.5.3. Ses Şiddetinin İşlenmesi

Ses şiddetinin işitsel sistemde kodlanmasında birden çok mekanizmanın rol oynadığı düşünülmektedir. Bunlardan birincisi nöral ateşleme hızı cinsinden kodlamadır. İşitsel uyarın şiddetinin algısal olarak meydana getirdiği gürlük, bir ses tarafından meydana getirilen toplam ateşleme oranı ile ilişkilidir. İşitsel sistemde düşük, orta ve yüksek spontan ateşleme hızlarına sahip olan nöronlar bulunmaktadır. Bu nöronların işitsel sinir lifinde bulunma oranları sırası ile %16, %23 ve %61'dir. Yüksek spontan hız değerine sahip olan nöronlar düşük şiddetli ses seviyelerine yanıt verirken daha düşük spontan hız değerlerine sahip olan nöronlar ise daha yüksek ses seviyelerine yanıt vermektedir (32).

Bir sinüs dalgasına yanıt olarak sinir spike'ları, faz kilitleme veya uyarın dalga formuna senkronize olma eğilimindedir. Belirli bir sinir lifi, uyarının her döngüsünde ateşlenmemekte ancak ateşlendiğinde ateşleme dalga formunun fazı ile neredeyse aynı olmaktadır. Nöronların ateşlenmesinde meydana gelen bu model faz kilitleme (*phase locking*) olarak isimlendirilmektedir. Faz kilitleme, yaklaşık 4 ila 5 kHz'e kadar olan frekanslar için gerçekleşmekte ve bu seviyenin üzerinde kaybolmaktadır ve konuşma uyarını gibi karmaşık seslerde bileşenlerin görelî seviyelerini kodlamak için özellikle önemli rol oynamaktadır (33). Bir bileşenin seviyesi diğer bileşenlerinkine göre arttığında, o bileşene faz kilitleme derecesi artmaktadır (34).

2. 6. Koklear İmplantlar

2.6.1. Tanım ve Çalışma Prensibi

İleri – çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybına sahip, konvansiyonel işitme cihazından fayda görmeyen pediatrik ve erişkin bireylerde işitmenin rehabilitasyonu için koklear implantlar kullanılmaktadır (35). Modern koklear implantlar cerrahi olarak yerleştirilen bir iç parça (Şekil.2.3.B. 3-4) ve kulak arkasında yer alan bir dış parça (Şekil.2.3.A. 1-2) olmak üzere iki temel kısımdan oluşmaktadır. Çevresel sesleri toplayan bir mikrofon içeren dış parça, konuşma işlemcisi olarak isimlendirilmektedir. Konuşma işlemcisi analog sesleri dijital kod sinyallerine dönüştürmektedir. Dijital sinyaller radyo-frekans iletimini kullanan bobin (*coil*) (Şekil.2.3.A.2) aracılığıyla cilt altına implante edilen alıcı-uyarıcıya (Şekil.2.3.B.3) iletilmektedir. Alıcı-uyarıcı ses işlemcisi tarafından gönderilen dijital kodları elektriksel uyarım paternlerine dönüştürerek elektrot dizinine (Şekil.2.3.B.4) iletmektedir. Elektrot dizini kokleostomi veya yuvarlak pencereden direkt insersiyon yolu ile genellikle skala timpaniye yerleştirilmekte ve modiolusta yer alan spiral ganglion hücrelerinin direkt olarak elektriksel uyarım ile uyarılmasını sağlamaktadır. Elektrot dizininde yer alan elektrotların sayısı üretici firmaya göre değişiklik göstermektedir (36).



Şekil 2.3. Koklear İmplant İç ve Dış Parçaları (36)

Koklear implant programlamadaki temel amaç düşük şiddetten yüksek şiddete kadar olan konuşma sesleri için duyulabilirliği sağlamaktır. Genellikle uyarım seviyeleri konuşma seslerinin ayırt edilebilirlik düzeylerinin maksimum olduğu seviyede tutulur. Normal işiten bireyler için düşük şiddette algılanan sesler koklear implant kullanıcıları için de düşük şiddete, normal işiten bireyler için yüksek şiddette algılanan sesler koklear implant kullanıcıları için de yüksek şiddette ancak rahatsız etmeyecek düzeyde olmalıdır. Bu algıyı sağlamak koklear implant sistemlerinde zor olmaktadır çünkü günlük hayatta yer alan akustik seslerin şiddet aralığı yaklaşık olarak 100 dB civarındadır ancak koklear implantlarda görece daha dar olan elektriksel bir dinamik aralık kullanılmaktadır. Koklear implant kullanıcısının algısal eşiği ve en rahat duyduğu seviye (yüksek ama rahatsız edici olmayan) arasında kalan alan elektriksel dinamik aralık olarak tanımlanmaktadır. Üretici firmaya göre eşik seviyesi ve rahat duyma seviyesi için kullanılan terminoloji farklılık göstermektedir (37).

2.6.2. Koklear İmplantlarda Sinyal İşleme

Ses işlemcisi, konuşma sinyalinin anlaşılması için önemli olan bileşenlerini ayıklamakta ve gerçek zamanlı olarak kokleadaki konumu ve koklea içerisine yerleştirilmiş olan elektrotlar tarafından iletilecek olan akım pulse boyutunu belirler. Bu bilgi radyo frekans (RF) sinyallerine kodlanan, cilt altına implante edilmiş olan alıcı parçaya manyetik indüksiyon yolu ile iletilmektedir.

Sinyal İşleme Stratejileri

Günümüz koklear implantlarında kullanılmakta olan çeşitli sinyal işleme stratejileri bulunmaktadır. Bu stratejilerin her biri kendine özgü mekanizmalar kullanmakla birlikte bütün stratejilerde kullanılan ortak temel prensipler mevcuttur. Bu temel prensibe göre ilk olarak, gelen sinyal üst üste binen belirli bir bant aralığını geçiren (band-pass) filtreler tarafından filtrelenmektedir. Bu filtrelerin sayısı genellikle mevcut aktif intrakoklear elektrotların sayısı ile aynıdır ve filtreler elektrotlara tonotopik olarak atanmıştır yani en düşük frekanslı bant geçiren filtre en apikalde yer alan elektroda ait iken en yüksek frekanslı bant geçiren filtre en basal elektroda aittir. Her bir filtreden elde edilen cevap ilgili intrakoklear elektrot

tarafından iletilen akımı belirlemek için kullanılmaktadır (38). CIS (*continuous interleaved sampling*) stratejisinde her bir uyarım döngüsünde sabit bir elektrot seti uyarılmaktadır ve genellikle döngülere ait hız değeri 800 pulse/second'dan daha büyüktür (39). Hi-Res (*high resolution*) stratejisi ise CIS tipi bir stratejidir ve 90.000 pulse/second'a kadar uyarım sağlayabilmektedir. Sağlanan bu uyarım 16 elektrot arasında dağıtılmaktadır (40).

Her uyarım döngüsünde aktivasyon için daha fazla sayıda elektrottan oluşan bir alt küme seçen stratejiler ise diğer bir grubu oluşturmaktadır. Bu stratejilerden ilki SPEAK (*spectral peak*) stratejisidir. Bu stratejide filtre çıktıları taranmakta, bunlardan en yüksek n tanesi seçilmekte ve bu filtrelere atanan ilgili elektrotlar o döngüde etkinleştirilmektedir (41). Teknolojik gelişmeler ile birlikte bu tip stratejiler içerisinde daha hızlı bir strateji olan ACE (*advanced combinational encoder*) geliştirilmiştir. Bu strateji de SPEAK stratejisi ile aynı çalışma prensibini kullanmaktadır ancak her döngüde kullanılan hız değeri 2400 Hz'e kadar çıkabilmektedir (42). FSP (*fine structure processing*) stratejisinde ise kanala özgü örnekleme frekansı kullanılarak ENV bilgisinin yanı sıra TFS bilgisinin de temsil edilmesi amaçlanmaktadır (43).

Koklear İmplantlarda Spektral ve Temporal İşleme

Koklea içerisinde yer alan tonotopik organizasyon koklear implant dizaynında da korunmaya çalışılmıştır ancak bu iki sistem arasında bazı farklılıklar mevcuttur. Bunlardan ilki sağlıklı bir koklea içerisinde yer alan işitsel filtrelerin merkez frekanslarının devamlı olmasına karşın koklear implantlarda sadece belirli bir sayıda bant geçiren (band-pass) filtre mevcut olmasıdır. Bir diğeri ise sağlıklı bir kokleadaki işitsel filtreler doğrusal olmayan (non-linear) ve şiddete bağımlı iken ses işlemcilerinde kullanılan filtrelerin genellikle sabit olmasıdır. Günümüzde kullanılmakta olan bütün sinyal işleme stratejileri, farklı frekans bölgelerinde yer alan enerjiye ait bilgiyi koklea içerisinde farklı bölgelerde yer alan elektrotlara göndererek akustik sinyale ait olan spektral bilgiyi iletmektedir (38). Her bir frekans bandında yer alan temporal bilgi, o elektroda karşılık gelen elektrot bölgesindeki elektriksel uyarımın temporal zarfında kodlanmaktadır.

Hem spektral hem de temporal bilgi koklear implantlarda kullanılan yazılım ve donanımlardaki mevcut sınırlılıklardan dolayı tam olarak temsil edilememektedir. Spektral bilgi kullanılan elektrotların sayısının sınırlı olması ve elektrotlara ait ayırt edebilme özellikleri sebebi ile sınırlanmakta iken temporal bilgi, filtre çıktılarının yumuşatılması (çünkü sadece yumuşatılmış olan ENV bilgileri etkili şekilde örneklenebilmektedir) ve uyarım hızı ile ilişkili sebeplerden dolayı sınırlanmaktadır (38).

Koklear İmplantlarda Uyarın Şiddetinin Kodlanması

Koklear implantlarda uyarın şiddeti elektriksel uyarımın amplitüdü, süresi veya analog akım ile kodlanmaktadır. Bu değişkenlerin herhangi birinde meydana gelen artış, işitsel sinirde nöral spike oranlarında yükselmeye ve dolayısıyla sesin gürlüğünde artışa yol açmaktadır. Elektriksel uyarımda akım seviyesinin veya süresinin artması ile spike oranlarında meydana gelen artışın oranı çok hızlıdır çünkü aktif mekanizmaya bağlı olarak çalışan BM üzerindeki kompresyon devre dışı bırakılmıştır ve nörotransmitter salınımının gerekli olmaması sebebi ile refraktör ektiler çok az rol oynamaktadır (44, 45).

Bu mekanizma sebebi ile uyarın amplitüdü veya süresinde meydana gelen küçük değişiklikler koklear implant kullanıcılarında algılanan gürlük seviyesinde büyük değişikliklere yol açmaktadır. Gürlük seviyesindeki hızlı artış sebebi ile koklear implantlarda elektriksel dinamik aralık çok sınırlıdır ve genellikle 3 – 20 dB aralığındadır (46, 47). Akustik işitmenin dinamik aralığı ise yaklaşık olarak 120 dB'dir (48). Bu nedenle, geniş bir dinamik aralığa sahip olan akustik uyarının koklear implant sistemleri tarafından daha dar olan elektriksel dinamik aralıkta temsil edilebilmesi için bir tür sıkıştırma (kompresyon) uygulanması gerekmektedir (49, 50).

Koklear implantlarda iki aşamada sıkıştırma uygulanmaktadır. Birçok implantın "ön ucunda", gelen sinyali birkaç frekans bandında filtredenmeden önce sıkıştıran otomatik bir kazanç kontrol sistemi (*Automatic Gain Control - AGC*) bulunmaktadır. Sıkıştırma sistemleri, girdilerinin büyüklüğündeki değişikliklere tepki verme hızlarına göre değişmektedir. Koklear implantlarda kullanılan ön uç kompresörler, tepki hızları açısından farklı modeller arasında önemli ölçüde farklılık

göstermekte ancak, ancak çoğu orta hızlı kompresörler olarak tanımlanmaktadır (51). İkinci kompresyon aşaması ise genellikle anlıktır. Bununla birlikte, pratikte, tek sıkıştırma aracı olarak hızlı veya anlık sıkıştırma kullanıldığında sorunlar ortaya çıkmaktadır.

İlk olarak, konuşmadaki önemli bilgiler, farklı frekans bantlarındaki genlik modülasyon modellerinde taşınmaktadır (52, 53). Hızlı sıkıştırma, modülasyon derinliğini azaltmakta (54) ve bu sıkıştırma oranı yaklaşık 2'den büyük olduğunda, konuşma anlaşılabilirliğini olumsuz etkilenmektedir (55, 56). İkinci olarak, sinyal farklı frekans bantlarına bölünmeden önce hızlı sıkıştırma kullanılırsa, farklı frekans bantlarında birbiriyle ilişkili olan sahte genlik dalgalanmalarına yol açabilmekte ve bu sebeple tüm bantların algısal olarak kaynaşmasına sebep olarak, hedef konuşmayı arka plan seslerinden ayırmayı zorlaştırmaktadır (57).

2.6.3. Koklear İmplantlarda Fasiyal Sinir Uyarımı

Konuşma işlemcilerinin aktivasyon veya programlama süreçleri fasiyal sinirin elektriksel olarak uyarılmasından etkilenebilmektedir. Bu uyarım fasiyal sinir uyarımı olarak isimlendirilmektedir. Literatürde koklear implantasyon sonrasında fasiyal sinir uyarımı görülme oranı %1-15 olarak bildirilmektedir (58). Otoskleroz, temporal kemik kırıkları, menenjit, hipoplazik koklear sinir, koklear malformasyonlar gibi iç kulak anomalilerinde fasiyal sinir uyarımı meydana gelme olasılığı yükselmektedir (59). Fasiyal sinir uyarımını azaltmak veya engellemek için farklı yöntemler bulunmaktadır. Bu yöntemlerden bazıları uyaran amplitüdünü azaltırken süresini uzatmak veya fasiyal sinir uyarımına sebep olan elektrodu kapatmaktır. Elektrotların kapatılması ses kalitesi üzerinde negatif etkiye yol açabilmektedir (60).

2.6.4. Koklear İmplantlarda Uyarım Türleri

Bifazik Uyarım

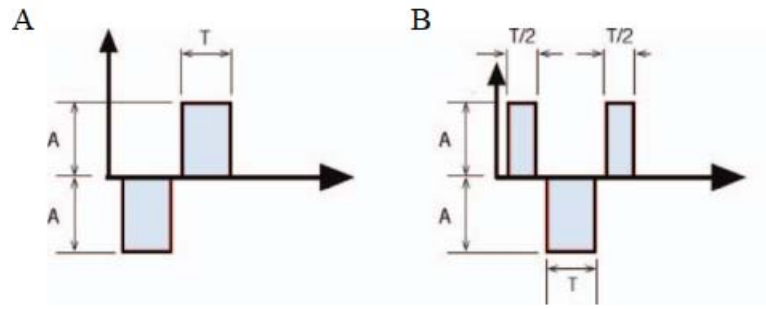
Mevcut koklear implant programlama ara yüzlerinin çoğunda kullanılan en yaygın uyarım türü örtüşmeyen şarj dengeli iki fazlı (*non – overlapping charge – balanced bifazik*) uyarımlardır. Bifazik uyarımlar zıt polariteye sahip birbirini takip

eden iki fazdan oluşmaktadır. Her uyarım döngüsünde filtrelerden elde edilen çıktılar taranmakta ve seçilen her bir elektroda bir uyarım gönderilmektedir. Her bir uyarımın boyutu (süre ve/veya büyüklüğü) bu uyarıma karşılık gelen filtre çıktısının büyüklüğüne bağlıdır. (61).

