

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEK TARAFLI KEMİĞE İMPLANTE İŞİTME CİHAZI
KULLANICILARINDA TEMPORAL İŞLEMLEME
BECERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Emre GÜRSES

Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA
2014

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEK TARAFLI KEMİĞE İMPLANTE İŞİTME CİHAZI
KULLANICILARINDA TEMPORAL İŞLEMLEME
BECERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Emre GÜRSES

Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. GONCA SENNAROĞLU

ANKARA

2014

Anabilim Dalı :Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı
Program :Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları
Tez Başlığı :Tek Taraflı Kemiğe İmplant İşıtme Cihazı Kullanıcılarında
Temporal İşleme Becerilerinin Değerlendirilmesi
Öğrenci Adı Soyadı :Emre Gürses
Savunma Sınavı Tarihi :20.01.2014

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

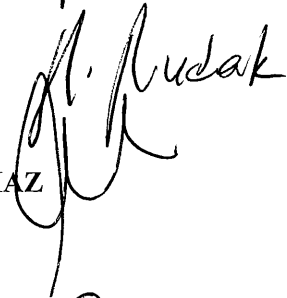
Jüri Başkanı ve
Tez Danışmanı:

Prof. Dr. Gonca Sennaroğlu
Hacettepe Üniversitesi



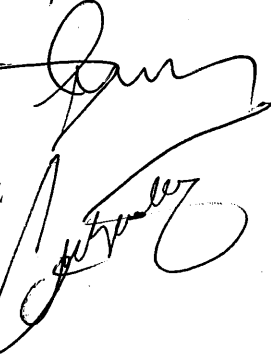
Üye:

Doç. Dr. Bilgehan BUDAK
Hacettepe Üniversitesi



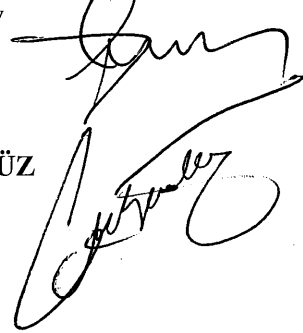
Üye:

Yrd. Doç. Dr. Didem TÜRKYILMAZ
Hacettepe Üniversitesi



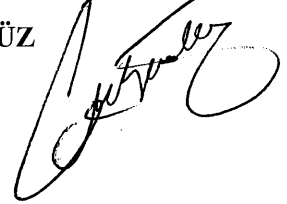
Üye:

Yrd. Doç. Dr. Gamze Atay
Hacettepe Üniversitesi



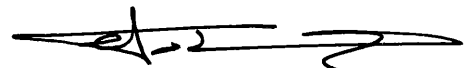
Üye:

Yrd. Doç. Dr. Bülent GÜNDÜZ
Gazi Üniversitesi



ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ersin FADILLIOĞLU

Müdür

TEŞEKKÜR

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

Sayın Prof. Dr. Gonca Sennaroğlu, tez danışmanım olarak çalışmaya yol gösterici katkılarda bulunmuştur.

Sayın Yrd. Doç. Dr. Didem Türkyılmaz, temporal işitsel işleme konusunda çalışmamda beni motive etmiş, bilgilerini paylaşmış ve test materyallerinin temininde ve uygulanmasında bana destek olmuştur.

Sayın Doç. Dr. Süha Yağcıoğlu, geç latanslı işitsel potansiyellerin analizlerini öğreterek bilgilerini benimle paylaşmış ve çalışmaya değerli katkılarda bulunmuştur.

Sayın hocalarım eğitimin süresince bilgilerini paylaşmış, hiçbir yardımı esirgememiş ve bana yol gösterici olmuşlardır.

Sayın Doç. Dr. Baran Yosmaoğlu, çalışmamın istatistik kısmında yardımlarda bulunmuştur.

Tez çalışmalarım süresince annem, babam, ablam Canan Doruk, abim Uğur Gürses ve başta Gizem Babaoğlu, Mehmet Yaralı, Büşra Altın olmak üzere tüm arkadaşlarım sonsuz sevgi, anlayış ve sabırla bana destek olmuşlardır.

ÖZET

GÜRSES, E. Tek Taraflı Kemiğe İmplanté İşitme Cihazı Kullanıcılarında Temporal İşleme Becerilerinin Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2014. İşitsel temporal işleme, sınırlanmış ya da belirlenmiş zamansal alan içerisinde sesin ya da sesteki değişimin algılanması olarak tanımlanabilir. İşitme kayıplı bireylerde işitsel yolun farklı lokasyonlarında oluşan hasar, konuşma uyarınının akustik özelliklerini bozarak, işitsel bilginin algılanmasını ve konuşmanın ayırt edilmesini engellemektedir. İşitme kaybının rehabilitasyonunda, konuşmaya ait bilgilerin net ve doğal bir biçimde işitsel kortekse iletilmesi hedeflenmektedir. Fakat işitme eşiği ölçümüne dayalı işitme değerlendirmeleri uyarıların, frekans, şiddet, zaman, lokalizasyonu ayırt etme gibi daha üst düzey temporal işleme becerilerini değerlendirmede yetersiz kalmaktadır. Bu alışma ile Kemiğe İmplanté İşitme Cihazı (KİİC) kullanan bireylerin temporal işleme kapasiteleri belirlenerek, gürültüde konuşmayı ayırt etme becerileri ile arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Bu amaç doğrultusunda KİİC kullanan 17 ve normal işitmeye sahip 29 birey 30-39, 40-49, 50 ve üstü olmak üzere üç yaş grubuna ayrılmış, Süre Patern, Frekans Patern ve Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testleri (GKAET) uygulanılarak sonuçlar karşılaştırılmıştır. Ayrıca KİİC kullanan bireylerin temporal işleme becerileri objektif elektrofizyolojik testlerden olan MMN testi ile belirlenmiş ve temporal beceriler ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasındaki korelasyon araştırılmıştır. Çalışma sonucunda 30-39 ve 40-49 yaş grubunda temporal işleme becerileri ve gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında kontrol grubuyla anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$), 50 ve üstü yaş grubunda ise gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında anlamlı bir fark bulunmuş ($p<0.05$), temporal işleme becerileri ile anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$). KİİC kullanan bireylerin beş değişkenli MMN testi sonucunda ise frekans, süre, şiddet, boşluk değişkenlerinde anlamlı cevap elde edilmişken yön değişkenine ait cevap gözlemlenmemiştir. Elde ettiğimiz bulgular bize KİİC kullanan bireylerin temporal işleme becerileri ve gürültüde konuşmayı ayırt etme performanslarının normal işiten bireylerden daha düşük olduğunu, KİİC kullanan bireylerin frekans, süre, boşluk, şiddet değişkenlerindeki farkı biliş öncesi dönemde ayırt edebildiklerini, fakat yön değişkenindeki farklılığı ayırt edemediklerini göstermiştir. Ayrıca KİİC kullanan bireylerin temporal işleme becerileri ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında anlamlı bir korelasyonun olmadığı bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Kemiğe implante işitme cihazı, temporal işleme, gürültüde konuşmayı ayırt etme, Mismatch Negativity

ABSTRACT

GÜRSES, E. Assesment of Temporal Processing Skills in Unilateral Bone Anchored Hearing Aid Users. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Master Thesis in Audiology and Speech Patology, Ankara, 2014. Auditory temporal processing can be defined as the perception of sound or the alteration of sound within restricted or defined time domain. Acoustic characteristic of speech stimulus and hearing in noise can be effected with people having hearing loss which damages at different localizations of auditory pathway. So that hearing rehabilitation could be necessary. The aim of hearing rehabilitation is to translate the speech information clearly to the cortex. However the audiograms aren't enough to asses high level temporal processing skills such as frequency, amplitude, localization of sound stimulus. The aim of this research was to identify temporal processing abilities in bone anchored hearing aid users and asses the correlation between the ability of temporal processing and speech in noise performance. 17 bone anchored hearing aid user as a working group and 29 normal hearing subjects were compared as regard to Frequency Pattern Test, Duration Pattern Test and Hearing in Noise Test. Besides behavioral temporal processing tests, MMN was also performed to asses objective sound discrimination accuracy at the cortical level irrespective of the subjects's attention or behavioural task. Normal hearing adults and working group are aged between 30-39, 40-49, 50-63. The results showed that 30-39 and 40-49 aged group have poor temporal processing ability and hearing in noise performance ($p < 0.05$). 50-63 aged group had statistically significant differences about hearing in noise test ($p < 0.05$), but there was not any differences were observed in temporal processing abilities between normal hearing adults and working group ($p > 0.05$). The results of the Multi-feature MMN paradigm showed that bone anchored hearing aid users could perceive the differences of frequency, duration, intensity and gap in the middle of the tone. But no response was elicited about location of sound parameter. In addition significant correlation was not founded between temporal processing skills and speech in noise performance in bone anchored hearing aid users.