Trifazik Uyarım

Güncel araştırmalar sonucunda, konuşma puanlarında önemli bir düşüş olmaksızın, fasiyal sinir uyarımını engellemede kullanılabilecek bir seçenek olarak “*Triphasic Pulse Stimulation*” (MED-EL, Innsbruck, Avusturya) geliştirilmiştir (61). Trifazik uyarım, aynı polariteye sahip iki faz ve bu iki fazın arasında yer alan, zıt polariteye sahip bir fazdan oluşmaktadır. Koklear implant aracılığı ile gönderilen uyarımlarda amplitüd değeri ve uyarım durasyonunun çarpılması ile elde edilen değer şarj (*charge*) olarak ifade edilmektedir. Trifazik uyarımda zıt polariteye sahip fazların şarj değerleri birbirine eşittir. Bu sayede toplam şarj değeri 0 olarak kalmaktadır (62).

Trifazik uyarımın eşit uyarım seviyelerinde bifazik uyarıma göre algısal olarak daha düşük gürlük meydana getirdiği, bu sebeple elektriksel uyarımın üst limiti olan ve “*comfortable level (C)*” veya “*most comfortable level (MCL)*” olarak adlandırılan seviyenin bifazik uyarım ile karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu bulunmuştur. C/MCL seviyelerinde meydana gelen bu artışın sonucu olarak ise koklear implantlarda elektriksel dinamik ranj olarak isimlendirilen elektriksel uyarımın sağlandığı aralığın genişlediği bulunmuştur (63). Ayrıca bifazik uyarım, her fazda farklı nöral popülasyonları aktive etmekte ve bu sebeple daha az yere özgü nöral uyarılmaya yol açmakta iken trifazik uyarım yalnızca büyük, katodik fazdaki nöronları aktive etme eğilimindedir ve bu sayede daha yere özgü uyarım sağlanabilmektedir (62). Şekil 2.4.’te bifazik uyarım ve trifazik uyarım şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.4.A: bifazik uyarım, **Şekil 2.4.B:** trifazik uyarım (61)

(T:süre, A: amplitüd)

2.6.5. Koklear İmplantlarda Akım Yayılımı

Koklear implant kullanıcıları gürültülü ortamlarda normal işitmeye sahip olan bireyler ile karşılaştırıldığında daha fazla zorluk yaşamaktadır. Bu durumun mevcut koklear implant teknolojilerindeki spektro-temporal çözünürlüğün zayıf olması ve nöral akım yayılımı ile ilişkilendirilen spektral bulaşma (*spectral smearing*) sebeplerinden kaynaklandığı düşünülmektedir (8). Yüksek iletkenliğe sahip koklear sıvılar ile çevredeki kemik dokusu arasındaki büyük empedans farkı, elektriksel akımın bir kısmının kokleanın spiral yapısı boyunca yayılmasına neden olarak uyaran sağlayan elektrotun çok yakınındaki çevresel nöral popülasyonun da aktive olmasına sebep olmaktadır (64).

Üst üste binen nöron alt kümeleri, farklı elektrotlar tarafından uyarılmakta ve bu sebeple uyarım paterninde spektral bulaşma meydana gelmektedir. Spektral bulaşmanın sonucu olarak kanallar arasındaki bağımsız spektral ve temporal bilginin aktarımı sınırlanmaktadır (65, 66). İki veya daha fazla kanal aynı anda aktive edildiğinde, meydana gelen elektriksel alanların toplamı bu istenmeyen bozulmaları şiddetlendirmekte ve gürlük algısında öngörülemeyen dalgalanmalara yol açabilmektedir (67).

Mevcut koklear implantlar, tipik olarak nöral akım yayılımı ile ilişkili olan spektral çözünürlük kaybını telafi edememektedir ancak yeni geliştirilmiş bir uyarım türü olan trifazik uyarımın kullanımı ile akım yayılımı sorununun azaldığı literatür çalışmalarında bildirilmektedir. Trifazik uyarımda yer alan 3. fazın yönlendirilmesi elektriksel artefaktın azalmasını sağlamaktadır. Trifazik uyarımın artefakt azaltma

üzerindeki etkisinin kısa süreli temporal etkiden kaynaklandığı düşünülmektedir. Aynı etkinin akım yayılımını azaltarak fasiyal sinir uyarımını etkileyeceği öne sürülmektedir (68).

2.7. Spektral ve Temporal Çözünürlüğün Değerlendirilmesi

Spektral ve temporal çözünürlüğün değerlendirilmesi için farklı test bataryaları kullanılmaktadır. Bu test bataryalarından bazıları Tablo 1’de sunulmuştur.

Tablo 2.1. Spektral ve Temporal Çözünürlük Değerlendirme Testleri

Spectral – Temporally Modulated Ripple Test (SMRT)	Aronoff ve Landsberger (2013) (69)
Modulation Depth Treshold Test (EasyMDT)	Landsberger ve Stupak (2021) (70)
Temporal modulation detection (TMD)	Won ve diğ. (2011) (71)

2.7.1. Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi – SMDT (*Spectral – Temporally Modulated Ripple Test - SMRT*)

Aronoff ve Landsberger (69) tarafından geliştirilen spektral – temporal modüle dalgalanma testi (SMDT) adaptif ve verilen zaman aralığında spektral olarak modüle edilmiş dalgalanmalar içermektedir. Bu test, hedef uyarının dalgalanma (ripple) yoğunluğunun dinleyici tarafından referans uyarandan ayıramayacağı seviyeye kadar değiştirildiği adaptif bir prosedürden oluşmaktadır. Her bir uyarın 44.1 kHz örnekleme hızı ile üretilmiş olup 100 ms’lik lineer başlangıç ve bitiş rampasına sahip, toplamda 500 ms süreden oluşmaktadır. Ayrıca, 100 ila 6400 Hz arasında bir oktavın her 1/33.333’ünde aralıklandırılmış olup 202 eşit genlikli saf ton frekans bileşenine sahip harmonik olmayan bir ton kompleksi kullanılarak üretilmiştir. Kullanılan saf ses uyarınların amplitüd değerleri farklı faz başlangıçlarına sahip sinüs dalgaları ile zamansal olarak modüle edilmektedir. Başlangıç fazındaki bu değişim sayesinde hedef uyarının frekansında dalgalanma meydana gelmektedir. Bir adet dizüstü bilgisayar aracılığı ile yürütülen test prosedürü ise her döngüde üç uyarın sunulup bu uyarınlar içerisinde farklı olanın

katılımcı tarafından belirlemesine dayanmaktadır. Bu döngülerde yer alan uyarılardan ikisi, 20 rpo'ya (*ripple per octave*) sahip olan referans uyarı iken hedef uyarı ilk döngüde 0.5 rpo değerine sahiptir. Hedef uyarının rpo değeri her döngüde 1 yukarı / 1 aşağı prosedürü kullanılarak 0.2 rpo değiştirilmektedir. Sonuç olarak hedef uyarının dalgalanma yoğunluğu katılımcının doğru cevapları ile 0.2 rpo artar iken yanlış cevaplarda 0.2 rpo azalmaktadır. Dalgalanmaların tekrarlanma oranı sabit olup 5 Hz'dir. Dinleyiciye uyarının sunulması 10 hatalı cevap elde edilene kadar devam etmekte ve test sonucunda elde edilen SMRT puanı son 6 hatalı cevaba ait rpo değerinin ortalaması olarak yazılım tarafından otomatik hesaplanmaktadır. Uyarılar serbest alanda, dinleyici ile 1 m mesafede 0° azimutta konumlandırılmış olan hoparlörden 65 dB (A) düzeyinde sunulmaktadır. <https://www.ear-lab.org/smrt.html> adresinden SMRT ücretsiz olarak temin edilebilmektedir (69).

2.7.2. Modülasyon Derinlik Eşiği Testi – MDET (*Modulation Depth Threshold Test - EasyMDT*)

Landsberger ve Stupak (70) tarafından temporal modülasyon tanıma becerilerini değerlendirmek amacı ile MDET testi geliştirilmiştir. MDET testi, geniş bant beyaz gürültü içerisinde yer alan genlik modülasyonlarını tespit etmek için gereken minimum modülasyon derinliğini ölçmektedir. Test içerisindeki bütün uyarılar 44.1 kHz ile örneklenmiş olup 10 ms'lik başlangıç ve bitiş rampaları ile toplamda 1000 ms'lik geniş bant beyaz gürültüden oluşmaktadır. Referans uyarılar modüle edilmemiş iken hedef uyarılara sinüzoidal olarak amplitüd modülasyonu uygulanmıştır. Yazılım içerisinde 10, 50, 75, 100, 150, 200 ve 300 Hz olmak üzere 7 farklı modülasyon hız (*rate*) seçeneği yer almaktadır. Araştırmacılar tarafından bütün modülasyon frekanslarında elde edilen değerler ile en yüksek korelasyon gösteren modülasyon hız değerinin 100 Hz olduğu ve yalnızca 100 Hz'in değerlendirilmesi ile bütün modülasyon frekans değerlerinde elde edilebilecek olan sonuçların tahmini olarak elde edilebileceği bildirmiştir. Bu sebeple çalışmamızda 100 Hz modülasyon frekansı kullanılarak değerlendirme yapılmıştır. Modülasyon derinliği her bir döngüde değişmek ile birlikte modülasyon 90° faz ile başlamaktadır. Modüle edilmiş ve modüle edilmemiş uyarılar arasında eşit uzun vadeli yoğunluğu (*equal long-*

term intensity) koruyabilmek için hedef dalga formundaki her uyarın $1 + (m^2 / 2)$ ile bölünmüştür. Verilen formülde m değeri modülasyon derinliğini ifade etmektedir.

Minimum fark edilebilir modülasyon derinliğinin ölçülebilmesi için dinleyiciye her döngüde ikisi referans değeri hedef uyarın olmak üzere 3 uyarının sunulduğu adaptif bir prosedür kullanılmaktadır. Döngüler içerisinde yer alan hedef uyarının sırası yazılım tarafından rastgele belirlenmektedir. Uyarınlar 300 ms'lik sessizlik ile ayrılmaktadır. İlk hedef uyarın için kullanılan modülasyon derinliği %100'dür. Dinleyiciden gönderilen uyarın seti içerisinde farklı olan uyarını bulması istenmektedir. Hedef uyarının modülasyon derinliği her döngüde 1 yukarı / 1 aşağı prosedürü kullanılarak 1 dB değiştirilmektedir. 12 uyarın setinin sunulması sonucunda test sona ermekte ve son 6 uyarın setinde elde edilen cevapların ortalaması sistem tarafından otomatik olarak hesaplanıp tahmini modülasyon derinlik eşiği olarak verilmektedir. Yazılım içerisinde yer alan 7 farklı modülasyon frekansından herhangi birini seçerek test etmek mümkündür. Birden fazla modülasyon frekansının seçilmesi halinde her döngüde test edilecek olan modülasyon frekansı yazılım tarafından rastgele seçilmekte ve her bir modülasyon frekansı için 12 döngü tamamlandığında test sona ermektedir. Test protokolünün uygulanabilmesi için bir adet bilgisayar ve serbest alanda bir adet hoparlör gerekmektedir. Uyarınlar serbest alanda, dinleyici ile 1 m mesafede 0° azimutta konumlandırılmış olan hoparlörden 60 dB SPL düzeyinde sunulmaktadır. MDET, <https://www.ear-lab.org/software-downloads.html> adresinden ücretsiz olarak temin edilebilmektedir (70).

2.7.3. Temporal Modülasyon Tanıma Testi (TMT)

TMT testi temporal zarf hassasiyetini ölçmek amacı ile geliştirilmiştir. Birer saniyelik iki aralık barındıran akustik uyarının toplam süresi 2 saniyedir. Bu intervallerden bir tanesi sinüzoidal olarak amplitüd modülasyonu uygulanmış olan geniş bant bir gürültü iken diğeri sürekli geniş bant beyaz gürültüden oluşmaktadır. Sinüzoidal amplitüd modülasyonu $f(t)[1 + m_i \sin(2\pi f_m t)]$ [$f(t)$:genişbant gürültü, m_i modülasyon indeksi, f_m : modülasyon frekansı] eşitliğine göre uygulanmış, modüle edilmiş sesteki akustik yoğunluk artışını telafi etmek için ise modüle edilmiş dalga formu $1 + (m_i^2/2)$ çarpanına bölünmüştür. Her iki uyarın da 10 ms'lik lineer

başlangıç ve bitiş rampalarına sahip olup uyarılar arasında boşluk bulunmamaktadır. Uyarılar 65 dBA düzeyinde sunulmakta ve 10, 50, 75, 100, 150, 200 ve 300 Hz olmak üzere 7 farklı modülasyon frekansı test edilmektedir. Katılımcılardan modüle edilmiş gürültüyü içeren aralığı seçmeleri beklenmektedir. Modülasyon derinliği eşliğini ölçmek için 2-aşağı, 1-yukarı uyarlamalı bir prosedür kullanılmaktadır. Test %100 modülasyon derinliği ile başlayıp ilk dört adımda 4 dB'lik, geriye kalan 10 adımda ise 2 dB'lik adımlar ile azalmaktadır. TMT eşliği son 10 adımda elde edilen değerlerin ortalaması ile belirlenmektedir (71).