Keywords: Bone anchored hearing aid, temporal processing, Mismatch Negativity, Speech in Noise

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
GRAFİKLER DİZİNİ	xiii
TABLolar DİZİNİ	xiv
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kemik Yolu Ses İletimi	4
2.2. Kemik Yolu İşitmeye Katkı Sağlayan Faktörler	4
2.2.1. Kemik Yolu Uyarılarının Dış Kulaktaki İletimi	5
2.2.2. Kemik İletimi Uyarılarının Orta Kulak Kavitesinde İletimi	6
2.2.3. Orta Kulak Kemikçiklerinin Eylemsizliği	6
2.2.4. Koklear Sıvıların Eylemsizliği	6
2.2.5. Koklear Duvarların Kompresyonu	7
2.2.6. Serebrospinal Sıvıdan Basınç İletimi	7
2.2.7. <i>Non-Osseous</i> Kemik İletim Komponenti	8
2.3. Kemik Yolu İşitme Cihazları	9

2.3.1. Geleneksel Kemik Yolu İşitme Cihazları	10
2.3.2. Kemiğe İmplanté İşitme Cihazları	11
Tek Taraflı İletim ya da Mikst Tip İşitme Kayıplarında Uygulamalar	13
Bilateral İletim ya da Mikst Tip İşitme Kaybında Bilateral Uygulamalar	13
Tek Taraflı Sensörinöral İşitme Kayıplarında Uygulamalar	14
2.4. Gürültülü Ortamda Konuşmayı Ayırt Etme Becerileri	14
2.5. Temporal İşleme	15
2.5.1. Davranışsal Temporal Sıralama (<i>Temporal Patterning</i>) Testleri	17
Frekans Patern Testi (<i>Pitch Pattern Sequence Test</i>)	17
Süre Patern Testi (<i>Duration Pattern Test</i>)	18
2.6. Olaya İlişkin İşitsel Uyarılmış Potansiyeller	18
2.6.1. Mismatch Negativity Testi (MMN)	19
3.BİREYLER VE YÖNTEM	21
3.1.Bireyler	21
3.1.1. Çalışma Grubuna Dahil Edilme Kriterleri	21
3.1.2. Kontrol Grubuna Dahil Edilme Kriterleri	22
3.1.3. Bireylerin Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri	22
3.2. Yöntem	23
3.2.1. Saf Ses Odyometrik Değerlendirme	23
3.2.2. Konuşma Odyometrisi Değerlendirmesi	24
3.2.3. Serbest Alan Değerlendirmeleri	24
3.2.4. İmmittansmetrik Değerlendirme	24
3.2.5. Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi	24

3.2.6. Süre Patern Testi	24
3.2.7. Frekans Patern Testi	25
3.2.8. MMN Test Uygulaması	26
Uyaran Özellikleri	27
Uyaranların Sunumu ve Kayıt Analizi	28
3.2.9. İstatistiksel Analiz	29
4. BULGULAR	30
4.1. Normal işitmeye sahip bireylerin tanımlayıcı test sonuçları	30
4.2. Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylerin tanımlayıcı bilgileri	31
4.3. Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme ve Temporal İşleme Testlerinin karşılaştırılması	32
4.4. Çoklu Özellik Dizisi MMN Testi ile Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Test cevaplarının korelasyon sonuçları	34
4.5. Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylerde Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Test sonuçları ile Davranışsal Temporal Test bulgularının korelasyonu	42
4.6. Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylerin işitme kaybı ve cihaz kullanma süreleri ile Davranışsal Temporal Testler ve Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Test sonuçlarının değerlendirilmesi	44
5.TARTIŞMA	46
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	56
7. KAYNAKLAR	59
8. EKLER	70
EK 1. Tek Heceli İzofonik Kelime Listesi	
EK 2. Etik Kurul Onayı	

SİMGELER VE KISALTMALAR

ABR:	İşitsel Beyinsapı Cevabı Testi
dB:	desibel
EEG:	Elektroensefalografi
FP:	Frekans Patern
FDA:	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
GKAET:	Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi
HYİ:	Hava Yolu İşitme
Hz:	Hertz
IAC:	<i>Industrial Acoustics Company</i>
İS:	İşitme Seviyesi
İUP:	İşitsel Uyarılmış Potansiyel
kHz:	Kilo Hertz
KİİC:	Kemiğe İmplanté İşitme Cihazı
KYİ:	Kemik Yolu İşitme
KYİC:	Kemik Yolu İşitme Cihazı
MMN:	<i>Mismatch Negativity</i>
ms:	milisaniye
OAE:	Otoakustik Emisyon
p:	İstatistiksel yanılma düzeyi
r:	Korelasyon katsayısı
SGO:	Sinyal Gürültü Oranı
SL:	<i>Sensational Level</i>

SP:	Süre Patern
SPSS:	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
ve diğ.:	ve Diğerleri
z:	Mann Whitney U Testi
μs:	mikrosaniye
μV:	mikrovolt

ŞEKİLLER

	Sayfa
2.1. Kemik yolu ses iletimine katkı sağlayan faktörlerin şematik gösterimi	9
2.2. Kemiğe İmplanté İşitme Cihazı	12
3.2.1. Süre patern testi	25
3.2.2. Frekans patern testi	26
3.2.3. MMN paradigması parametreleri	28
4.4.1. Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen frekans değişkenine ait MMN cevap örneği	35
4.4.2. Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen şiddet değişkenine ait MMN cevabı	35
4.4.3. Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen yön tayini değişkenine ait MMN cevabı	36
4.4.4. Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen süre değişkenine ait MMN cevabı	36
4.4.5. Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen boşluk değişkenine ait MMN cevabı	37
4.4.6. Çalışmaya katılan tüm bireylerden elde edilen frekans değişkenine ait MMN cevaplarının grup ortalamaları	38
4.4.7. Çalışmaya katılan tüm bireylerden elde edilen şiddet değişkenine ait MMN cevaplarının grup ortalamaları	38
4.4.8. Çalışmaya katılan tüm bireylerden elde edilen yön değişkenine ait MMN cevaplarının grup ortalamaları	39
4.4.9. Çalışmaya katılan tüm bireylerden elde edilen süre değişkenine ait MMN cevaplarının grup ortalamaları	39
4.4.10. Çalışmaya katılan tüm bireylerden elde edilen boşluk değişkenine ait MMN cevaplarının grup ortalamaları	40

GRAFİKLER

	Sayfa
4.1. Normal işiten bireylerin süre patern (SP), frekans patern (FP), +10 dB ve 0 dB sinyal gürültü oranlarındaki konuşmayı ayırt etme sonuçlarının yaş gruplarına göre dağılımı	30
4.2. Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylerin temporal işleme ve Gürültüde Konuşmayı Ayırt etme test sonuçlarının yaş gruplarına göre dağılımı	31
4.5.1. KİİC kullanan bireylerin Süre Patern, Frekans Patern değerleri ile 0 dB ve +10 dB SGO’nda elde ettikleri değerlerin korelasyonunu gösteren saçılım grafiği	43
4.7.1. İşitme kaybı seviyelerine göre Frekans Patern, Süre Patern 0 dB ve +10 dB SGO’nda elde ettikleri gürültüde konuşmayı ayırt etme sonuçlarının dağılımını gösteren çubuk grafik	45