3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Türü

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulunca GO – 22/703 proje numarası ve 2022/18 – 27 karar numarası ile onaylanmıştır (Ek – 1). Sağlık Bilimler Enstitüsü, Odyoloji Anabilim Dalı, Odyoloji Tezli Yüksek Lisans Programı Kapsamında yüksek lisans tezi olarak yürütülmüştür. Çalışma öncesinde yapılan güç analizi sonucunda %95 güvenilirlikle katılımcı sayısı minimum 20 olarak belirlenmiştir. Bütün katılımcılara çalışma öncesinde araştırma hakkında bilgilendirme yapılmış, yazılı olarak izinleri alınmış ve gönüllülük esasına dayanılarak çalışmaya katılımları gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışma kapsamında yeni geliştirilmiş bir uyarım türü olan trifazik uyarımın normal iç kulak yapılarına sahip olup fasiyal sinir uyarımı olmayan koklear implant kullanıcılarında spektral ve temporal rezolüsyon becerileri üzerindeki anlık etkisini değerlendirmek amaçlanmıştır. Bu kapsamda bifazik ve trifazik uyarımlar için spektral ve temporal rezolüsyon becerileri psikofiziksel olarak değerlendirilmiş ve elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

3.2. Araştırmanın Örneklemi

3.2.1. Katılımcıların Belirlenmesi

Dahil edilen katılımcılar, Hacettepe Üniversitesi Hastanesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı'nda koklear implant cerrahisi yapılmış olup Hacettepe Üniversitesi Odyoloji Bölümünde rutin takiplerine devam eden koklear implant kullanıcıları arasından seçilmiştir. Çalışmaya, en az bir yıl süre ile koklear implant kullanan, normal iç kulak yapılarına sahip, fasiyal sinir uyarımı olmayan, implantlı serbest alan eşikleri konuşma muzu içerisinde yer alan 16-40 yaş aralığında 21 birey (13 kadın 8 erkek) dahil edilmiştir. Gönüllülük esasına dayalı olarak çalışmaya katılmayı kabul eden bireylere çalışmaya başlamadan önce Aydınlatılmış Onam Formu imzalatılmıştır. Çalışmaya katılan her bireyden anamnez alınmış ve Demografik Veri Formu (Ek-2) doldurtulmuştur.

3.2.2. Çalışmaya Dahil Edilme ve Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

Çalışmaya dahil edilen katılımcıların belirlenmesinde dikkate alınan kriterler aşağıda sıralanmıştır:

- 1) 7 – 45 yaş aralığında olmak
- 2) En az bir yıl süre ile MED-EL koklear implant kullanıyor olmak
- 3) Fasiyal sinir uyarımı olmamak
- 4) Serbest alan eşikleri konuşma muzu içerisinde olmak
- 5) Normal iç kulak yapılarına sahip olmak
- 6) Çalışmaya katılmaya gönüllü olmak

Dahil olma kriterlerini karşılamayan ve aşağıda belirtilen özelliklere sahip olan bireyler çalışmaya dahil edilmemiştir:

- 1) 7 – 45 yaş aralığında olmamak
- 2) 1 yıldan az süre ile koklear implant kullanıyor olmak veya MED-EL haricinde bir koklear implant kullanıyor olmak
- 3) Fasiyal sinir uyarımı olmak
- 4) Serbest alan eşikleri konuşma muzu içerisinde olmamak
- 5) Herhangi bir iç kulak anomalisine sahip olmak
- 6) Çalışmaya katılmaya gönüllü olmamak

3.3. Yöntem

Trifazik uyarım ile değerlendirme yapılabilmesi için çalışmaya katılmayı kabul eden kullanıcılarda mevcut olarak kullanmakta oldukları bifazik uyarım modu ile oluşturulmuş olan programları baz alınarak trifazik uyarım ile bir program oluşturulmuştur. Kullanıcıların yanıtları ve psikofiziksel değerlendirmeler doğrultusunda bu program üzerinde “*fine – tuning*” yapılarak, konforlu dinleme sağlayan, dinleyiciye özgü programlar elde edilmiştir. Katılımcılar ortalama 1 saat süre ile yeni oluşturulan programlarını kullandıktan sonra değerlendirmeye alınmıştır.

3.3.1. Katılımcıların Değerlendirilme süreci

İlk olarak katılımcılar bifazik ve trifazik uyarım ile koklear implantlı işitme eşiklerinin belirlenebilmesi için serbest alan değerlendirmesine alınmıştır. Test ses yalıtımlı sessiz odada GSI AudioStar Pro™, Grason-Stadler Inc klinik odyometre ile yapılmıştır. Karşı kulağında rezidüel işitmesi mevcut olan hastalarda ise TDH 39 supraaural kulaklık kullanılarak işitme eşikleri belirlenmiştir. Serbest alan değerlendirmesinde her iki uyarımın test edilme sırası randomize olarak belirlenmiştir.

Bimodal ve bilateral cihaz kullanan katılımcılarda spektral ve temporal rezolüsyon değerlendirmesi esnasında karşı kulakta yer alan işitme cihazı veya koklear implant çıkarılarak değerlendirme tek bir kulak üzerinden yürütülmüştür. Karşı kulağında rezidüel işitmesi olan katılımcılarda işitme kaybının derecesinin belirlenmesi için Clark tarafından 1981'de oluşturulan işitme kaybı sınıflandırması kullanılmıştır (72). İşitme kaybının derecesi 500-1000-2000 ve 4000 Hz'de elde edilen işitme eşiklerinin ortalamasına göre belirlenmektedir. İşitme kaybı sınıflandırılması tablo 3.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. İşitme Kaybı Sınıflandırması (72)

İşitme kaybı derecesi	İşitme kaybı aralığı (dB HL)
Normal	-10 – 15
Çok hafif	16 – 25
Hafif	26 – 40
Orta	41 – 55
Orta ileri	56 – 70
İleri	71 – 90
Çok ileri	91+

Serbest alan değerlendirmesi sonrasında katılımcılar spektral ve temporal rezolüsyon becerilerinin değerlendirilmesi için tek oturumda iki farklı teste tabi tutulmuştur. Spektral rezolüsyon değerlendirmesi için Spektral-Temporal Modüle Dalgalanma Testi (*Spectral-Temporally Modulated Ripple Test -SMRT*), temporal rezolüsyon değerlendirmesi için ise Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (*Modulation*

Depth Threshold Test - EasyMDT) kullanılmıştır. Her test oturumundan önce ilk olarak katılımcılara test prosedürü ile ilgili sözlü bilgi verilmiş sonrasında ise yazılımlar içerisinde yer alan deneme oturumu yapılarak katılımcıların testler içerisindeki uyaranlara aşinalık kazanması sağlanmıştır.

Her iki oturumda da katılımcılar aynı testlere tabi tutulmuş olup bir oturumda bifazik uyarım modu ile değerlendirme yapılırken diğer oturumda trifazik uyarım modu ile değerlendirme yapılmıştır. Testlerde meydana gelecek olan alışma etkisini önlemek için bifazik ve trifazik uyarım modları ile değerlendirme ve spektral – temporal rezolüsyon değerlendirme sırası randomize olarak seçilmiştir.

3.3.2. Spektral ve Temporal Rezolüsyon Değerlendirmesi

Bu değerlendirme kapsamında katılımcılara ses yalıtımlı odada Spektral-Temporal Modüle Dalgalanma testi – SMDT (*Spectral – Temporally Modulated Ripple test* - SMRT) ve Modülasyon Derinlik Eşiği Testi – MDET (*Modulation Depth Treshold Test* (EasyMDT) uygulanmıştır. Katılımcılar “JBL” marka “Control One” model pasif hoparlör ile kulak hizaları arasında 1 metre mesafe bulunacak şekilde pozisyonlanmış, uyaranların sunulabilmesi için hoparlör “TONMAISTER” marka “T-100” model stereo amfiye bağlanmıştır. Test uyaranları 0° azimuttan sunulmuştur. Test bir dizüstü bilgisayar aracılığı ile ilgili ilgili yazılım üzerinden yapılmıştır. Test uyaranının SMDT için 65 dB(A) düzeyine, MDET için ise 60 dB SPL düzeyine ayarlanabilmesi için dijital ses seviyesi ölçer (*Sound Level Meter*) ile kalibrasyon yapılmıştır.

3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışma kapsamında elde edilen verilerin analizi için SPSS 20 istatistik paket programı kullanılmıştır. Tüm hipotez testlerinde sonuçların yorumlanması için anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alınmıştır. Tanımlayıcı istatistikler ise ortanca ve çeyrekler arası açıklık değerleri ile verilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile incelenmiştir. Verilerin grup içerisinde farklılık gösterip göstermediği parametrik test koşulları sağlandığı durumda Eşleştirilmiş Örneklemeler T Testi, sağlanmadığı durumda ise Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi ile analiz edilmiştir.

4.BULGULAR

Yeni geliştirilmiş bir uyarım metodu olan trifazik uyarımın koklear implant kullanıcılarında spektral ve temporal rezolüsyon becerileri üzerindeki kısa süreli etkilerini değerlendirdiğimiz çalışmamızda elde edilen bulgular analiz sırasına göre aşağıda sunulmaktadır.

4.1. Demografik Bilgiler

Çalışmamıza 16-40 yaş aralığında 13 tek taraflı, 2 çift taraflı ve 6 bimodal kullanıcı olmak üzere 21 birey (13 kadın 8 erkek) dahil edilmiştir. Çalışma grubuna ait ortalama implantasyon yaşı $10,33 \pm 10,16$ yıl (değer aralığı:1 – 35, ortanca:7), ortalama Kİ kullanım süresi $11,09 \pm 6,02$ yıl (değer aralığı:2 – 21, ortanca:14) olarak elde edilmiştir. Çalışma grubuna ait demografik bilgiler ve Kİ tarafları Tablo 4.1.'de gösterilmektedir. Katılımcıların işitme kaybı ve koklear implantlarına ait bilgiler Tablo 4.2.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Katılımcılara Ait Demografik Bilgiler

Sayı	Kİ Tarafı		Cinsiyet		X±SS (yıl)	Yaş Değer Aralığı (yıl)
	Sağ	Sol	Kadın	Erkek		
13	8	13	8	21,87±6,05	16-40	

X: Ortalama, SS: Standart sapma

Tablo 4.2. Katılımcılara Ait İşitme Kaybı ve Koklear İmplant Bilgileri

Etiyoloji				İK Başlangıcı		Koklear İmplant	
Konjenital İdiyopatik (n)	Konjenital Progresif (n)	Yüksek Ateş (n)	Ototoksisite (n)	Prelingual (n)	Postlingual (n)	İmplantasyon Yaşı (yıl)	Kullanım Süresi (yıl)
12 (%57,1)	7 (%33,3)	1 (%4,8)	1 (%4,8)	15 (%71,4)	6 (%28,6)	10,33±10,16	11,09±6,02

(İK: işitme kaybı, n:sayı)

Karşı kulağında rezidüel işitmesi olan bimodal 6 kullanıcı için işitme kaybı dereceleri saf ses ortalamaları (SSO) baz alınarak hesaplanmıştır. 4 katılımcıda ileri derecede işitme kaybı (sırası ile SSO: 80 dB, 83 dB, 84 dB, 86 dB), 2 katılımcıda ise çok ileri derecede işitme kaybı (sırası ile SSO: 93 dB, 100 dB) elde edilmiştir. İşitme kaybının derecesi uyarın sunum şiddetinden daha fazla olduğu için bimodal kullanıcılarda karşı kulağa (kontralateral) maske uygulaması yapılmamıştır. Bilateral koklear implant kullanan iki katılımcı ise bir tarafta dahil edilme kriterlerini sağlamadığı için (bir yıldan az süre ile Kİ kullanmak) tek taraflı olarak değerlendirilmeye alınmıştır.

4.2. İmplantlı Serbest Alan İşitme Eşikleri Bulguları

Çalışma grubunda bifazik uyarım modu ve trifazik uyarım modu ile elde edilen implantlı serbest alan işitme eşiklerini farkının normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro-Wilk testi ile istatistiksel olarak incelenmiştir. Veriler normal dağılım göstermediği için grup içi karşılaştırma Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi kullanılarak yapılmıştır. Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi sonuçlarına göre grup içerisinde bifazik uyarım ve trifazik uyarım kullanılarak elde edilen implantlı serbest alan işitme eşiklerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı gözlenmiştir ($p>0,05$). İmplantlı serbest alan işitme eşiklerinde frekans bazında karşılaştırmada elde edilen değerler Tablo 4.3.'te gösterilmektedir.

Tablo 4.3. Serbest Alan İmplantlı İşitme Eşiklerinin Karşılaştırılması

	0.25kHz T-B	0.5kHz T-B	1kHz T-B	2kHz T-B	4kHz T-B	6kHz T- B
Eşik Farkı (ortanca)	0 dB	0 dB	0 dB	0 dB	0 dB	0 dB
p değeri	0,317	0,480	0,480	1,000	0,942	0,058

(T: trifazik uyarım, B: bifazik uyarım, kHz: Kilohertz, dB: Desibel)

*Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi

4.3. Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi (SMDT) Bulguları

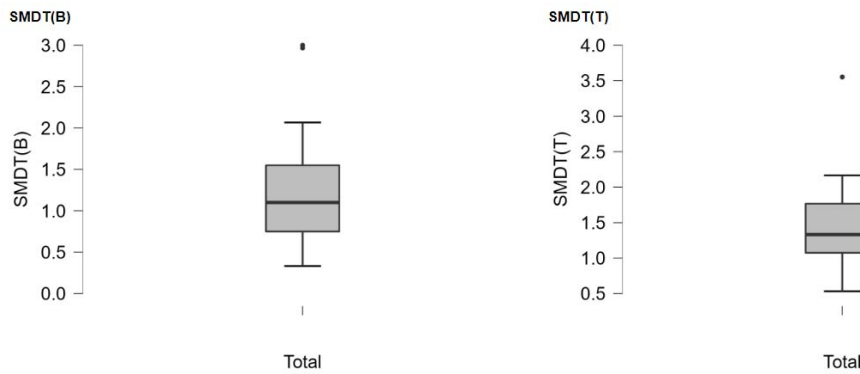
Çalışma grubunda bifazik uyarım modu ve trifazik uyarım modu ile elde edilen spektral temporal modüle dalgalanma testi skorları farkının normalliği Shapiro-Wilk testi ile istatistiksel olarak incelenmiştir. Veriler normal dağılım gösterdiği için grup içi karşılaştırma Eşleştirilmiş Örneklem T Testi kullanılarak yapılmıştır. İstatistiksel analiz sonucunda ise bifazik uyarım ve trifazik uyarımda elde edilen SMDT testi skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı gözlenmiştir ($p=0,266$) (Bkz. Şekil 4.1.). SMDT testinde her iki uyarım modunda elde edilen ortalama, standart sapma minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.4.'te gösterilmektedir.