TABLOLAR

	Sayfa
3.1.1. Normal işiten bireylere ait demografik bilgiler	22
3.1.2. Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylere ait demografik bilgiler	23
4.3.1. 30-39 yaş grubuna ait tanımlayıcı istatistik bilgileri	32
4.3.2. 40-49 yaş grubuna ait tanımlayıcı istatistik bilgileri	33
4.3.3. 50-59 yaş grubuna ait tanımlayıcı istatistik bilgileri	33
4.4.1. MMN tepe latans cevapları ile Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme puanlarının korelasyonu	41
4.4.2. MMN tepe şiddet cevapları ve gürültüde konuşmayı ayırt etme puanlarının korelasyonu	42
4.5.1. Süre Patern, Frekans Patern testleri ile +10 dB ve 0 dB SGO'nda elde ettikleri gürültüde konuşmayı ayırt etme sonuçlarının korelasyonu	43
4.6.1. KIİC kullanıcılarında Süre Patern, Frekans Patern, GKAET sonuçlarının KIİC kullanma süresi ve işitme kaybı ile korelasyonu	44

1. GİRİŞ

İşitsel işleme, sesin lokalizasyonu ve lateralizasyonu; sesin, şiddet- frekans ve süresini analiz etme, benzer ve farklı sesleri işitsel olarak ayırt etme, gürültüde konuşma seslerini işleme, her iki kulağa aynı anda gelen kelime ve cümleleri anlamayı içerir (1). Akustik sinyaller sentral işitsel yollarda işlenerek, beyinde analiz edilir. Sentral işitme sistemi birçok gelişimsel ve patolojik durumdan etkilenen ve kompleks nöral yollardan oluşan bir sistemdir. İşitme kayıplı bireylerde işitsel yolun farklı lokasyonlarında oluşan hasar, konuşma uyaranının akustik özelliklerini bozarak, işitsel bilginin algılanmasını ve konuşmanın ayırt edilmesini engellemektedir. Bu durumda bireylerde işitme cihazı ile amplifikasyon ihtiyacı söz konusu olabilmektedir (2). Opere edilemeyen dış kulak yolu atrezilerinde kemik yolu iletilimi ile ses uyaranlarını taşıyan işitme cihazları önerilirken, diğer hastalarda ilk tercih edilecek amplifikasyon yöntemi genellikle hava yolu işitme cihazları olmaktadır. Kronik kulak akıntısı veya geniş mastoidektomi kavitesi gibi nedenlerle bazı hastalarda hava yolu işitme cihazlarının kullanılması mümkün olamamaktadır. Bu durumda Kemik Yolu İşitme Cihazlarının (KYİC) kullanılması önerilmektedir (3).

Cilt üzerine vibratörün dışardan konulduğu KYİC, transkütan ses iletilimi sağlamaktadır (4). Cihaz mikrofoni, çevredeki sesleri toplayarak, vibratör aracılığıyla titreşime çevirir. KYİC, vibratörün kafatasına statik bir basınç oluşturması amacı ile çelik bir baş bandı ile kullanılır. Bu nedenle mastoid kemik üzerinde sürekli bir basınç uygulaması gerekmekte ve bu baskı hissi bireylere rahatsızlık vermektedir. Ayrıca mastoid bölge üzerindeki yumuşak dokular sesin sönerek azalmasına neden olmaktadır (5). Bu durum kemik yolu ile işitsel uyaranları ileten yeni bir cihazın gerekliliğine neden olmuştur.

İlk olarak 1977 yılında kullanılmaya başlayan Kemiğe İmplant Edilen İşitme Cihazları (KİİC) ise temporal kemiğe tespit edilen titanyum bir vida sayesinde sesi direkt olarak kafatasına aktarmakta, bu sayede bireylerde rahatsızlık hissi uyandıran cilt basısı gibi sorunları ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca mastoid bölgeye direkt olarak implante edilmesi, yumuşak dokularda seslerin sönümlenmesini önleyerek yaklaşık 10-15 dB'lik ek kazanç sağlayabilmektedir (6).

İşitme kaybının rehabilitasyonunda, işitme kaybının derecesine ve tipine göre uygun amplifikasyon yöntemi seçilerek, konuşmaya ait bilgilerin net ve doğal bir biçimde işitsel kortekse iletilmesi hedeflenmektedir. İşitme eşiği ölçümüne dayalı işitme değerlendirmeleri, uyaranların frekans, şiddet, zaman, lokalizasyon ayırt etme gibi daha üst düzey temporal işleme becerilerini değerlendirmede yetersiz kalmaktadır (7). KIİC'lerinin işitsel olarak ek kazanç sağladığı ve gürültüde konuşmayı ayırt etmede etkin rol oynadığı bilinmekle beraber, temporal işleme üzerine olan etkisi konusunda literatürde sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (8).

Konuşma algısının kortikal düzeyde davranışsal olmayan metodlar ile değerlendirilmesine olanak sağlayan yöntemlerden birisi, kortikal işitsel uyarılmış potansiyellerdir (İUP) (9). Çalışmamızda geç latanslı İUP'den olan Mismatch Negativity (MMN) testi kullanılmıştır.

MMN bireyin dikkati ve katılımı gerekmeden, işitsel uyarandaki herhangi bir fark edilebilir değişiklikte ortaya çıkan, geç latanslı kortikal işitsel uyarılmış potansiyeldir (10). Normal işiten ve işitme kayıplı bireylerde, konuşma bozukluklarında, işitme cihazı ve koklear implant kullanıcılarında kaydedilebilir olması MMN'nin önemli olan klinik özelliklerindendir. Çalışmamızda kortikal düzeyde temporal işleme becerisini değerlendirmek amacı ile Naatanen ve arkadaşlarının geliştirdiği beş değişkenli çoklu özellik dizisi şeklinde olan MMN testi kullanılmıştır (11). Çoklu özellik dizisinin kullanılmasının nedeni, klasik MMN testine göre daha kısa sürede daha fazla parametrenin değerlendirilebilecek olmasıdır (11).

Konuşmanın temporal yönlerini değerlendirmek amacıyla davranışsal temporal sıralama testleri de kullanılabilir. Musiek ve Pinheiro (12), temporal sıralama becerisini, iki ya da daha fazla akustik uyarının zaman içerisindeki oluş sıralarına göre işlenmesi şeklinde tanımlamışlardır. Temporal işlemeyi değerlendirmek amacıyla en yaygın kullanılan davranışsal temporal sıralama testleri; Frekans Patern (FP) ve Süre Patern (SP) testleridir (13). Her iki test için yapılan çalışmalar incelendiğinde, teste başlama seviyelerinin belirlenmesinde, şiddet etkisinin minimal olduğu ve 10 dB SL'de verildiği durumlarda bile test sonuçlarını değiştirmede belirtilmiştir (14). Bu nedenle periferik işitme kayıplı bireylerin

temporal işleme becerilerinin değerlendirilmesinde kullanılabilecek testler olduğu belirtilmiştir (15). Etkinliği ve uygulama kolaylığı nedeni ile çalışmada bu testlerin kullanılması tercih edilmiştir.