Tablo 4.4. Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi (SMDT) Bulguları

	N	X±SS (rpo)	Ortanca (rpo)	Çeyrekler Arası Açıklık (rpo)	Değer Aralığı (rpo)	p Değeri
SMDT (B)	21	1,259 (±0,749)	1,110	0,800	0,333 – 3,000	-
SMDT (T)	21	1,439 (±0,660)	1,333	0,692	0,533 – 3,553	-
SMDT (B) – SMDT (T) Farkı	21	0,160 (±0,639)	0,234	0,719	-1,467, 1,200	0,266

(B: Bifazik uyarım, T: Trifazik uyarım, N: kişi sayısı, X: ortalama, SS: standart sapma, rpo: ripple per octave)

*Eşleştirilmiş Örneklem T Testi



Şekil 4.1. Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testi (SMDT) Bulguları

(B: bifazik uyarım, T: trifazik uyarım)

4.4. Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (MDET) Bulguları

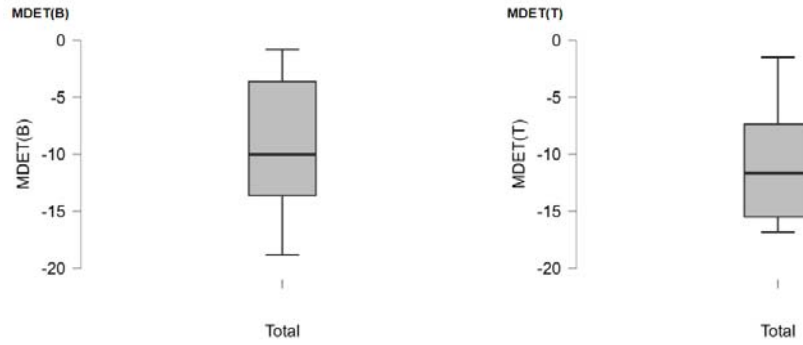
Çalışma grubunda bifazik uyarım modu ve trifazik uyarım modu ile elde edilen Modülasyon Derinlik Eşiği Testi skorları arasındaki farkın normalliği Shapiro-Wilk testi ile istatistiksel olarak incelenmiştir. Fark normal dağılım göstermediği için grup içi karşılaştırma Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi kullanılarak yapılmıştır. İstatistiksel analiz sonucunda ise bifazik uyarım ve trifazik uyarımda elde edilen MDET skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu gözlenmiştir ($p=0,014$) (Bkz. Şekil 4.2.). MDET değerlendirmesinde her iki uyarım modunda elde edilen ortalama, standart sapma minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.5.'te, gösterilmektedir.

Tablo 4.5. Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (MDET) Bulguları

	N	X±SS (dB)	Ortanca (dB)	Çeyrekler Arası Açıklık (dB)	Değer Aralığı (dB)	p Değeri
MDET (B)	21	-9,735 (±5,655)	-10,000	9.998	-18,830 – - 0,830	-
MDET (T)	21	-10,502 (±5,165)	-11,670	8.125	-16,830 – - 1,500	-
MDET (B) – MDET (T) Farkı	21	1,407 (± 3,124)	1,340	1,860	-5,330 – 12,000	0,014*

(*: $p<0,05$, B: bifazik uyarım, T: trifazik uyarım, n: kişi sayısı, X: ortalama, SS: standart sapma, dB: desibel)

*Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi



Şekil 4.2. Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (MDET) Bulguları

(B: bifazik uyarım, T: trifazik uyarım)

4.5. Programlama Parametreleri Bulguları

Çalışmamızın birincil amacı normal iç kulak yapılarına sahip olup fasiyal sinir uyarımı olmayan koklear implant kullanıcılarında trifazik uyarımın spektral ve temporal rezolüsyon üzerindeki kısa süreli etkisini değerlendirmektir. Bu amaç doğrultusunda spektral rezolüsyon ve temporal rezolüsyon becerilerini değerlendirmek amacı ile geliştirilmiş olan SMDT ve MDET testlerinde elde edilen bulgular uyarım modu bazında grup içerisinde karşılaştırılmıştır. Spektral ve temporal rezolüsyon becerilerine etki edebilecek olan programlama parametreleri; hız, uyarın genişliği, elektriksel dinamik alan, eşik seviyesi ve en rahat dinleme seviyeleri uyarımlar arasında elektrot çiftleri bazında karşılaştırılmıştır. İki eş arasındaki farkın normalliği Shapiro-Wilk Testi ile değerlendirilmiştir. Veriler normal dağılım göstermediği için grup içi değerlendirme Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi ile yapılmıştır. Her iki uyarım modunda kullanılan programlama parametrelerinden elektriksel dinamik alan, eşik seviyesi ve rahat dinleme seviyelerinde elektrot çiftleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilmemiştir ($p \geq 0,056$). Hız ve uyarın genişliği parametrelerinde ise bütün elektrot çiftlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmiştir. Programlama parametrelerinin karşılaştırılması ile elde edilen değerler Tablo 4.6.'da gösterilmektedir.

Tablo 4.6. Programlama Parametreleri Bulguları

Elektrot	Hız Farkı (pps) (M)	Hız p Değeri	UG Farkı (µs) (M)	UG p Değeri
E1T-E1B	1332,5	0,000*	3,75	0,000*
E2T-E2B	1332,5	0,000*	3,75	0,000*
E3T-E3B	1318	0,000*	4,58	0,000*
E4T-E4B	1318	0,000*	5,41	0,000*
E5T-E5B	34	0,006*	4,17	0,000*
E6T-E6B	34	0,006*	2,92	0,000*
E7T-E7B	34	0,025*	2,50	0,001*
E8T-E8B	34	0,006*	5,41	0,000*
E9T-E9B	33,5	0,010*	3,95	0,001*
E10T-E10B	33	0,009*	2,91	0,031*
E11T-E11B	33	0,047*	3,75	0,013*
E12T-E12B	34	0,011*	5,00	0,011*

(*: $p < 0,05$, E: Elektrot, T: Trifazik uyarım, B: Bifazik uyarım, UG: Uyarın genişliği, M: ortanca, pps: Pulse per second, µs: mikrosaniye)

*Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi

4.6. Cihazlandırma Türünün Bulgular Üzerindeki Etkileri

Çalışma grubumuzda bimodal, tek taraflı ve iki taraflı olmak üzere üç farklı cihazlandırma türünü kullanmakta olan katılımcılar yer almaktadır. Cihazlandırma türünün spektral ve temporal rezolüsyon teslerinde elde edilen bulgular üzerinde bir etkisinin olup olmadığının değerlendirilebilmesi için çalışma grubu cihazlandırma türüne göre üç gruba ayrılmıştır. Bu üç grup tek taraflı 13 katılımcı, bimodal 6 katılımcı ve iki taraflı 2 katılımcıdan oluşmaktadır. İki taraflı koklear implant kullanan katılımcı sayısı sınırlı olduğu için bimodal ve tek taraflı olmak üzere iki grup üzerinden karşılaştırma yapılmıştır. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro – Wilk Testi ile değerlendirilmiş ve veriler normal dağılım gösterdiği için Bağımsız Örneklem T – Testi kullanılarak her iki grup arasında

istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığı incelenmiştir. İstatistiksel değerlendirme sonucunda SMDT ve MDET testlerinde bifazik ve trifazik uyarım modu ile yapılan değerlendirmelerde bimodal ve tek taraflı kullanıcılar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı gözlenmiştir ($p > 0,05$). Bimodal ve Tek taraflı kullanıcıların karşılaştırılması ile elde edilen bulgular Tablo 4.7.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.7. Cihazlandırma Seçeneklerinin Karşılaştırılması

	SMDT (B)		SMDT (T)		MDET (B)		MDET (T)	
	BM	TT	BM	TT	BM	TT	BM	TT
X	0,822 (rpo)	1,410 (rpo)	1,061 (rpo)	1,619 (rpo)	-7,248 (dB)	-10,682 (dB)	-7,697 (dB)	-12,426 (dB)
SS	0,272 (rpo)	0,710 (rpo)	0,492 (rpo)	0,724 (rpo)	5,821 (dB)	5,731 (dB)	5,723 (dB)	4,262 (dB)
N	6	13	6	13	6	13	6	13
p Değeri	0,069		0,107		0,243		0,059	

(X: Ortalama, SS: Standart sapma, N: Kişi sayısı, B: Bifazik uyarım, T: Trifazik Uyarım, BM: Bimodal, TT: Tek taraflı, dB: Desibel, rpo: ripple per octave)

*Bağımsız Örneklem T - Testi

5. TARTIŞMA

Bu çalışma kapsamında yeni geliştirilmiş bir uyarım yöntemi olan trifazik uyarımın normal iç kulak yapılarına sahip olup fasiyal sinir uyarımı olmayan koklear implant kullanıcılarında spektral ve temporal rezolüsyon becerileri üzerindeki kısa süreli etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu doğrultuda koklear implant kullanıcısı 21 katılımcıda bifazik uyarım modu ve trifazik uyarım modu kullanılarak spektral ve temporal rezolüsyon becerileri değerlendirilmiştir. Değerlendirme için Spektral-Temporal Modüle Dalgalanma Testi (SMDT) ve Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (MDET) kullanılmıştır. Bifazik uyarım modu ve trifazik uyarım modu kullanılarak oluşturulan programlar arasında işitsel fark etme basamağında istatistiksel olarak anlamlı farklılık meydana gelmediğinden emin olmak amacı ile implantlı serbest alan işitme eşikleri değerlendirilmiş ve hiçbir frekans çiftinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmemiştir. Spektral rezolüsyon becerisini değerlendirmek amacı ile uygulanan Spektral-Temporal Modüle Dalgalanma Testi sonuçlarında bifazik uyarım modu ile trifazik uyarım modu karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç elde edilmemiştir. Temporal rezolüsyon değerlendirmesi için kullanılan Modülasyon Derinlik Eşiği Testi sonuçlarında ise trifazik uyarım modu lehinde anlamlı farklılık elde edilmiştir.

Spektral Çözünürlük

Spektral rezolüsyon becerilerinin gelişimi iki bağımsız mekanizmaya bağlıdır. Bu mekanizmalar frekans çözünürlüğü ve modülasyon hassasiyetidir (73). İşitsel filtrelerin tuningi ile ilgili işitsel sistemin temel bir kapasitesi olan frekans çözünürlüğü, bir sinyalin spektral yerini çözme yeteneğini yansıtmaktadır ayrıca dinleyicinin spektral alandaki perde veya diğer niteliklerde farklılık gösteren sesleri ayırt etme yeteneğini ifade etmektedir (74). Modülasyon hassasiyeti ise, frekans boyunca yoğunluk ipuçlarını genel olarak karşılaştırma ve bir sinyalin farklı spektral bileşenlerinin yoğunluğundaki farklılıkları algılama yeteneğini temsil etmektedir (75). /b/-/d/-/g/, /p/-/t/-/k/ gibi pek çok konuşma sesi spektral ipuçlarına göre değiştiğinden spektral rezolüsyon becerisinin konuşma algısı üzerinde önemli bir rolü vardır. Özellikle olumsuz dinleme koşullarında konuşma seslerinin doğru

şekilde ayırt edilmesi karmaşık akustik sinyallerin spektral bileşenlerini çözme yeteneğine bağlıdır (76).

Koklear implant kullanıcılarında ise çeşitli sebepler dolayısıyla spektral rezolüsyonun bozulduğu bilinmektedir. Koklear implantlarda kullanılan yere özgü intrakoklear elektrot sayısının sınırlı olması spektral yer kodlama becerilerinde düşüşe sebep olmaktadır. Bununla birlikte en yaygın uyarım türü olan monopolar uyarımın kullanılması ile her bir elektrot tarafından üretilen elektriksel alanlarda örtüşme meydana gelmektedir. Bu örtüşme ise elektriksel kanal etkileşimi ile sonuçlanmaktadır (77). Elektrotlar arası akım etkileşimi ve işitme kaybının etiyojisi, cerrahi ve medikal geçmiş gibi bir dizi faktör Kİ kullanıcılarının konuşma tanıma ve spektral rezolüsyon testlerinde genel olarak normal işitenlerden daha kötü performans göstermesine sebep olmaktadır (78).

Koklear implant kullanıcılarında spektral çözünürlüğün ölçülmesi önemlidir çünkü Kİ teknolojilerinin geliştirilmesindeki ana hedeflerden bir tanesi spektral çözünürlüğün iyileştirilmesidir ve bu amaca yönelik olarak çeşitli teknolojik gelişmelere odaklanılmıştır (79). Komşu elektrotlar arasındaki akımı yönlendirme sayesinde fiziksel elektrot sayısının çok daha üzerinde bir perde algısı sağlama bu teknolojik gelişmelere örnek olarak verilebilir (80).

Koklear implant kullanıcılarında spektral çözünürlüğü değerlendirmek için kullanılan en yaygın yöntemler elektrot ayırt etme, elektrot perde sıralaması ve spektral dalga ayırt etme gibi dilden bağımsız testlerdir (81, 82, 20). Bu testlerin birçoğu spektral rezolüsyon ve konuşma algısı arasında bir ilişki olduğunu göstermektedir.

Yapılan bu güncel çalışmada ise koklear implant kullanıcılarından oluşan çalışma grubumuzda spektral çözünürlük becerilerinin değerlendirilmesi amacı ile dilden bağımsız testlerden olan Spektral-Temporal Modüle Dalgalanma Testi (SMDT) kullanılmıştır. SMDT, koklear implant kullanıcılarında spektral rezolüsyon becerilerini değerlendirmek amacı ile kullanılabilir olan güvenilir bir değerlendirme aracı olarak bildirilmektedir (69). Spektral rezolüsyon becerilerinin değerlendirilmesine ek olarak SMDT'nin kullanılacağı diğer klinik alanlar da literatür çalışmalarında bildirilmektedir. Örneğin Henry ve diğ. (20), tarafından

yürütülen çalışmada SMDT skorları ile sessiz ortamda ve gürültüde konuşmayı anlama skorları arasında yüksek korelasyon olduğu gözlenmiştir.

Benzer şekilde Holden ve diğ. (83), tarafından yürütülen çalışmada da SMDT skorlarının sessiz ortamta sessiz-sesli-sessiz formatında tek heceli kelime tanıma (*consonant-nucleus-consonant- CNC*), gürültülü ve sessiz ortamlarda AzBio (Arizona Eyalet Üniversitesi İşitsel Araştırma Laboratuvarı) cümle testleri ve Gürültüde İşitme Testlerinde (*Hearing in Noise Test*) elde edilen sonuçlar ile korelasyon gösterdiği sonucuna ulaşmıştır. Bu bulgular SMDT'nin koklear implant kullanıcılarında konuşma anlama becerilerini tahmin etmede kullanılabilecek yararlı bir araç olduğunu göstermektedir.

Bu çalışmanın araştırma hipotezlerinden birincisi bifazik uyarım modu ile trifazik uyarım modu arasında koklear implant kullanıcılarında spektral rezolüsyon becerileri arasında farklılık olup olmadığının incelenmesidir. Her bir katılımcı iki uyarım modu ile ayrı ayrı SMDT değerlendirmesine tabi tutulmuş ve bu değerlendirmelerden elde edilen sonuçlar birey içi karşılaştırma ile analiz edilmiştir. Elde edilen SMDT skorları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmemiştir. Uyarım modları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmemesine rağmen her iki uyarım modunda elde edilen ortalama SMDT değerleri arasında farklılık mevcuttur. Bifazik uyarım modunun kullanılması ile 21 katılımcıdan elde edilen SMDT değer aralığı 0,333 – 3,000 rpo (ortanca: 1,259) iken trifazik uyarım modu ile elde edilen SMDT değer aralığı 0,533 – 3,553 rpo (ortanca: 1,333) olarak elde edilmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte her iki uyarım modunda SMDT skorlarının ortalamaları arasında 0,16 rpo fark bulunmaktadır.

SMDT kullanılarak yürütülen literatür çalışmalarda Kİ kullanıcıları için elde edilen rpo değerleri çalışma bazında farklılık gösterebilmektedir. Örneğin Henry ve diğ. (20), tarafından 23 erişkin Kİ kullanıcısının katılımı ile yürütülen çalışmada 0,13 – 1,66 rpo (ortalama = 0,62) aralığında değerler elde edilmiştir. 31 Erişkin Kİ kullanıcıları ile yürütülen başka bir çalışmada ise 0,60 – 4,87 rpo (ortalama = 1,73) aralığında değerler elde edilmiştir (84). 39 Kİ kullanıcısının yer aldığı bir diğer çalışmada ise 1,5 – 6,2 rpo (ortalama = 1,3) aralığında değerler elde edilmiştir (83).

Çalışmamızda her iki uyarım modunun kullanılmasıyla SMDT değerlendirmesinde elde edilen değer aralıkları genel olarak literatür çalışmalarında elde edilen sonuçlar ile uyumludur. Literatürde de bildirildiği üzere elde edilen sonuçlara ait aralığın geniş olmasının bireyler arası farklılıklardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Holden ve diğ. (83), tarafından yürütülen çalışmadan elde edilen sonuçlar üzerinden linear regresyon analizi yapıldığında erişkin Kİ kullanıcılarında SMDT skorlarında meydana gelen 1 rpo'luk bir artışın 8 dB sinyal gürültü oranına (SGO) sahip AzBio cümle testinde %11,2 puan daha fazla kelime anlamaya karşılık geldiği bildirilmektedir. Benzer şekilde Zhou (85), tarafından yürütülen çalışmadan elde edilen verilere linear regresyon uygulandığında SMDT skorlarında meydana gelen 1 rpo'luk bir artışın 10 Hz modüle edilmiş beyaz gürültüye sahip CUNY (*The City University of New York*) cümle testinde konuşma tanıma eşliğinde 2,63 dB iyileşmeye karşılık geldiğini göstermektedir.

Regresyon analizlerinden elde edilen sonuçlar rpo değerlerinde meydana gelen iyileşmenin cümle testlerinde daha iyi sonuçlar elde edilebileceğini düşündürmektedir ancak verilen çalışmalarda kullanılan cümle testlerinin Türkçe geçerlik ve güvenilirliği olmadığı için bu ilişkiden yola çıkarak çalışmamızda elde edilen bulguların cümle testleri bazında yorumlanması doğru olmayacaktır.

Temporal Çözünürlük

Temporal çözünürlük zaman içerisinde hızla meydana gelen kısa akustik olayları algılama ve ayırt etme yeteneğini ifade etmektedir. Temporal zarf (*envelop*) tanıma yeteneği ise bir seste zaman içerisinde meydana gelen birkaç hertz ile birkaç yüz hertz aralığındaki amplitüd dalgalanmalarını algılama ve işleme yeteneğini ifade etmektedir. Temporal zarf bilgisi sessiz ortamda konuşmayı ve diğer karmaşık sesleri algılamak için önemlidir (86). Periferik işitsel sistemde temporal zarf kodlamasına işitsel sinir lifi popülasyonlarının senkronize ateşlenmesinin aracılık ettiği düşünülmektedir. Bu nöronlar ses dalga formunun genlik zarfına duyarlıdır ve zarfın tepe noktaları ve çukur noktaları ile senkronize olarak ateşlenmektedir (87).

Temporal çözünürlüğün bir diğer önemli bileşeni ise zamansal incelikli yapı (*temporal fine structure – TFS*) bilgisidir. TFS, sesin dalga formunda temporal

zarftan çok daha hızlı meydana gelen hızlı dalgalanmaları ifade etmektedir. Zaman içinde sesin spektral içeriği hakkında ayrıntılı bilgi sağladığı için konuşma ve müzik gibi karmaşık sesleri işlemede özellikle önemlidir (88). TFS, sesin dalga biçimindeki hızlı değişikliklere yanıt veren işitsel sinir liflerinin faza kilitli ateşlemesi ile iletilmektedir. İşitme sisteminin TFS ipuçlarına duyarlılığının, gürültüde konuşma algısı ve ses lokalizasyonu dahil olmak üzere bir dizi algısal görev için kritik olduğu düşünülmektedir (89).

Koklear implant kullanıcılarında ise temporal rezolüsyon yeteneklerini kısıtlayan çeşitli faktörler bulunmaktadır. Kİ sistemlerinde kullanılan uyaran hız değeri nöral yanıtın zamansal kesinliğini etkileyebilmektedir. Yüksek hız değerleri örtüşen veya kaynaşmış yanıtlara yol açabilirken düşük hız değerleri eksik veya bozulmuş yanıtlara yol açabilmektedir (90). Komşu elektrotlar tarafından iletilen elektriksel uyarım birbiri ile etkileşime girerek zamansal dalga formunda bozulmalara yol açabilmektedir (91). Bu faktörlerin yanı sıra elektrotlar arası mesafe, nöral sağlamlık ve senkronizasyon, işitme kaybının başlama yaşı ve kaybın süresi ve son olarak kognitif faktörler Kİ kullanıcılarında temporal rezolüsyon becerilerini etkileyen faktörler arasında yer almaktadır (92-95).

Temporal rezolüsyon, Kİ kullanıcılarında konuşmanın anlaşılması için kritik öneme sahiptir. Literatür çalışmaları, temporal rezolüsyonu geliştirmenin, özellikle gürültülü ortamlarda konuşma algısında önemli gelişmelere yol açabileceğini göstermektedir (96, 97). Ek olarak, temporal zarf işleme becerisinin Kİ kullanıcılarında konuşma tanıma performansının güçlü bir göstergesi olduğu bildirilmektedir (65). Ayrıca temporal rezolüsyon Kİ kullanıcılarında müzik algısı için de önemlidir. Çalışmalar, daha iyi temporal rezolüsyona sahip Kİ kullanıcılarının müziği daha iyi algılayabildiklerini ve müzikten keyif alabildiklerini göstermektedir (98, 99).

Kİ kullanıcılarında temporal zarf tanıma becerilerini değerlendirmek amacı ile çeşitli testler kullanılmaktadır. Temporal Modülasyon Transfer Fonksiyonu Testi (*Temporal Modulation Transfer Function - TMTF*), Amplitüd Modülasyonu Tanıma Testi (*Amplitude Modulation Detection - AMD*), Rastgele Aralık Tespit Etme Testi

(*Random Gap Detection Test* - RGDT) bu amaçla kullanılan testlerdendir (100 – 102).

Çalışmamızda ise koklear implant kullanıcılarından oluşan çalışma grubumuzda temporal zarf işleme yeteneklerini değerlendirmede kullanılan bir diğer test olan Modülasyon Derinlik Eşiği Testi (MDET) kullanılmıştır. MDET, sinüzoidal bir taşıyıcı sinyaldeki genlik modülasyon derinliğini saptamaya dayanmaktadır. Koklear implant kullanan hem erişkin hem de pediatrik bireylerde temporal rezolüsyon becerilerini değerlendirmek amacı ile kullanılabilir olan güvenilir bir değerlendirme aracı olarak bildirilmektedir. MDET'nin temporal rezolüsyon becerisini değerlendirmenin yanı sıra 100 Hz modülasyon frekansının sessiz ortamta sessiz-sesli-sessiz formatında tek heceli kelime tanıma (*consonant-nucleus-consonant*- CNC), sessiz haft tanıma ve AzBio (Arizona Eyalet Üniversitesi İşitsel Araştırma Laboratuvarı) gürültüde cümle testi ile korelasyonlarının olduğu bildirilmiştir (70).

Araştırmacılar tarafından MDET testi içerisinde yer alan 100 Hz modülasyon frekansının kelime tanıma ve cümle testleri ile korelasyonlarının olduğu bildirilmiştir (70). Bununla birlikte regresyon analizi yapılmadığı için test sonucunda elde edilen modülasyon tanıma eşiği değerleri kelime veya cümle testleri bazında yorumlanamamıştır.

Trifazik uyarımın Kİ kullanıcılarında spektral ve temporal rezolüsyon becerileri üzerindeki kısa süreli etkilerini değerlendirmek amacı ile yürüttüğümüz çalışmamızda çalışma grubunda yer alan 21 bireyde bifazik uyarım modu ve trifazik uyarım modunun kullanılması ile elde edilen SMDT skorları karşılaştırılmıştır. Bifazik uyarım modunun kullanılması ile elde edilen MDET değer aralığı -18,830 - -0,830 dB ($-9,735 \pm 5,655$ dB) iken trifazik uyarım modu ile elde edilen MDET değer aralığı -16,830 - -1,500 dB ($-10,502 \pm 5,165$ dB) olarak elde edilmiştir. Her iki uyarım modunun kullanılması ile elde edilen modülasyon derinlik eşikleri arasındaki fark karşılaştırıldığında ise uyarım modları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmiştir. Trifazik uyarım modunun kullanılması ile bifazik uyarım moduna göre modülasyon derinlik eşiği 1,340 dB (ortalama: 1,407 dB) daha düşük elde edilmiştir.

Modülasyon derinlik eşiğinin iyileşmesi Kİ kullanıcılarına çeşitli faydalar sağlamaktadır. Bu faydalardan ilki konuşma anlaşılabilirliğinin iyileşmesidir (103). Modülasyon derinlik eşiğinin iyileşmesi ile müzik uyarını içerisinde yer alan ritim ve zamanlama ile ilgili ipuçlarının daha iyi temsil edilebileceği ve bu sayede Kİ kullanıcılarında müzik algısının iyileşebileceği bildirilmektedir (104). Ek olarak kapı zili, alarm, araba kornaları gibi önemli temporal bilgileri içerisinde barındıran çevresel sesleri algılama ve ayırt etmede meydana gelebilecek olan iyileşme sayesinde Kİ kullanıcılarında çevresel farkındalığın artmasına katkı sağlayacağı bildirilmiştir (105).

Landsberger ve diğ. (106), tarafından yürütülen, prileminer bulguların verildiği çalışmada erişkin koklear implant kullanıcılarında 100 Hz modülasyon frekansı için elde edilen ortalama modülasyon derinlik eşiği $-10,24 \pm 4,60$ dB olarak bildirilmiştir. Benzer şekilde Landsberger ve Stupak (70), tarafından yürütülen çalışmada 100 Hz modülasyon frekansı için elde edilen ortalama modülasyon derinlik eşiği $-10,668 \pm 4,398$ dB olarak bildirilmiştir. Çalışmamızda elde edilen bulgular literatür çalışmaları ile uyum göstermektedir.

Literatür çalışmaları programlama parametrelerinin temporal zarf tanıma becerileri üzerinde etkili olabileceğini göstermektedir. Elde ettiğimiz anlamlı değişime yol açan olası etmenlerin değerlendirilmesi amacı ile bifazik uyarım modu ve trifazik uyarım modunda kullanılan programlama parametreleri elektrot bazında karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda her iki uyarım modunda elektrot bazında elde edilen eşik seviyeleri, en rahat dinleme seviyeleri ve elektriksel dinamik alan parametreleri karşılaştırıldığında bifazik uyarım ve trifazik uyarım modları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmemiştir. En rahat dinleme seviyeleri ve eşik seviyelerinin hem akım miktarları ile doğrudan hem de elektriksel dinamik alanı belirlemesi sebebi ile dolaylı olarak temporal zarf tanıma becerilerini etkileyebileceği çeşitli araştırmacılar tarafından bildirilmektedir (107).

Çalışmamızda her iki uyarım modunda elektrot bazında elde edilen hız değerleri karşılaştırıldığında bifazik uyarım ve trifazik uyarım modları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmiştir. Elektriksel uyarana ait hız

değerlerinin trifazik uyarım modunda bifazik uyarım moduna göre daha düşük olduğu gözlenmiştir. Elektriksel uyarana ait hız değerinin yükselmesi ile işitsel sinire iletilen temporal ipuçlarının sayısında artış sağlayarak temporal zarf algılama doğruluğunun artırılacağı ancak meydana gelecek olan artış miktarının kullanıcının işitsel sinir fizyolojisine ve gerçekleştirilen spesifik göreve bağlı olduğu bildirilmektedir (84, 107). Bununla birlikte hız artışı ile meydana gelen bu faydanın bir sınırı bulunmaktadır. Belirli bir seviyenin üzerinde uyarım hızını artırmak, elektriksel pulselerin üst üste binmesine ve temporal zarf ipuçlarını algılama yeteneğini bozabilecek şekilde temporal rezolüsyonda azalmaya yol açabilmektedir (108). Bazı araştırmacılar temporal zarf tanıma için hız değerinin yaklaşık 500 – 1000 pps aralığında olduğunda optimal olabileceğini öne sürmektedir ancak bu aralığın elektrot konfigürasyonu gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişebileceği bildirilmektedir (109).

Böckmann – Barthel ve diğ. (110), tarafından yürütülen çalışmada 500, 1000 ve 2000 pps olmak üzere 3 farklı hız değeri kullanılmış ve hız değeri arttıkça temporal zarf tanıma becerilerinin zayıfladığı, en yüksek hız değerinde ise bu negatif etkinin en belirgin olduğu bildirilmiştir. 500 – 2500 pps aralığında 5 farklı hız değeri kullanılarak yürütülen bir diğer çalışmada ise benzer bulgular elde edilmiş, hız değerindeki artış ile birlikte temporal rezolüsyon performansında düşüş meydana geldiği, en yüksek hız değerinde bu etkinin en belirgin hale geldiği bildirilmiştir (111).

Literatür çalışmalarında yer alan bulgular doğrultusunda trifazik uyarım modunun kullanılması ile elektriksel uyarana ait hız değerlerinde meydana gelen istatistiksel olarak anlamlı düşüşün temporal rezolüsyon becerilerinde meydana gelen iyileşmeye katkı sağlayan faktörlerden biri olduğu düşünülmüştür.

Elektriksel uyarının genişliğinin Kİ kullanıcılarında temporal zarf tanıma becerileri üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalarda genel olarak uyarın genişliğinin artması ile temporal zarf tanıma performansında iyileşme meydana geldiği bildirilmektedir (112). Çalışmamızda her iki uyarım modunda elektrot bazında elde edilen uyarın genişliği değerleri karşılaştırıldığında bifazik uyarım ve trifazik uyarım

modları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmiştir, trifazik uyarım modunun kullanılması ile elektriksel uyarın genişliğinin arttığı gözlemlenmiştir.

Örneğin, Pflingst ve diğ. (113), tarafından yürütülen çalışmada pulse süresinin 25 μ s 'den 100 μ s'ye çıkarılmasının temporal zarf tanıma performansını iyileştirdiği bulunmuştur. Araştırmacılar, daha uzun pulse sürelerinin elektrot bölgesinde daha fazla şarj birikmesine izin vererek işitsel sinir liflerinin daha verimli bir şekilde aktivasyon göstermesini sağlayabileceği ve temporal zarf tanıma performansında artış sağlayabileceğini öne sürmüşlerdir. Bununla birlikte pulse süresinin 100 μ s'nin üzerine çıkarılması temporal zarf tanıma performansında daha fazla iyileştirmeye yol açmamış ve hatta performansın düşmesine neden olmuştur. Benzer şekilde Nelson ve Donaldson (114), tarafından yapılan başka bir çalışmada ise, pulse süresinin 25 μ s'den 100 μ s'ye çıkarılmasının modülasyon algılama eşiklerini iyileştirdiğini, ancak pulse süresinin 200 veya 400 μ s'ye çıkarılmasının daha fazla iyileştirmeye yol açmadığını gözlemlenmiştir.