Çalışmamızda, mikst tip işitme kayıplı olan ve tek taraflı KİİC kullanan bireylerin, gürültüde konuşmayı ayırt etme becerisi ile temporal işleme kapasiteleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi ve temporal işleme performanslarının belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda normal işiten bireylerin de gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları ve temporal işleme becerileri belirlenmiş, normatif verileri oluşturulmuş ve KİİC kullanıcılarının sonuçları ile karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın hipotezi;

- I. Tek taraflı KİİC kullanan mikst tip işitme kayıplı bireylerin gürültüde konuşmayı ayırt etme performanslarında tempoaral işleme becerileri etkilidir.
- II. Periferik işitme kaybı olan ve tek taraflı KİİC kullanan bireylerin gürültüde konuşmayı ayırt etme performanslarında işitme kaybı seviyelerinin ve KİİC kullanma süreleri etkilidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Yolu Ses İletimi

Kemik yolu iletimine dair yapılan çalışmalar Antik dönemlere kadar dayanmaktadır. İlk dönemlerde kemik yolu iletimi dokunma duyusuna benzetilmiştir. Birinci yüzyılda, Romalı bir bilimadamı olan Pliny Elder, katı yüzeylerden ses iletimi sağlanabileceğini göstermiş ve bazı ağaçların yüzeyleriyle testler yaparak kemik yolu ile işitme potansiyelini açıklamıştır (16). Orta çağda bu konu ile ilgili olarak dikkate değer bir yenilik getirilmemiş, Rönesans döneminde ise İtalyan doktor, filozof ve matematikçi Girolamo Cardano, kişinin dişleri arasına koyduğu demir bir çubuk ile normalde duyulamayacak seslerin bile kulağa ulaşabileceğini göstermiştir(16). Aynı dönemlerde Porta, Curaeus, Capivacci gibi diğer bilimadamları da benzer deneyleri paylaşmıştır (17). Anatomist Giovanni Filippo Ingrassia bir çalışmasında akut dış kulak kanalı obstrüksiyonuna bağlı işitme kaybı bulunan bir hastasının gitar sapını dişlerinin arasına koyarak tellere dokunduğunda, gitar sesini eskisi kadar iyi duyabildiğini belirtmiştir (17). İtalyan doktor Hicronymus Capivacci, Cardanon'un deneyinin klinik değerini açıklayan ilk bilim adamı olmuştur ve iki adım uzunluğunda demir gitar teline benzer mili hastanın ağzına yerleştirerek, sesi demir çubuk vasıtasıyla duyuyorsa timpanik membran, hiçbir şey duymuyorsa yedinci sinir patolojisi tanısını koymuştur(18).

17. yy'da da bilimadamları benzer deneyimlerini açıklamışlardır. Cabeo, Kircher, Welsch, Sibscota, Riverius ve Jakob Rudolf Camerarius, kulak kemikçikleri ile dişlerin benzer durumlara sahip olduğunu, sesi kulağa aynı koşullarda ilettiğini iddia etmişler ve dişleri inerve eden sinirin dili inerve eden sinirle, dili inerve eden sinirin ise işitsel sinir ile bağlantılı olduğunu belirtmişlerdir (16).

Son iki yüzyılda temel olarak kemik yolu ile işitmenin (KYİ), iletim ve sensörinöral işitme kaybının ayırt edilmesinde kullanılmakla beraber, mekanizmasının tam olarak anlaşılmadığı belirtilmiştir (19).

2.2. Kemik Yolu İşitmeye Katkı Sağlayan Faktörler

Allen ve Fernandez (20), kemik yolu ses iletim cevaplarının yalnızca kafatası titreşimlerinin koklear sıvıyı etkilemesiyle oluştuğunu ileri sürmüşlerdir. Brinkman ve diğ. ise KYİ'de kemikçik zincirinin ve koklear sıvıların eylemsizlik etkilerinin de payı olduğunu açıklamıştır (21). Geçen yüzyılda kemik iletim fenomeninin yalnızca

bir faktörden oluşamayacağı kesinlik kazanmış, ancak kemik iletiminin hangi yolla iletiltiğinin kesin olmadığı belirtilmiştir (19). Kemik iletimi yollarının belirlenebilmesi için, daha çok anatomik bölümler çalışılmıştır. Kemik yolunu uyaran ses titreşimleri dış kulak kanalında bir ses basıncı oluşturmaktadır. Bu durum dış kulak komponenti olarak tanımlanmaktadır. Kemikçiklerde göreceli bir hareket ya da orta kulak kavitesinde bir ses basıncı oluşturarak, kemik yolu titreşimlerinin orta kulak mekanizması gibi çalışması, orta kulak komponentini, iç kulakta bir ses basıncı oluşturması ise iç kulak komponentini gösterdiği belirtilmiştir (19). Tonndorf ise kemik yolu iletimini yedi bölümde incelemiştir (22);

- 1) Orta kulak kemikçiklerinin eylemsizliği,
- 2) Orta kulak kavitesinin komplians özelliği,
- 3) Kokleadaki kompresyon etkisi,
- 4) Oval pencerenin hareketliliği,
- 5) Yuvarlak pencerenin hareketliliği,
- 6) Koklear sıvıdaki eylemsizlik etkisi (*cochlear inertia*),
- 7) Koklear *aqueduct* yoluyla oluşan komplians.

Yapılan çalışmalar bu yolların hangisi ile kemik iletimi yapıldığını izole olarak değerlendirememektedir. Bu bölümlere ek olarak son dönemlerde özellikle hayvan deneyleri ile belirlenen *non-osseos* kemik iletimi de eklenebilir. Literatürde kemik iletimine en fazla katkı sağlayan faktörler detaylı olarak aşağıda belirtilmiştir (23-33).

2.2.1. Kemik Yolu Uyaranlarının Dış Kulaktaki İletimi

Ses titreşimleri kafatasına iletiltiğinde, kafatasının titreşmesi ile dış kulak kanalı duvarında minimal deformasyonlar oluşarak, kendisini çevreleyen hava partiküllerinde bir hareket oluşmasına neden olur. Titreşimlerin dış kulak kanalındaki hava ortamında oluşturdıkları ses basıncı kulak zarını etkileyerek tıpkı hava yolu iletimi gibi kokleaya sesin iletilmesini sağlar. Kafatasının ilk rezonant frekansının altındaki frekanslarda (0.8 ile 1.0 kHz altında) kafatası bütünüyle hareket eder ve dış kulağın kemik kısmında ses yayılması meydana gelmez (23). Alçak frekans titreşimleri dış kulağın kartilaj dokusunda oluşmaktadır (24,25).

Khanna ve diğ. (26), yaptıkları çalışmalarda 0,7 kHz ve altındaki seslerde kemik yolu ses iletiminin önemli bir kısmının dış kulak kanalı yoluyla iletildiğini göstermişlerdir.

2.2.2. Kemik İletimi Uyarılarının Orta Kulak Kavitesinde İletimi

Orta kulak kavitesindeki kemik yolu ses iletimi için de dış kulağa benzer mekanizmayla yayılım gösterdiği belirtilmektedir. Kafatası titreşimleri sonucunda oluşan ses basıncı, orta kulakta timpanik membran gibi davranarak orta kulak kemikçiklerini titreştirir ve kokleayı uyarır. Gloen, orta kulak kavitesinin kemik iletimi yoluyla işitmeye temel katkısının 2.5 kHz civarında olduğunu belirtmiştir (27).

2.2.3. Orta Kulak Kemikçiklerinin Eylemsizliği

Orta kulak kemikçikleri (*malleus, incus, stapes*), birçok bağ, stapes ve tensor timpani kaslarının tendonu, timpanik membran ve annular ligament ile orta kulak kavitesinin kemik yapıdaki duvarlarına lokalizedir. Mekanik olarak bu yapılar, kemikçikleri tutan yaylar gibidir. Alçak frekanslarda ses uyarıları ile kafatası titreşime girdiğinde bu yaylar kafatası titreşimleri ile aynı fazda olacak şekilde kemikçikleri harekete geçirir. Bu durum stapesi oval pencereye bağlayan stapes tabanında bir hareket meydana getirerek koklear sıvıların yer değiştirmesine neden olur. Yüksek frekanslarda ise kemikçik kütlelerinin eylemsizlik kuvveti, yay gerilimini yener ve kemikçikler ile kemikçikleri çevreleyen kemik doku arasında yalnızca göreceli bir hareket meydana gelir.