Literatür çalışmalarında yer alan bulgular doğrultusunda trifazik uyarım modunun kullanılması ile elektriksel uyarana ait uyarım genişliği değerlerinde meydana gelen istatistiksel olarak anlamlı artışın temporal rezolüsyon becerilerinde meydana gelen iyileşmeye katkı sağlayan bir diğer faktör olduğu düşünülmüştür.

Kİ kullanıcılarında akım yayılımının spektral ve temporal rezolüsyon becerileri üzerindeki etkisini inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır. Firszt ve diğ. (115), Nelson ve diğ. (116), Eddigton ve diğ. (117) tarafından yürütülen üç farklı çalışma bu alanda örnek gösterilebilir. Bu üç çalışmanın ortak bulgusu akım yayılımının elektrotlar arası etkileşime sebep olarak spektral ve temporal rezolüsyon becerilerini düşürdüğü ve dolayısı ile Kİ kullanıcılarında konuşma algısını kötüleştirdiği yönündedir.

Bununla birlikte akım yayılımının azalması ile Kİ kullanıcılarında sağlanabilecek olan potansiyel faydaların incelendiği çeşitli çalışmalar literatürde yer almaktadır. Akım odaklama yönteminin kullanımı ile Kİ kullanıcılarında spektral rezolüsyon becerilerinde iyileşmenin yanı sıra konuşma algısında da ilerleme olduğu bildirilmektedir (118). Benzer bulguların elde edildiği bir diğer çalışmada ise akım yayılımının azalması ile Kİ kullanıcılarında spektral ve temporal rezolüsyon

becerilerinin yanı sıra konuşma anlama ve hayat kalitesinde de artış meydana geldiği bildirilmektedir (119).

Trifazik uyarım modunun kullanılması ile kısa süreli temporal etkiden kaynaklı olarak akım yayılımında azalma meydana geldiği bildirilmektedir (68). Mevcut bulgulardan yola çıkarak çalışmamızda elde ettiğimiz spektral rezolüsyon becerisindeki istatistiksel olarak anlamlılık düzeyine ulaşmayan iyileşme ve temporal rezolüsyon becerisindeki anlamlı iyileşme bulgularında uyarın genişliği ve hız değerlerinin etkilerine ek olarak trifazik uyarım modunun özelliğinden kaynaklı olarak akım yayılımının da muhtemel bir etkisinin olabileceği düşünülmüştür.

Koklear implant kullanıcılarında trifazik uyarımın Kİ performansı üzerindeki etkisini inceleyen literatür çalışmaları mevcuttur ancak bu çalışmalar hem sınırlı sayıda hem de çoğunlukla fasiyal sinir uyarımı olan kullanıcılar ile yürütülmüştür. Örneğin Braun ve diğ. (120), tarafından yürütülen çalışmada fasiyal sinir uyarımı sebebi ile bifazik uyarım modundan trifazik uyarım moduna geçiş yapan 15 Kİ kullanıcılarına OLSA (*Oldenburg Logatome-Satz*) gürültüde cümle testinde istatistiksel olarak anlamlı olmasa da daha iyi performans gösterdiği bildirilmiştir. Benzer şekilde fasiyal sinir uyarımı olan 11 kullanıcı ile yürütülen bir diğer çalışmada katılımcıların konuşmayı anlama becerilerinde iyileşme meydana geldiği bildirilmektedir (121).

Literatürde fasiyal sinir uyarımı olmayan Kİ kullanıcılarında trifazik uyarım modunun etkilerini inceleyen yayınlanmış sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. 7 erişkin Advanced Bionics kullanıcısının katılımı ile yürütülen çalışmada anlık değerlendirme ile konuşma anlama becerilerinde ilerleme meydana geldiği gözlenmiştir (62). Liepins ve diğ. (122), tarafından yürütülen güncel bir çalışmada ise uyarım şekli ve uyarın fazları arası mesafenin gürültüde konuşmayı anlama, gürlük algısı ve ses kalitesi üzerindeki etkileri incelenmiştir. 20 erişkin postlingual işitme kayıplı Kİ kullanıcısının dahil edilmesi ile yürütülen bu çalışmada trifazik uyarım modu ile bifaz uyarım modunda elde edilen gürlük seviyesini yakalamak için daha yüksek şarj değerlerine ihtiyaç duyulduğu ve gürültüde konuşmayı anlama testinde ise her iki uyarım modu arasında anlamlı farklılık elde edilmediği bildirilmektedir. Ek olarak trifazik uyarımın konuşma anlaşılabilirliği, netlik, doğallık ve

genel tercih kategorilerinde bifazik uyarım moduna göre daha düşük puan aldığı bildirilmektedir. Çalışmamızda gözlemlediğimiz trifazik uyarım modunun kullanılması ile hız değerlerinde meydana gelen anlamlı düşüş ise bahsi geçen çalışmada elde edilen daha düşük hız bulgusu ile uyumludur.

Literatürde Kİ kullanıcılarında elektriksel uyarana alışma için gerekli olan süre hakkında kesin bir bilgi verilmemektedir çünkü bu süre bireyler arasında oldukça farklılık göstermekte ve yaş, işitme kaybı süresi, rezidüel işitme miktarı ve implantasyonun yaşı gibi çeşitli faktörlerden etkilenebilmektedir. Govaerts ve diğ. (123), tarafından yapılan bir çalışmada Kİ kullanıcılarında implantasyon sonrası dönemde ilk 3 ay boyunca konuşma tanıma becerilerinde önemli bir iyileşme meydana geldiği bildirilmektedir. Benzer şekilde ASHA (*The American Speech-Language-Hearing Association*) çocuklar için Kİ'ye alışma sürecinin birkaç ay veya daha fazla zaman alabileceğini bildirmektedir (124).

Bu çalışmanın limitasyonlarından ilki örneklem sayısının az olmasıdır. Örneklem sayısı güç analizi ile belirlenmiştir ancak katılımcı sayısının artırılması ile spektral rezolüsyon testinde elde edilen iyileşmenin istatistiksel olarak anlamlılık düzeyine ulaşabileceği düşünülmüştür. Çalışmamızın ikinci limitasyonu ise değerlendirmeye alınan katılımcıların yaş aralığının geniş olmasıdır. Spektral ve temporal modülasyon becerilerinin maturasyonu 16 yaş öncesinde tamamlanmaktadır ancak daha dar bir yaş aralığının kullanılması ile daha homojen bir çalışma grubunun elde edilebileceği düşünülmüştür. Bir diğer limitasyonumuz ise yalnızca kısa süreli etkilerin değerlendirilebilmiş olmasıdır. Çalışmamızda kullanılan trifazik uyarım modu kullanım süresinin çalışmaya dahil edilen katılımcıların elektriksel uyarıma alışması için gerekli olan süreyi karşılayamadığı için konuşmayı anlama, gürültüde konuşmayı anlama gibi daha üst düzey beceriler değerlendirilememiştir. Buna ek olarak literatürde normal iç kulak yapılarına sahip olup fasiyal sinir uyarımı olmayan kullanıcılarda bifazik uyarım modu ile trifazik uyarım modunun karşılaştırıldığı sınırlı sayıda çalışma bulunduğu için çalışmamızda elde edilen veriler literatür bulguları ile sınırlı oranda kıyaslanabilmiştir.

6. SONUÇ

Çalışmamızda yeni geliştirilmiş bir uyarım modu olan trifazik uyarımın kısa süreli kullanım ile koklear implant kullanıcılarında spektral ve temporal rezolüsyon becerileri üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Bu amaçla çalışmaya normal iç kulak yapılarına sahip olup fasiyal sinir uyarımı olmayan 21 deneyimli koklear implant kullanıcısı dahil edilmiş olup katılımcıların kullanmakta olduğu bifazik uyarım modu ile oluşturulmuş olan koklear implant programları üzerinden trifazik uyarım modu ile kullanıcıya özgü yeni bir program oluşturulmuştur. Spektral ve temporal rezolüsyon becerilerini değerlendirmek amacı ile testler uygulanmıştır ve her iki uyarım modunda elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Spektral rezolüsyon becerilerinde trifazik uyarım modunun kullanılması ile daha iyi sonuçlar elde edilmiştir ancak bu farklılık istatistiksel olarak anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır. Temporal rezolüsyonun alt bileşenlerinden olan temporal zarf tanıma becerilerinde ise trifazik uyarım modunun kullanılması ile istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha iyi performans elde edilmiştir. Elde ettiğimiz bulgular sonucunda H_0_1 hipotezimiz doğrulanırken H_0_2 hipotezimiz desteklenmemiştir.

Günümüz koklear implantlarında kullanılan teknolojilerdeki sınırlılıklar sebebi ile işitsel uyarana ait olan spektral ve temporal ipuçları sınırlı bir şekilde temsil edilebilmektedir. Bu sınırlılıklar sebebi ile koklear implantlar akustik işitme ile kıyaslandığında kısıtlı spektral ve temporal rezolüsyon sağlayabilmektedir. Kİ kullanıcıları özellikle gürültülü ortamlarda konuşmayı anlayabilmek için büyük ölçüde temporal zarf ipuçlarına güvenmektedir (125). Çalışmamızda elde edilen anlamlı farklılık trifazik uyarım modunun Kİ kullanıcılarında özellikle gürültüde konuşmayı anlamada daha iyi performans sağlamaya yardımcı olabileceğini, değerlendirmede kullanılan her iki testte de performansta düşmeye yol açmaması sebebi ile kliniklerde kullanılabilecek alternatif bir uyarım modu olduğunu düşündürmektedir. Çalışmamızın önerileri ise aşağıda maddeler halinde sunulmuştur:

1. Trifazik uyarım modunun normal iç kulak yapılarına sahip olup fasiyal sinir uyarımı olmayan koklear implant kullanıcılarındaki etkilerini kapsamlı bir şekilde değerlendirebilmek amacı ile daha geniş bir örneklem grubunun

kullanılması ile boylamsal bir çalışma düzeni ile anlık değerlendirmeye ek olarak birinci, üçüncü, altıncı ve dokuzuncu aylarda değerlendirme yapılabilir. Bu çalışma kapsamında konuşma test materyallerinin de prosedüre dahil edilmesi ile uzun süreli kullanım ile trifazik uyarımın konuşma anlaşılabilirliği üzerindeki etkileri de değerlendirilebilir.

2. Spektral – Temporal Modüle Dalgalanma Testinin Türkçe konuşma testleri, cümle testleri ve gürültüde konuşma testleri ile olan korelasyonunun değerlendirilmesi amacı ile bir çalışma yürütülebilir. Bu çalışma kapsamında hem erişkin hem de pediatrik grupta normal işiten ve koklear implant kullanan bireylerin katılımı ile her dört grup için norm verileri elde edilebilir. Bu sayede yoğun olan kliniklerde ve gürültüde konuşmayı anlama değerlendirmesinin yapılabilmesi için gerekli kurulumla sahip olmayan kliniklerde daha az ekipman ile kısa sürede değerlendirme yapma fırsatı sağlanabilir.
3. Temporal Modülasyon Derinlik Eşiği Testinin Türkçe konuşma testleri, cümle testleri ve gürültüde konuşma testleri ile olan korelasyonunun değerlendirilmesi amacı ile bir çalışma yürütülebilir. Bu çalışma kapsamında hem erişkin hem de pediatrik grupta normal işiten ve koklear implant kullanan bireylerin katılımı ile her dört grup için norm verileri elde edilebilir. Bu sayede yoğun olan kliniklerde ve gürültüde konuşmayı anlama değerlendirmesinin yapılabilmesi için gerekli kurulumla sahip olmayan kliniklerde daha az ekipman ile kısa sürede değerlendirme yapma fırsatı sağlanabilir.

7. KAYNAKLAR

1. Naples JG, Ruckenstein MJ. Cochlear Implant. *Otolaryngol Clin North Am.* 2019;53:87-102
2. Shamma SA. Speech processing in the auditory system. In: Stemmler BR, editor. *Handbook of Systems Neuroscience*. Springer; 2017. pp. 791-805.
3. Loizou PC. *Clinical and experimental methods in speech processing*. Springer; 2017.
4. Dillier N, Lai WK, Almqvist B, Kompis M, Frohne-Büchner C, Leuenberger S. Speech perception with different cochlear implant signal coding strategies in the same patient. *Ear Hear.* 2011;32(5):660-669.
5. Cosetti MK, Waltzman SB. Outcomes in cochlear implantation: variables affecting performance in adults and children. *Otolaryngol Clin North Am.* 2012;45(1):155-171. <https://doi.org/10.1016/j.otc.2011.08.023>
6. Zhang F, Dorman MF, Spahr AJ, Loiseau LM. Spectral and temporal cues for speech recognition: implications for auditory prostheses. *Trends Amplif.* 2010;14(4):150-161. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2007.12.010>
7. McKay CM. Temporal resolution in cochlear implant users. *Ear Hear.* 2004;25(2 Suppl):40S-44S.
8. Fu QJ, Nogaki G. Noise susceptibility of cochlear implant users: The role of spectral resolution and smearing. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2005;6:19-27. <https://doi.org/10.1007/s10162-004-5024-3>
9. Gray L. Properties of sound. *J Perinatol.* 2000;20:5-10. <https://doi.org/10.1038/sj.jp.7200442>
10. Ballou G. *Handbook for sound engineers*. 3rd ed. Focal Press, Gulf Professional Publishing; 2005. p. 1499. <https://doi.org/10.4324/9780080927619>
11. Hayes SH, Ding D, Salvi RJ, Allman BL. Disorders of peripheral and central auditory processing. In: *Handbook of Clinical Neurophysiology*. 2013;10:6-7.
12. Alberti PW. The anatomy and physiology of the ear and hearing. In: *The Auditory System Anatomy, Physiology, and Clinical Correlates*. 2006;56-59.
13. Musiek FE, Baran JA. *The auditory system anatomy, physiology, and clinical correlates*. 2nd ed. Chapter 1: Overview of the Anatomy and Physiology of the Auditory System. 2020;7.
14. Geisler CD. *From sound to synapse: physiology of the mammalian ear*. New York: Oxford University Press; 1998.
15. Ruggero MA, Rich NC, Recio A, Narayan SS, Robles L. Basilar membrane responses to tones at the base of the chinchilla cochlea. *J Acoust Soc Am.* 1997;101:2151-2163. <https://doi.org/10.1121/1.418265>
16. Incesulu A, Nadol JB Jr. Correlation of acoustic threshold measures and spiral ganglion cell survival in severe to profound sensorineural hearing loss: implications for cochlear implantation. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1998;107:906-911. <https://doi.org/10.1177/000348949810701102>
17. Robles L, Ruggero MA. Mechanics of the mammalian cochlea. *Physiol Rev.* 2001;81:1305-1352. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.3.1305>
18. Musiek FE, Baran JA. *The auditory system anatomy, physiology, and clinical correlates*. 2nd ed. Chapter 1: Overview of the Anatomy and Physiology of the Auditory System. 2020;10-11.

19. Feng AS, Ratnam R. Neural basis of hearing in real-world situations. *Annu Rev Psychol.* 2000;51:699-725. <https://doi.org/10.1146/annurev.psych.51.1.699>
20. Henry BA, Turner CW, Behrens A. Spectral peak resolution and speech recognition in quiet: normal hearing, hearing impaired, and cochlear implant listeners. *J Acoust Soc Am.* 2005;118(2):1111-1121. <https://doi.org/10.1121/1.1944567>
21. Moon IJ, Hong SH. What Is Temporal Fine Structure and Why Is It Important? *Korean J Audiol.* 2014;18(1):1-7. <https://doi.org/10.7874/kja.2014.18.1.1>
22. Rayes H, Sheft S, Shafiro V. Discrimination of static and dynamic spectral patterns by children and young adults in relationship to speech perception in noise. *Audiology Research.* 2014;4(1):28-35. <https://doi.org/10.4081/audiores.2014.101>
23. Kopp-Scheinflug C, Drennan WR, Oxenham AJ. Development of spectral resolution in children: estimates from auditory-nerve frequency-tuning curves. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2018;19(1):53-70. <https://doi.org/10.1007/s10162-017-0644-4>
24. Hayes H, Geers AE, Treiman R, Moog JS. Receptive vocabulary development in deaf children with cochlear implants: achievement in an intensive auditory-oral educational setting. *Ear Hear.* 2009;30(2):128-135. <http://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181921d07>
25. Sharma A, Dorman MF, Spahr AJ. Rapid development of cortical auditory evoked potentials after early cochlear implantation. *Neuroreport.* 2002;13(10):1365-1368. <http://doi.org/10.1097/00001756-200207190-00003>
26. Nourski KV, Brugge JF. Representation of temporal sound features in the human auditory cortex. *Rev Neurosci.* 2011;22(2):187-203. <https://doi.org/10.1515/rns.2011.016>
27. Moore BC. The role of temporal fine structure processing in pitch perception, masking, and speech perception for normal-hearing and hearing-impaired people. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2008;9:399-406. <https://doi.org/10.1007/s10162-008-0143-x>
28. Joris PX, Yin TC. Responses to amplitude-modulated tones in the auditory nerve of the cat. *J Acoust Soc Am.* 1992;91:215-232. <https://doi.org/10.1121/1.402757>
29. Hall JW, Grose JH, Buss E. Development of temporal resolution in children: Changes over time and effects of language experience. *Ear Hear.* 2018;39(6):1038-1050. <http://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000566>
30. Firszt JB, Holden LK, Skinner MW, Tobey EA, Peterson A, Gaggl W, Runge-Samuels C. Recognition of speech presented at soft to loud levels by adult cochlear implant recipients of three cochlear implant systems. *Ear Hear.* 2004;25(4):375-387. <http://doi.org/10.1097/01.AUD.0000131666.23668.32>
31. Lazard DS, Lee HJ, Truy E, Giraud AL, Bullier J. Cochlear implantation improves the temporal resolution of cortical responses to sound in the deaf. *Nat Neurosci.* 2010;13(1):23-25. <http://doi.org/10.1038/nn.2449>

32. Liberman MC. Auditory-nerve response from cats raised in a low-noise chamber. *J Acoust Soc Am.* 1978;63:442-455. <https://doi.org/10.1121/1.381736>
33. Palmer AR, Russell IJ. Phase-locking in the cochlear nerve of the guinea pig and its relation to the receptor potential of inner hair cells. *Hear Res.* 1986;24:1-15. [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(86\)90002-x](https://doi.org/10.1016/0378-5955(86)90002-x)
34. Young ED, Sachs MB. Representation of steady-state vowels in the temporal aspects of the discharge patterns of populations of auditory-nerve fibers. *J Acoust Soc Am.* 1979;66:1381-1403
35. Sanderson AP, ETF Rogers, Verschuur CA, Newman TA. Exploiting routine clinical measures to inform strategies for better hearing performance in cochlear implant users. *Front Neurosci.* 2019;12:1048. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.01048>
36. Govaerts PJ, Dircks JJ. Programming Cochlear Implants for Auditory Performance. Universiteit Antwerpen; 2014
37. Wolfe J, Scafefer EC. Programming Cochlear Implants. 2nd ed. San Diego: Plural Publishing; 2015. Chapter 2: Basic Terminology of Cochlear Implant Programming, p. 61.
38. McKay CM. Spectral processing in cochlear implants. *Int Rev Neurobiol.* 2005; [Online]. Available from: [https://doi.org/10.1016/S0074-7742\(05\)53020-6](https://doi.org/10.1016/S0074-7742(05)53020-6)
39. Osberger MJ, Fisher L. SAS-CIS preference study in postlingually deafened adults implanted with the Clarion cochlear implant. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1999;108(Suppl):74-79. <https://doi.org/10.1177/00034894991080s415>
40. Frijns JH, Klop WM, Bonnet RM, Briaire JJ. Optimizing the number of electrodes with high-rate stimulation of the clarion CII cochlear implant. *Acta Otolaryngol.* 2003;123:138-142. <https://doi.org/10.1080/0036554021000028126>
41. McDermott HJ, McKay CM, Vandali AE. A new portable sound processor for the University of Melbourne/Nucleus Limited multielectrode cochlear implant. *J Acoust Soc Am.* 1992;91(6):3367-3371. <https://doi.org/10.1121/1.402826>
42. Vandali AE, Whitford LA, Plant KL, Clark GM. Speech perception as a function of electrical stimulation rate: Using the Nucleus 24 cochlear implant system. *Ear Hear.* 2000;21(6):608-624. <https://doi.org/10.1097/00003446-200012000-00008>
43. Arnoldner C, Riss D, Brunner M, et al. Speech and music perception with the new fine structure speech coding strategy: preliminary results. *Acta Otolaryngol.* 2007;127(12):1298-1303. <https://doi.org/10.1080/00016480701275261>
44. Kiang NY, Moxon EC. Physiological considerations in artificial stimulation of the inner ear. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1972;81(5):714-730. <https://doi.org/10.1177/000348947208100513>
45. Javel E, Viemeister NF. Stochastic properties of cat auditory nerve responses to electric and acoustic stimuli and application to intensity discrimination. *J Acoust Soc Am.* 2000;107(2):908-921. <https://doi.org/10.1121/1.428269>

46. Bilger RC. Electrical stimulation of the auditory nerve and auditory prostheses: a review of the literature. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1977;86(Suppl 38):11-20. <https://doi.org/10.1177/00034894770860S302>
47. Fourcin AJ, Rosen SM, Moore BCJ, et al. External electrical stimulation of the cochlea: clinical, psychophysical, speech-perceptual and histological findings. *Br J Audiol.* 1979;13:85-107. <https://doi.org/10.3109/03005367909078883>
48. Moore BCJ. *An Introduction to the Psychology of Hearing.* 4th ed. San Diego: Academic Press; 1997.
49. Pearsons KS, Bennett RL, Fidell S. *Speech Levels in Various Environments.* Report No. 3281. Cambridge, MA: Bolt, Beranek and Newman; 1976
50. Killion MC. Hearing aids: past, present and future: moving toward normal conversations in noise. *Br J Audiol.* 1997;31:141-148. <https://doi.org/10.3109/03005364000000016>
51. Stöbich B, Zierhofer CM, Hochmair ES. Influence of automatic gain control parameter settings on speech understanding of cochlear implant users employing the continuous interleaved sampling strategy. *Ear Hear.* 1999;20:104-116. <https://doi.org/10.1097/00003446-199904000-00002>
52. Plomp R. The role of modulation in hearing. In: Klinke R, Hartmann R, eds. *Hearing: Physiological Bases and Psychophysics.* Berlin: Springer; 1983. p. 270-276.
53. Drullman R, Festen JM, Plomp R. Effect of temporal envelope smearing on speech reception. *J Acoust Soc Am.* 1994;95:1053-1064. <https://doi.org/10.1121/1.408467>
54. Stone MA, Moore BCJ. Syllabic compression: effective compression ratios for signals modulated at different rates. *Br J Audiol.* 1992;26:351-361. <https://doi.org/10.3109/03005369209076659>
55. Noordhoek IM, Drullman R. Effect of reducing temporal intensity modulations on sentence intelligibility. *J Acoust Soc Am.* 1997;101:498-502. <https://doi.org/10.1121/1.417993>
56. Loizou PC, Dorman M, Fitzke J. The effect of reduced dynamic range on speech understanding: implications for patients with cochlear implants. *Ear Hear.* 2000;21:25-31. <https://doi.org/10.1097/00003446-200002000-00006>
57. Bregman AS. *Auditory Scene Analysis: The Perceptual Organization of Sound.* Cambridge, MA: Bradford Books, MIT Press; 1990. <https://doi.org/10.7551/mitpress/1486.001.0001>
58. Niparko JK, Oviatt DL, Coker NJ, et al. Facial nerve stimulation with cochlear implantation. VA Cooperative Study Group on Cochlear Implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1991;104:826-830. <https://doi.org/10.1177/019459989110400610>
59. Espahbodi M, Sweeney AD, Lennon KJ, et al. Facial nerve stimulation associated with cochlear implant use following temporal bone fractures. *Am J Otolaryngol.* 2015;36:578-582. <https://doi.org/10.1016/j.amjoto.2015.04.003>
60. Smullen JL, Polak M, Hodges AV, et al. Facial nerve stimulation after cochlear implantation. *Laryngoscope.* 2005;115:977-982. <https://doi.org/10.1097/01.mlg.0000163100.37713.c6>
61. Bahmer A, Baumann U. The underlying mechanism of preventing facial nerve stimulation by triphasic pulse stimulation in cochlear implant users

- assessed with objective measure. *Otology & Neurotology*. 2016;37:1231-1237. <https://doi.org/10.1097/mao.0000000000001156>
62. Bonnet RM, Frijns JH, Peeters S, Briaire JJ. Speech recognition with a cochlear implant using triphasic charge-balanced pulses. *Acta Otolaryngol*. 2004;124:371-375. <https://doi.org/10.1080/00016480410031084>
 63. Bahmer A, Adel Y, Baumann U. Preventing facial nerve stimulation by triphasic pulse stimulation in cochlear implant users: Intraoperative recordings. *Otol Neurotol*. 2017;38(10):438-444. <https://doi.org/10.1097/mao.0000000000001603>
 64. Tang Q, Benitez R, Zeng FG. Spatial channel interactions in cochlear implants. *J Neural Eng*. 2011;8:046029. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/8/4/046029>
 65. Friesen LM, Shannon RV, Baskent D, Wang X. Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: Comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *J Acoust Soc Am*. 2001;110:1150-1163. <https://doi.org/10.1121/1.1381538>
 66. McKay CM, McDermott HJ. The perception of temporal patterns for electrical stimulation presented at one or two intracochlear sites. *J Acoust Soc Am*. 1996;100:1081-1092. <https://doi.org/10.1121/1.416294>
 67. Stickney GS, Loizou PC, Mishra LN, Assmann PF, Shannon RV, Opie JM. Effects of electrode design and configuration on channel interactions. *Hear Res*. 2006;211:33-45. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2005.08.008>
 68. Bahmer A, Peter O, Baumann U. Recording and analysis of electrically evoked compound action potentials (ECAPs) with MED-EL cochlear implants and different artifact reduction strategies in Matlab. *J Neurosci Meth*. 2010;191:66-74. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.06.008>
 69. Aronoff JM, Landsberger DM. The development of a modified spectral ripple test. *J Acoust Soc Am*. 2013;134:217-222. <https://doi.org/10.1121/1.4813802>
 70. Landsberger DM, Stupak N. Evaluation of a Tool for Measuring Temporal Modulation Detection. *Ear Hear*. 2021. <https://doi.org/10.1097/aud.0000000000001107>
 71. Won JH, Drennan WR, Nie K, Jameyson EM, Rubinstein JT. Acoustic temporal modulation detection and speech perception in cochlear implant listeners. *J Acoust Soc Am*. 2011;130(1):376-388. <http://dx.doi.org/10.1121/1.3592521>
 72. Clark JG. Uses and abuses of hearing loss classification. *ASHA*. 1981;23(7):493-500
 73. Eddins DA, Bero EM. Spectral modulation detection as a function of modulation frequency, carrier bandwidth, and carrier frequency region. *J Acoust Soc Am*. 2007;121(1):363-372. <https://doi.org/10.1121/1.2382347>
 74. Spetner NB, Olsho LW. Auditory frequency resolution in human infancy. *Child Dev*. 1990;61(3):632-652. <http://doi.org/10.2307/1130950>
 75. Supin AY, Popov VV, Milekhina ON, Tarakanov MB. Ripple depth and density resolution of rippled noise. *J Acoust Soc Am*. 1999;106(5):2800-2804. <https://doi.org/10.1121/1.428105>
 76. Johnson CE. Children's phoneme identification in reverberation and noise. *J Speech Lang Hear Res*. 2000;43(1):144-157. <https://doi.org/10.1044/jslhr.4301.144>