Kemik iletim hassasiyetindeki bu değişimlerin yalnızca 2 kHz altındaki frekanslar için geçerli olduğu belirtilmektedir. Bununla beraber kemikçiklerin olmaması ya da alınması kemik yolu eşiklerinde minimal düzeyde etkilenmeye neden olmaktadır. Kemikçiklerin kemik yolu ile ses iletiminde etkili olmakla beraber, katkı sağlayan başlıca faktör olmadığı belirtilmiştir (28).

2.2.4. Koklear Sıvıların Eylemsizliği

Kemik yolu uyarı tarafından temporal kemikte titreşim meydana geldiğinde, eylemsizlik kuvvetleri iç kulaktaki koklear sıvılarda basınç oluşturur. İç kulak sıvıları kendi başlarına sıkıştırılamazlar. Örneğin sıvıların hareketine izin veren membran ya da bir açıklık olmazsa eylemsizlik kuvvetlerinden dolayı iç kulak sıvılarında yer değiştirme meydana gelmez. Normal bir fonksiyon gösteren kokleada iki yönde yer

değiştirme görülür; oval pencerenin tabanında ve yuvarlak pencere membranında. Bu yer değiştirme için gerekli ön koşul ise iki pencere arasında ki basınç farkıdır. Basınç farkı, sıvının iki pencere arasındaki akışını sağlayarak ilerleyen bir dalga oluşturur (19).

Sıvıların eylemsizliği, normal işiten bireylerde kemik yolu iletimine katkı sağlayan hemen hemen en önemli faktördür ve alçak frekanslarda (1 kHz'in altında) yüksek frekanslara göre daha baskındır. Koklear sıvıların eylemsizliğinin KYİ'ye katkısı lezyonun tipi ve yerine bağlı olarak değişim göstermektedir (19).

2.2.5. Koklear Duvarların Kompresyonu

Koklear duvarın sıkışma ve genişlemesi teorisi kemik yolu ile iletilen sesin ilk tanımları içerisinde yer almaktadır (19). Bu fenomen iç kulak kompresyonu olarak adlandırılmıştır. Kafatası bir kemik yolu uyaran tarafından üretilen transvers dalgalara maruz kaldığında, kemik doku, dalganın etkisi ile sıkışıp genişler. Bu sıkışıp genişlemeler eğer otik kapsülü de içeriyorsa koklear sıvı alanlarında değişime neden olur. Sonuç olarak kokleadaki sıvılar hareket etmek zorundadır, çünkü sıkıştırılamadıkları kabul edilir. Baziler membranın iki tarafındaki pencereler sıvıların akışına izin verir. Yuvarlak pencere tabanı *footplate*'den yaklaşık olarak 20 kat daha hassastır (29). Kokleaya kompresyon uygulandığında iki pencere de dışarı doğru esneme hareketi sağlar. Yuvarlak pencerenin esnekliği oval pencereye göre daha fazla olduğu için *scala vestibuli*'den *scala timpani*'ye doğru sıvı akışı oluşmasını sağlar. *Scala vestibuli* ve *scala timpani*'deki hacim ve alan farklılığının da kompresyondaki sıvı hareketine katkı sağladığı ileri sürülmektedir. Timpanik taraftaki hacim vestibüler taraftaki hacimden daha azdır. İki tarafın hacim oranı 5:3, alan oranı ise yaklaşık olarak 3:2'dir. Bundan dolayı *scala vestibulide scala timpani*'ye oranla daha fazla sıvı yer değiştirmesi gerçekleşir (24).

Koklear duvarın kompresyonu ve genişlemesinin kemik yolu işitmede orta ve alçak frekanslarda temel bir faktör olmadığı, bununla beraber yüksek frekanslar için önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (19).

2.2.6. Serebrospinal Sıvıdan Basınç İletimi

Serebrospinal sıvılardaki statik basıncın, koklear kanal sayesinde koklear sıvılara iletildiği bilinmektedir (30). Son dönemlerde yapılan çalışmalarda ise serebrospinal sıvıların direkt olarak iç kulağa da iletildiği belirtilmiştir (31).

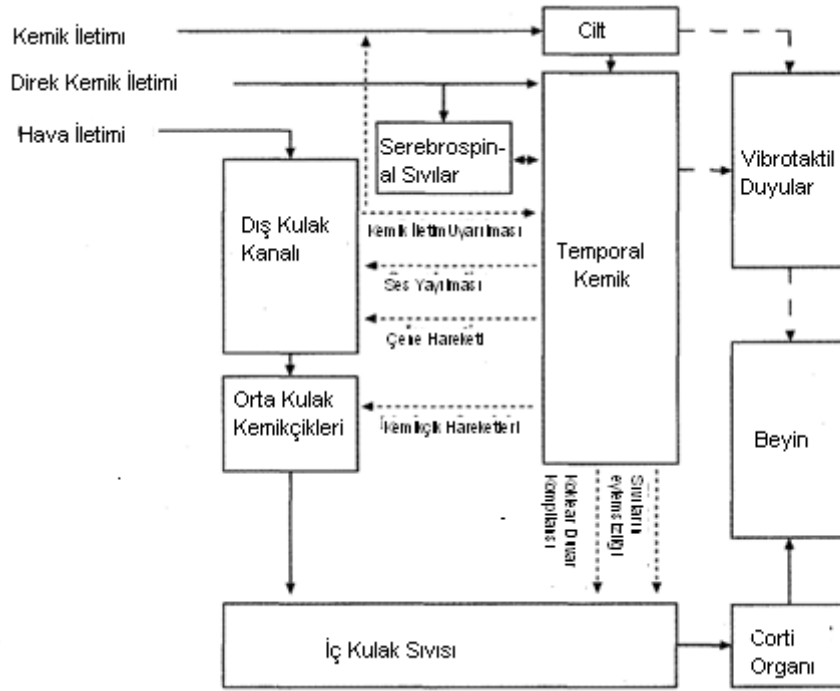
Tonndorf'un kedilerde yaptığı çalışmalarda, koklear kanal obstrüksiyonunun yalnızca KYİ cevaplarını etkilediği, HYİ eşiklerinde koklear kanalın kapatılması sonucunda herhangi bir değişikliğin olmadığı sonucunu bulmuştur (24).

Kemik yolu uyaran ile üretilen seslerin serebrospinal sıvılar sayesinde iletildiği teorisi, orta kulak kemikçik lezyonu, kemik yolu uyaranının lateralizasyonu gibi birçok kemik iletimi deneyini açıklamada başarısız kalmaktadır (25).

2.2.7. *Non-Osseous* Kemik İletim Komponenti

Son dönemlerde yapılan bir dizi hayvan deneyi çalışması, uyarılmış kafatası titreşimlerinin iç kulağa tamamen kemik olmayan yapılar yoluyla iletildiğini gösteren önemli bir yolun varlığını göstermiştir (31,32). Yapılan bir deneyde kemik vibratör kranyotomi yoluyla serebrospinal sıvıya yerleştirilerek kemik zincirinin eylemsizlik mekanizması ekarte edilmiş ve titreşimlerin daha net cevaplar oluşturduğu belirtilmiştir (31). Bu sonuçlar, kafatasındaki kemik titreşimlerinin serebrospinal sıvılarda işitme frekanslarında basınç değişimini tetiklediğini ve serebrospinal sıvı ve iç kulak arasındaki sıvı etkileşiminin direkt olarak iç kulağa iletildiğini göstermektedir (33). Yapılan bir başka çalışmada ise, göz kapağına kemik vibratör ile uygulanan işitsel uyaranlar ile başın birçok bölgesine kemik vibratörle verilen uyaranlar karşılaştırılmış ve odyolojik olarak bir farkın olmadığı bulunmuştur. Ancak bu sonuçları desteklemek için daha ileri bilimsel ve klinik çalışmaların gerekli olduğu belirtilmiştir (33).