77. Boëx C, de Balthasar C, Kos M, Pelizzone M. Electrical field interactions in different cochlear implant systems. *J Acoust Soc Am*. 2003;114:2049-2057. <https://doi.org/10.1121/1.1610451>
78. Winn MB, Litovsky RY. Using speech sounds to test functional spectral resolution in listeners with cochlear implants. *J Acoust Soc Am*. 2015;137(3):1430-1442. <https://doi.org/10.1121/1.4908308>
79. Bonham B, Litvak L. Current focusing and steering: Modeling, physiology, and psychophysics. *Hear Res*. 2008;242:141-153. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2008.03.006>
80. Firszt J, Koch D, Downing M, Litvak L. Current steering creates additional pitch percepts in adult cochlear implant recipients. *Otol Neurotol*. 2007;28:629-636. <https://doi.org/10.1097/01.mao.0000281803.36574.bc>
81. Nelson D, Van Tasell D, Schroder A, Soli S, Levine S. Electrode ranking of 'place-pitch' and speech recognition in electrical hearing. *J Acoust Soc Am*. 1995;98:1987-1999. <http://dx.doi.org/10.1121/1.413317>
82. Donaldson G, Nelson D. Place-pitch sensitivity and its relation to consonant recognition by cochlear implant listeners using the MPEAK and SPEAK speech processing strategies. *J Acoust Soc Am*. 2000;107:1645-1658. <https://psycnet.apa.org/doi/10.1121/1.428449>
83. Holden LK, Firszt JB, Reeder RM, et al. Factors Affecting Outcomes in Cochlear Implant Recipients Implanted With a Perimodiolar Electrode Array Located in Scala Tympani. *Otol Neurotol*. 2016;37:1662-1668. <https://doi.org/10.1097/mao.0000000000001241>
84. Won JH, Drennan WR, Kang RS, Rubinstein JT, Nie K. Spectral-ripple resolution correlates with speech reception in noise in cochlear implant users. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2010;11(4):587-603. <http://doi.org/10.1007/s10162-010-0228-9>
85. Zhou N. Deactivating stimulation sites based on low-rate thresholds improves spectral ripple and speech reception thresholds in cochlear implant users. *J Acoust Soc Am*. 2017;141:EL243-EL248. <https://doi.org/10.1121/1.4977235>
86. Buss E, Hall JW, Grose JH. Temporal resolution and speech perception benefit in listeners with auditory neuropathy/dys-synchrony. *Int J Audiol*. 2004;43(2):34-41. <http://doi.org/10.1080/14992020400050006>
87. Poeppel D. The analysis of speech in different temporal integration windows: Cerebral lateralization as 'asymmetric sampling in time'. *Speech Commun*. 2003;41(1):245-255. [http://doi.org/10.1016/S0167-6393\(02\)00107-3](http://doi.org/10.1016/S0167-6393(02)00107-3)
88. Bendor, D., & Wang, X. (2006). Cortical representations of pitch in monkeys and humans. *Current Opinion in Neurobiology*, 16(4), 391–399. doi:10.1016/j.conb.2006.07.001.
89. Bidelman GM. The role of the auditory brainstem in processing musically-relevant pitch. *Front Neurosci*. 2015;9:174. <http://doi.org/10.3389/fnins.2015.00174>
90. Landsberger DM, Padilla M, Srinivasan AG, Stakhovskaya O. Review of cochlear implant coding strategies: Maximizing the representation of temporal information. *Hear Res*. 2015;322:176-187. <http://doi.org/10.1016/j.heares.2014.09.003>
91. Rubinstein JT, Wilson BS, Finley CC, Abbas PJ. Pseudospontaneous activity: A neurophysiological manifestation of auditory nerve damage. *Ann Otol*


- Rhinol Laryngol Suppl. 2001;189:68-74. [https://doi.org/10.1016/s0378-5955\(98\)00185-3](https://doi.org/10.1016/s0378-5955(98)00185-3)
92. Hochmair-Desoyer IJ, Schulz E, Moser L, Schmidt M. Influence of electrode configuration and place of stimulation on speech perception with the MED-EL COMBI 40+ cochlear implant system. *Ear Hear.* 1997;18(2):93-105. <http://doi.org/10.1097/00003446-199704000-00001>
 93. Miller CA, Abbas PJ, Robinson BK, Rubinstein JT. Misperceptions of voiced sibilant fricatives by cochlear implant users: A preliminary study of the role of spectral envelope cues. *Ear Hear.* 2008;29(6):785-797. <http://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181888a4d>
 94. Shannon RV, Cruz RJ, Galvin JJ. Effect of stimulation rate on cochlear implant users' phoneme, word and sentence recognition in quiet and in noise. *Audiology.* 1995;34(4):163-181. <http://doi.org/10.3109/00206099509071982>
 95. Pisoni DB, Geers AE. Working memory in deaf children with cochlear implants: Correlations between digit span and measures of spoken language processing. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 2000;185:92-93. <https://doi.org/10.1177/0003489400109s1240>
 96. Fu QJ, Shannon RV, Galvin JJ. Perceptual learning following changes in the frequency-to-electrode assignment with the Nucleus-22 cochlear implant. *J Acoust Soc Am.* 1998;103(2):1054-1062. <https://doi.org/10.1121/1.1502901>
 97. Zeng FG, Nie K, Stickney GS, Kong YY, Vongphoe M, Bhargava A, et al. Speech recognition with amplitude and frequency modulations. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2005;102(7):2293-2298. <https://psycnet.apa.org/doi/10.1073/pnas.0406460102>
 98. Gfeller K, Jiang D, Oleson J, Driscoll V, Knutson JF. Temporal stability of music perception and appraisal scores of adult cochlear implant recipients. *J Am Acad Audiol.* 2008;19(2):120-134. <https://doi.org/10.3766/jaaa.21.1.4>
 99. Looi V, McDermott HJ, McKay CM, Hickson LM, Lee KY. Music appreciation and training for cochlear implant recipients: A review. *Semin Hear.* 2012;33(4):307-334. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1329222>
 100. Bacon SP, Viemeister NF. Temporal modulation transfer functions in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *Audiology.* 1985;24:117-134.
 101. Moore BC. Amplitude Modulation Detection by Listeners with Unilateral Dead Regions. *J Am Acad Audiol.* 2009;20(10):597-606. doi:10.3766/jaaa.20.10.2.
 102. Keith RW. Random Gap Detection Test. St. Louis, MO: Auditec of St Louis Ltd; 2000. Available from: www.auditec.com
 103. Won JH, Drennan WR, Rubinstein JT. Spectral-ripple resolution correlates with speech reception in noise in cochlear implant users. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2007;8(3):384-392
 104. Zhang F, Benson C, Turner CW. The impact of temporal fine structure on cochlear implant listeners' speech and music perception. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2011;12(4):559-570.
 105. Avcı E, Başkent D, Gaudrain E. Perception and recognition of environmental sounds in cochlear implant users. *Ear Hear.* 2016;37(6):e364-e376.
 106. Landsberger DM, Stupak N, Green J, Tona K, Padilla M, Martinez AS, Eisenberg LS, Waltzman S. Temporal modulation detection in children and

- adults with cochlear implants. *Otology & Neurotology*. 2019;40(3):e311-e315. <http://doi.org/10.1097/mao.0000000000002122>
107. Fu QJ. Temporal processing and speech recognition in cochlear implant users. *Neurosci Biobehav Rev*. 2011;35(10):2105-2113. <http://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.04.002>
 108. Moore BC, Carlyon RP. Perception of pitch by people with cochlear hearing loss and by cochlear implant users. In: Yost WA, Fay RR, Popper AN, eds. *Pitch: Neural Coding and Perception*. Springer US; 2005. pp. 234-259. http://doi.org/10.1007/0-387-27717-X_9
 109. Carlyon RP, Deeks JM, Macherey O, Wouters J. Benefits of temporal fine structure for speech recognition in noise revealed by auditory brainstem recording. In: Dau T, Buchholz JM, Harte JM, Christiansen TU, eds. *Physiology, Psychoacoustics and Cognition in Normal and Impaired Hearing*. Springer Berlin Heidelberg; 2010. pp. 123-130. http://doi.org/10.1007/978-3-642-12132-4_14
 110. Böckmann-Barthel M, Deike S, Brechmann A. Effect of stimulus pulse rate on temporal envelope processing in cochlear implant users. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2017;18(2):223-232. <http://doi.org/10.1007/s10162-016-0594-4>
 111. Shirvani S, Jafari Z, Farhadi M, Mahmoudian S. Effect of pulse rate on auditory stream segregation in cochlear implant users. *Audiol Neurootol*. 2019;24(5):229-237. <http://doi.org/10.1159/000502003>
 112. Carlyon RP, Deeks JM, Macherey O, Wouters J. Temporal resolution in cochlear implants: the effect of electrical pulse duration. *Hear Res*. 2013;299:27-34. <http://doi.org/10.1016/j.heares.2013.02.009>
 113. Pfingst BE, Xu L, Acrosson RS. Effects of pulse duration on loudness and lateral spread of neural excitation produced by electrical stimulation of the human cochlea. *Hear Res*. 1991;56(1-2):22-32. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2006.06.015>
 114. Nelson DA, Donaldson GS. Effects of electrode configuration and duration of stimulation on modulation detection by cochlear implant users. *J Acoust Soc Am*. 2001;110(1):49-60.
 115. Firszt JB, Koch DB, Downing M, Litvak LM. Electrode discrimination and speech recognition in postlingually deafened adult cochlear implant subjects. *J Acoust Soc Am*. 2007;121(1):505-518. <http://doi.org/10.1121/1.2387777>
 116. Nelson DA, Donaldson GS, Kreft HA, Oxenham AJ. Effect of channel interaction on the rate of comodulation masking release in cochlear implant users. *J Acoust Soc Am*. 2008;124(1):379-388. <http://doi.org/10.1121/1.2932251>
 117. Eddington DK, Rabinowitz WM, Tierney J, Murphy BA, Mauger SJ. Effects of current spread on forward-masked excitation patterns in multielectrode electrical stimulation. *J Acoust Soc Am*. 2010;128(5):2913-2926. <http://doi.org/10.1121/1.3493441>
 118. Limb CJ, Molloy AT, Jiradejvong P. The effects of current focusing on speech perception in cochlear implant users. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2014;15(1):97-110. <http://doi.org/10.1007/s10162-013-0416-7>
 119. McRackan TR, Bauschard M, Hatch JL, et al. Effects of decreasing the number of channels on speech recognition and quality of life in bilateral

- cochlear implant users. *Otol Neurotol.* 2014;35(1):64-69. <http://doi.org/10.1097/MAO.0000000000000025>
120. Braun K, Walker K, Sürth W, Löwenheim H, Tropitzsch A. Triphasic pulses in cochlear implant patients with facial nerve stimulation. *Otol Neurotol.* 2019;40:1268-1277. <https://doi.org/10.1097/mao.0000000000002398>
121. Alhabib SF, Abdelsamad Y, Yousef M, Alzhrani F. Performance of cochlear implant recipients fitted with triphasic pulse patterns. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2020;1:3. <https://doi.org/10.1007/s00405-020-06382-0>
122. Liepins R, Kaider AA, Auinger AA, Dahm V, Honeder C, Riss D, Arnolder C. Effect of pulse shape and interphase gaps on speech perception and perceived sound quality in electrical hearing. *Ear Hear.* 2023;44:146-154. <https://doi.org/10.1097/aud.0000000000001262>
123. Govaerts PJ, De Beukelaer C, Daemers K, De Ceulaer G, Yperman M, Somers T. Outcome of cochlear implantation in the elderly. *Audiol Neurootol.* 2002;7(6):335-342. <http://doi.org/10.1159/000066025>
124. American Speech-Language-Hearing Association (ASHA). Cochlear Implants [Practice Portal]. (n.d.). Available from: <https://www.asha.org/Practice-Portal/Professional-Issues/Cochlear-Implants/>
125. Niparko JK, Tobey EA, Thal DJ, et al. Speech recognition in noise by children with cochlear implants. *N Engl J Med.* 2010;362(22):2071-2081. <http://doi.org/10.1056/NEJMoa0911154>

8. EKLER

EK-1: Etik Kurul Onayı



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

Sayı : 16969557
Konu : **ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU**

Toplantı Tarihi : 01 KASIM 2022 SALI
Toplantı No : 2022/18
Proje No : GO 22/703 (Değerlendirme Tarihi: 05.07.2022)
Karar No : 2022/18-27

Üniversitemiz Tıp Fakültesi Odyoloji Bölümü öğretim üyelerinden Doç. Dr. Betül Çiçek ÇINAR'ın sorumlu araştırmacı olduğu, Ody. Müslüme Kübra KOÇ'un yüksek lisans tezi olan, GO 22/703 kayıt numaralı "*Koklear İmplant Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ve Spektral - Temporal Rezolüsyonun Değerlendirilmesi*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 02 Kasım 2022 - 02 Kasım 2023 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDAR	(Başkan)	8. Prof. Dr. Hande Güney DENİZ	(Üye)
2. Prof. Dr. G. Burça AYDIN	(Üye)	9. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTİK	(Üye)
3. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)	10. Doç. Dr. Merve BATUK	(Üye)
4. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER	(Üye)	11. Doç. Dr. Gülten KOÇ	(Üye)
5. Prof. Dr. Sibel PEHLİVA	(Üye)	12. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
6. Prof. Dr. Burcu Balam DOĞU	(Üye)	13. Dr. Öğr. Üyesi Burcu Ersöz ALAN	(Üye)
7. Prof. Dr. Tolga YILDIRIM	(Üye)	14. Av. Buket ÇINAR	(Üye)

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

Ayrıntılı Bilgi için:

EK-2: Demografik Veri Formu

Hastanın

Doğum Tarihi:

Cinsiyet:

Etiyolojisi:

Katılımcı Takip Numarası:

Koklear İmplant

Ameliyat Tarihi:

Kullanılan Taraf:

Kullanım Süresi:

EK-3: Dijital Makbuz**Dijital Makbuz**

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

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Müslüme Kübra Koç
Ödev başlığı: Koklear İmplant Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ve Spektral ...
Gönderi Başlığı: Koklear İmplant Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ve Spektral ...
Dosya adı: yar_m_ve_Spektral_-_Temporal_Rezol_syonun_De_erlendirilm...
Dosya boyutu: 1.09M
Sayfa sayısı: 42
Kelime sayısı: 10,501
Karakter sayısı: 73,932
Gönderim Tarihi: 06-Tem-2023 12:46ÖS (UTC+0300)
Gönderim Numarası: 2127198577



EK-4: Turnitin Ekran Görüntüsü

Koklear İmplant Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ve Spektral – Temporal Rezolüsyonun Değerlendirilmesi

ORJİNALLİK RAPORU

% 8	% 7	% 1	% 2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 3
2	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
3	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	% 1
5	acikerisim.sakarya.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	Submitted to Sağlık Bilimleri Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
7	www.erpacongress.com İnternet Kaynağı	<% 1
8	ougarit-3b19.kxcdn.com İnternet Kaynağı	<% 1
9	openaccess.bezmialem.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1

9. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

ADI, SOYADI:	Müslüme Kübra KOÇ
DOĞUM TARİHİ ve YERİ:	
HALEN GÖREVİ: Öğrenci	
YAZIŞMA ADRESİ:	
TELEFON:	
E-MAIL:	

2. EĞİTİM

YILI	DERECESİ	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2016-2020	Lisans	Hacettepe Üniversitesi	Odyoloji
2020-Devam	Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi	Odyoloji

3. AKADEMİK DENEYİM

-

4. ÇALIŞMA ALANLARI

ÇALIŞMA ALANI	ANAHTAR SÖZCÜKLER
Odyoloji	Koklear implant

5. SON BEŞ YILDAKİ ÖNEMLİ YAYINLAR

- ÇOLAK, H., ÖZ, O., ÖZ, C., YALÇINKAYA, E., ADALILAR, İ., KOÇ, M. K., ... & SENNAROĞLU, G. (2021). COVID-19 pandemisinin odyolojik servislere yönelik etkileri ve tele-odyoloji. Turkish Journal of Audiology and Hearing Research 4(1), 1-10
- Öz, C., Koç, M. K., Çınar, B. (2022). The effects of covid-19 pandemic on children with hearing aids. Turkish Journal of Audiology and Hearing Research, 5(2):29-34.