Şekil 2.1'de, kemik yolu iletiminin algılanmasına katkı sağlayan faktörler şematik olarak gösterilmiştir. Şekilde de görüldüğü gibi temporal kemiğin uyarılması direkt temporal kemik vibrasyonu ile olabileceği gibi (örn. kemiğe implante işitme cihazları), deriye uygulanan bir uyaranla da olabilmektedir (örn. kemik yolu iletimi). Hava yolundan gelen bir uyarım da titreşime neden olabilir. Bu titreşimin özellikle alçak frekanslarda (0.5 kHz'in altındaki frekanslarda) ciltteki duysal organları uyarak işitsel olmayan duyuların da oluşmasına neden olabildiği belirtilmektedir (34).



Şekil 2.1. Kemik yolu ses iletimine katkı sağlayan faktörlerin şematik gösterimi (35).

Kemik iletimine katkı sağlayan faktörler tanımlandığında, sıvıların eylemsizliği kemik yolu işitmeye katkı sağlayan en önemli faktör olduğu belirtilmektedir. Orta kulak eylemsizliği orta frekansların iletilmesinde etkilidir. Açık dış kulak kanalından sesin yayılımı normalde kemik yolu iletimine hiç katkı sağlamazken, dış kulak yolunun kapatılması ile 1 kHz ve altındaki frekansların iletiminde önemli bir faktör olmaktadır. Koklear duvarların kompresyonu ve genişlemesi yüksek frekans kemik yolu iletimi için etkili iken, serebrospinal sıvılarda basınç iletiminin konuşmanın anlaşılabilir olduğu frekans aralığında kemik iletimine etkisinin minimum olduğu belirtilmektedir (35).

2.3. Kemik Yolu İşitme Cihazları

Günümüzde kemik iletimi ile işitme sağlayan iki farklı tipte işitme cihazı vardır; cilt üzerine vibratörün dışardan konulduğu KYİC ve kemiğe tespit edilen KİİC'dir.

Kemik iletimi sağlayan cihazlar, normal koklea fonksiyonu gösteren bütün hastalar için işitsel amplifikasyon olarak düşünülebilir. Özellikle iletim tipi ve mikst

tip patolojilerin işitsel rehabilitasyonunda yararlanılmaktadır. Çünkü bu yolla iletimin performansı temel olarak iç kulak rezervine bağlıdır. KYİ mekanizmasını kullanarak çalışan işitme cihazları aşağıda açıklanmaktadır.

2.3.1. Geleneksel Kemik Yolu İşitme Cihazları

Bu tip cihazlar iletim tipi işitme kayıplı hastalar tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Vibratörün, kafatasına statik bir basınç oluşturması amacıyla çelik bir baş bandıyla kullanılır. Mevcut bazı KYİC'ı gözlük tipi şeklinde de olabilmektedir. Vibratör ve cilt arasındaki bu bağlantı, vibratörün kafatasını titreştirmesine olanak sağlayarak kemik iletimini sağlamaktadır. Kemik yolu işitme cihazlarının avantajları;

- Mekanizması kulak içerisindeki bir mikrofona değil kemik titreşimlerine bağlı olduğu için, kronik hastalıklar tarafından oluşan kulak sekresyonları tarafından etkilenmez.
- Transduser kafatasındaki her yere yerleştirilebilir ve kulak kanalını kapatmaz. Bu şekilde kulak kanalında nem oluşumunun artmasını önleyerek enfeksiyonların ve akıntılarının artmasına neden olmaz.
- Dış kulak kanalının açık olmasını sağlayarak, oklüzyon etkisini önler.
- Kafatası titreşimleri, sesi her iki kulağa hemen hemen aynı şiddette iletir. Yani, sesin cihazın olduğu taraftan alarak karşı kokualeya iletilmesini sağlar ve başın gölge etkisini yok eder.

Ancak kemik yolu işitme cihazlarının bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlar;

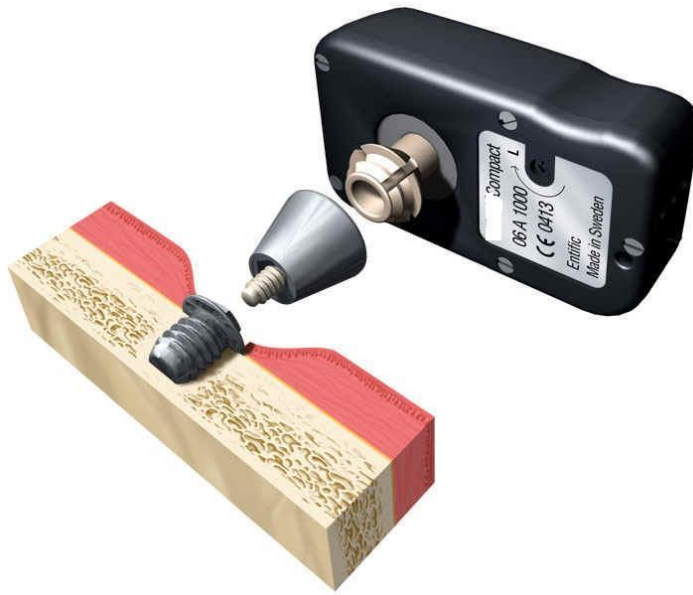
- Yumuşak dokuya uyguladığı basınç, rahatsızlık hissi uyandırmaktadır.
- İletim tipi işitme kayıplarında amplifikasyon sağlamaktadır, fakat sensörinöral işitme kayıplarında kazancı çok fazla arttıramamaktadır.
- Ses kalitesi genellikle boşluktan gelen veya teneke gibi ses olarak tanımlanmaktadır.
- Kemik ve yumuşak dokuda titreşim oluşturabilmek için dış kulaktan hava yolu iletimine kıyasla daha fazla enerjiye gereksinim duymaktadır.

Günümüzde uzun süreli KYİC'ı kullanımı yerine cerrahi operasyonla uygulanan KİİC tercih edilmektedir (36,37).

2.3.2. Kemiğe İmplant İşıtme Cihazları

1950'lerin başlarında Prof. Per Ingar Branemark dikkate değer ve önemli bir keşifte bulunarak, titanyumun canlı dokuya uyumlu olduğunu belirlemiştir (38). Titanyum çivilerin kemiğe uygun bir şekilde yerleştirilmesiyle osteositler titanyum yüzeyine yakın eklemeler yaparak gelişiyor ve arada konnektif doku tabakası oluşturmadan sıkı bağlantılar kurulmasına neden oluyordu (39). Bu gelişme 'osseointegration' (osseointegrasyon) olarak adlandırıldı ve deri altı titanyum implantların gelişmesine yol açtı (40). Tjellstrom ve diğ. (41) ise mastoid kemikte derinin içerisine titanyum implantın osteointegrasyonunu sağlayarak ilk defa direkt kemik iletimi kavramını açıklamışlardır. KYİC 18. yüzyılda tanımlanmasına rağmen, KİİC'nin kullanımı 1977 yıllarında başlamıştır (42). KİİC prosedürü 1997 yılında Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından onaylanmıştır (43).

KİİC göreceli olarak yeni bir teknoloji sunmaktadır. KYİC dezavantajlarına sahip değildir, ancak bu cihazlar gibi mekanik titreşimler üreterek, mastoid bölgeye implante edilen titanyum vida aracılığıyla titreşimleri kafatasına iletmektedir (44). Vidanın titanyum olmasından dolayı, çevresinde kemik doku oluşumu (osteointegrasyon) gerçekleşmektedir. Mikrofonun, amplifikatörün ve vibratörün birarada olduğu tek bir paket halinde olan KİİC'leri başa takılarak kullanılmaktadır. Bu paket *abutment* olarak isimlendirilen ve mastoid kemiğe sabitlenmiş vidaya yerleştirilmiş olan bir dayanağın üzerine oturtulmaktadır (şekil 2.2.).



Şekil 2.2. Kemiğe İmlante İşitme Cihazı (45)

Kemiğe implante işitme cihazlarının kafatasıyla direkt olarak oluşturduğu mekanik yol sayesinde ses titreşimleri daha etkili ve rahat bir şekilde iletilir, çünkü cilt dokusu ve subkütan dokuların absorpsiyon etkisinden ve basınç hissinin algılanmasından korunmaktadır (46). Bu nedenle 600 Hz'in üzerinde KİİC'ları vibratörün cilt üzerine uyguladığı uyarımlarla karşılaştırıldığında, kafatasına yaklaşık 10 - 15 dB daha fazla uyaran sağlamaktadır (47).

Daha fazla fiziksel rahatlık, daha az görünür olması, daha fazla çıkış gücü ve dolayısıyla daha iyi performans göstermesi nedenlerinden dolayı birçok hasta tarafından tercih edilmektedir (48). KİİC ile hava yolu işitme cihazlarının etkinlikleri işitme kaybının tipi ve derecesiyle de yakından ilişkilidir. Hastanın iletim tipi kaybı ne kadar büyükse hava yolu işitme cihazına oranla KİİC memnuniyeti de o kadar fazla olmaktadır (49). Hava kemik aralığının 30 – 35 dB 'den fazla olduğu durumlarda KİİC'ları hava yolu işitme cihazlarına göre daha iyi performans göstermektedir (50). Kulak akıntısı olan hastalar da kulak kalıbı kullanmaktan kaçındıkları için, KİİC kullanmayı tercih etmektedirler. Dolaylı yoldan kulak enfeksiyonlarının azalmasının, hastalar tarafından en önemli avantajlarından biri olduğu belirtilmektedir (49,51).

Ortalama kemik yolu işitme eşiklerinin (500, 1000, 2000, 4000 Hz'in ortalaması) 45 dB işitme seviyesi (İS) olan hastalarda KİİC'larının uygun düzeyde

uyaran sağladığı, ancak bu sınırın kesin olmadığı belirtilmektedir (52). Daha güçlü KİİC'lerinde bu seviye 60 dB İS'ne çıkmaktadır (53,54). İyi kulakta daha iyi kemik eşikleri, daha iyi cihazlı eşiklere neden olacaktır. Böylece KİİC'ları daha iyi değerlerde duyum düzeyine ulaşacaktır (55). Son yıllarda daha özel patolojilerde de KİİC uygulanmaya başlanmıştır. Spesifik durumlarda kullanılan KİİC uygulaması aşağıda belirtilmektedir;

2.3.2.1. Tek Taraflı İletim ya da Mikst Tip İşitme Kayıplarında Uygulamalar

Tek taraflı iletim ve mikst tip işitme kayıplarında tek taraflı KİİC kullanımının etkinliğinin araştırıldığı çalışmalarda klinik performansları konusunda farklı sonuçlar elde edilmekle beraber, rapor edilen günlük yaşam ile ilgili tutarlı sonuçlarda mevcuttur. Sonuçlar aşağıda belirtilmiştir;

- Hastalarda lokalizasyonun cihazsız duruma göre KİİC kullanımında bir miktar daha iyi olduğu belirtilmiştir (56). Farklılığın 'bir miktar' olmasının nedeni KİİC'lerinin her iki kokleayı da uyarak kulaklar arası uyaran- şiddet farklılığı ipucunu ortadan kaldırmasıdır.
- KİİC ile konuşmayı ayırt etme sonuçlarının gürültünün iyi olan kulaktan geldiği durumda, cihazsız duruma göre daha iyi olduğu belirtilmiştir (57). Gürültünün her iki taraftan geldiği durumda ise, anlamlı bir fark bulunmazken, gürültünün KİİC'lı taraftan geldiği durumlarda konuşma anlaşılabilirliğinin daha kötü olduğu çalışmalarda bildirilmiştir (58).
- Kullanıcıların çoğu subjektif olarak KİİC'nın kendilerine yardımcı olduğunu ve bu nedenle yaşam kalitelerini arttırdığını belirtmişlerdir (59,60)

2.3.2.2. Bilateral İletim ya da Mikst Tip İşitme Kaybında Bilateral Uygulamalar

KİİC'ları her iki kokleayı da uyarmasına rağmen vibratörün bulunduğu taraftaki koklea daha fazla uyarılır ve kontralateral kokleaya göre sesler ipsilateral kokleaya 200 µs daha erken ulaşır (61). İpsilateral kokleadaki uyaran miktarı kontralateral kokleaya göre daha fazladır. Bu nedenle bilateral KİİC, dikotik işitme sağlar. Fakat kulaklar arası zaman farklılığının yarattığı ipuçları, hava yolu işitme cihazı kadar güçlü değildir. Çünkü kemik yoluyla iletilen uyarının her yöne

yayılması durumu söz konusudur. Ancak çalışmalarda bilateral kemik yolu uyaranların tek taraflı uyaranlara göre daha iyi lokalizasyon ipuçları sağladığı belirtilmiştir (62).

Sessiz durumda yapılan testlerde tek taraflı kullanıma göre bilateral KIİC kullanımı ile daha düşük konuşmayı alma eşikleri elde edilmesinin her iki kokleanında uyarılmasının yanı sıra sentral mekanizmaların binaural sumasyondan faydalanması olduğu belirtilmektedir (63)

2.3.2.3. Tek Taraflı Sensörinöral İşitme Kayıplarında Uygulamalar

Tek taraflı sensörinöral işitme kaybında, KIİC işitme kaybı olan kulağın bulunduğu mastoid kemiğe yerleştirilerek sağlam taraftaki kokleaya ses titreşimlerinin iletilmesi sağlanır. Bu uygulamanın amacı, işitme kaybı olan tarafta daha iyi Sinyal Gürültü Oranı (SGO) olduğu durumda, sesin normal kokleaya iletilmesinin sağlanmasıdır.

Konuşmayı ayırt etme üzerine etkinliği hedef konuşmanın yönüne göre değişmektedir. SGO, cihazın bulunduğu tarafta daha iyi ise, KIİC konuşma anlaşılabilirliğini arttırmaktadır. Sağlam olan kulakta, daha iyi SGO olduğu durumda, konuşma anlaşılabilirliğinin üzerinde anlamlı bir etkinliğinin bulunmadığı belirtilmiştir. (64).

Tek taraflı sensörinöral işitme kayıplarında KIİC kullanımının lokalizasyon üzerine anlamlı bir etkisi bulunmadığı belirtilmektedir (65)

Kemik yolu ile iletim sağlayan işitme cihazları alanında en son teknolojik gelişme, kafatasını dış yoluyla titreştiren bir cihazın geliştirilmiş olmasıdır (66). Ağız içine yerleştirilen vibratör, sinyalleri kulak kanalındaki mikrofonlardan alarak dişler üzerinde titreşimler oluşturmaktadır. Bu şekilde kepçenin oluşturduğu lokalizasyon ipuçlarından da faydalanılmak istenmiştir. Geliştirilen bu yöntemin diğer avantajının ise herhangi bir cerrahi operasyona ihtiyaç duyulmaması olduğu belirtilmektedir (66).

2.4. Gürültülü Ortamda Konuşmayı Ayırt Etme Becerileri

Konuşmayı anlama, akustik-fonetik ayırt etme ve sözcüklere ait uzun süreli hafızanın yer aldığı işitsel, bilişsel ve dile dayalı işlemlemeyi ifade eder. Konuşmayı anlama yaşa bağlı olarak gelişen ve kelime hazinesi, fonemik sınıflandırma, dil yeterliliği ile sınırlanan bir beceridir (67). Arka plan gürültüde konuşmayı ayırt etme

zorlukları, normal işiten yetişkin bireylerde bile görülmekte iken, bu durum işitme kayıplı bireylerde çok daha ciddi bir sorun oluşturmaktadır (68). Gürültü varlığında konuşma anlaşılabilirliği ile ilgili yapılan çalışmalarda problemin frekans-çözümleme gücünde bozulmalar (69), dış tüy hücre harabiyeti sonucunda sinyale olan duyarlılığın azalması, sentral işitsel işleme problemi ya da zayıf dinleme becerileri gibi nedenlerden kaynaklanabileceği ileri sürülmektedir(70,71). Normal işitmeye sahip genç yetişkin bireylerin gürültü varlığında uyarınları tanıma becerilerinde *medial olivocochlear efferent* sistemin etkili olduğuna dair çalışmalar da mevcuttur (72). Bu etkinin mekanizması tam olarak bilinmemekle birlikte *medial olivocochlear* efferent sistemin arka plan gürültüsü varlığında konuşma işlenmesinde filtre özelliği gösterdiği ve yaşlanmayla beraber bu etkinin azaldığı belirtilmektedir (73).

Gürültüde konuşmayı ayırt etme performansı, gerçek yaşam koşullarına hastayı ve cihazı hazırlamak, KİİC'lı bireylerin günlük konuşma deneyimlerinde cihazdan yararlanımını belirlemek açısından oldukça önem taşımaktadır. Günlük yaşam koşullarında konuşmayı ayırt etmeyi klinik ortamda en iyi değerlendiren testler Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testleridir (GKAET). Bu testlerde genellikle konuşma uyarını arka plan gürültüsüyle birlikte sunulur (74). GKAET'lerinde anlaşılabilirlik, sabit konuşma ve/veya gürültü seviyesinde yüzde skoru ve konuşmayı anlama eşiği ile adaptif olarak belirlenebileceği gibi işitme kayıplı bireylerde memnuniyet anketleri ile de değerlendirilebilir (75). Gürültüde konuşmanın ayırt edilebilmesi için önce akustik bilginin işitilmesi, sonra işlenmesi gerekmektedir.

2.5. Temporal İşleme

İşitsel temporal işleme, sınırlanmış ya da belirlenmiş zamansal alan içerisinde sesin ya da sesteki değişimin algılanması olarak tanımlanabilir (76). Birçok araştırmacı işitsel işleme becerilerinin büyük kısmından temporal işleme özelliğinin sorumlu olduğunu belirtmiştir (76). Çevresel seslerin algısında olduğu gibi konuşma algısında da temporal işleme büyük önem taşımaktadır. Temporal özelliklerin işitsel işlemedeki rolü, uzun yıllar boyunca konuşmanın algılanmasındaki zamanlamanın öneminden ötürü ilgi çekici bir konu olmuştur (77). Genel olarak işitsel sinyallerin temporal işlenmesi dört kategoride incelenir (78);

- Temporal Maskeleye: Bir işitsel bilginin işlenmesinin kendisinden önce veya sonra gelen ses tarafından engellenmesidir.
- Temporal Çözünürlük: Zaman içinde hızla değişen sinyallerin algılanmasıdır.
- Temporal Birleştirme: Kısa süreli seslerin enerjilerini biriktirip toplama ve zaman içinde gelen işitsel bilgileri birbirine ekleyebilmedir.
- Temporal Sıralama: Sıra halindeki seslerin algılanma becerisidir.

Temporal işlemlerin değerlendirilmesi amacıyla birçok test geliştirilmiştir. Yaralı (79)'nın belirttiğine göre Johnson ve diğ., işitsel temporal işleme testlerini; Rastgele Aralık Tespit Etme Testi, Frekans Patern Testi ve Süre Patern Testi olmak üzere üçe ayırmıştır. Bu testlere temporal işlemeyi test eden ve göreceli olarak yeni bir test olan *Gaps-In-Noise* testi de eklenebilir (80). Frekans Patern ve Süre Patern Testi temporal sıralama becerisini değerlendirirken, *Gaps-In-Noise* ve Rastgele Aralık Tespit Etme Testi temporal çözünürlük becerisini test etmektedir. Temporal çözünürlük, iki işitsel sinyal arasındaki en kısa süreli boşluğun ayırt edilebilmesi olarak tanımlanabilir (81).

Rastgele Aralık Tespit Etme Testi, Keith (82) tarafından geliştirilmiştir. Bu testte, sunulan ses çiftleri arasındaki boşluğun katılımcı tarafından 500-1000-2000 ve 4000 Hz frekanslarında fark edilmesi istenir. Eğer sesler arasındaki boşluklar fark edilirse, kişi iki ses, edilmezse tek ses duyar. Belirtilen dört frekansta kişinin tutarlı olarak ayırt edebildiği iki ses arasındaki süre eşikleri belirlenerek ortalamaları alınır ve birleşik aralık tespit eşiği belirlenir. Yapılan bir çalışmada normal işitmeye sahip bireylerde bu sürenin yaklaşık 2-3 ms olduğu belirtilmiştir (83).

Musiek (84), tarafından geliştirilen *Gaps-In-Noise* testinde diğer boşluk tespit etme testinden farklı olarak tonal ya da klik uyaran arasındaki boşlukların değil geniş bant gürültü arasındaki 2 ile 20 ms ranjında değişen boşlukların tespit edilmesi istenir. Normal işiten yetişkin bireylerde bu sürenin ortalama 4,9 ms olduğu ve temporal çözünürlüğün değerlendirilmesinde güvenilir bir test olduğu belirtilmiştir (84).

Bununla beraber nöral fonksiyonların objektif olarak değerlendirilmesine olanak sağlayarak, ms düzeyindeki değişimleri kaydeden elektrofizyolojik testlerde temporal işlemlerin araştırılmasında yeni bir pencere açmıştır (15).

2.5.1. Davranışsal Temporal Sıralama (*Temporal Patterning*) Testleri

Musiek ve Pinheiro (14), temporal sıralamayı, iki ya da daha fazla akustik uyarının zaman içerisindeki oluş sıralarına göre işlenmesi şeklinde tanımlamışlardır. Konuşma algısındaki öneminden dolayı çok sık araştırılan bir konu olmuştur (85). 1970’li yıllarda temporal sıralama becerisinden sol hemisferin temporal lobunun sorumlu olduğu belirtilmiştir (86). Fakat günümüzde temporal işlemeden yalnızca bir hemisferin sorumlu olmadığı bilinmektedir. Bu nedenle temporal patern testlerinin hemisferik lezyonların yanı sıra interhemisferik lezyonlara da hassasiyet gösterdiği son yıllarda vurgulanmaktadır (87). Doğru temporal sıralama becerisi sağ ve sol hemisferlerin anatomik ve fizyolojik olarak beraber çalışmasıyla elde edilmektedir (88). Musiek ve diğ. (87), serebral lezyonu olan ve *split-brain*’li hastalarda yaptıkları çalışmalarda, FP ve SP test sonuçlarında anlamlı bozukluklar olduğunu gözlemlemişlerdir. Aynı çalışmacılar koklear lezyonu olan hastalarda yaptıkları çalışmalarda, SP testinin koklear lezyondan ciddi düzeyde etkilenmediğini ve bunun nedeninde, bu testin iyi frekans ayırt etme becerisi ile çok bağlantılı olmadığından dolayı olduğunu belirtmişlerdir (89).

Davranışsal temporal sıralama testleri, konuşmanın temporal yönlerini değerlendiren testlerdir. Kullanılan test sinyalleri konuşma, gürültü ve saf ses tonlarıdır. Bu çalışmalarda temel amaç, bu alanlardaki ayırt etme becerisini değerlendirmek ve işitsel/nöral sistemin sınırlarına da karar vermektir. Çalışmamızda kullanılan temporal sıralama testleri; Frekans Patern ve Süre Patern testleridir.

2.5.1.1. Frekans Patern Testi (*Pitch Pattern Sequence Test*)

Pinheiro (14), 1977’ de patern algılamasını ve temporal sıralama yeteneğini ölçmek amacı ile *Pitch Pattern Sequence Test*’ ini geliştirmiştir. Hem çocuklar, hem de yetişkinler için iki versiyonu bulunmaktadır. Yetişkin formunda 120 test patern sırası vardır ve 3 ton burst uyarandan oluşur. Uyarılardan 2 tanesi aynı frekans, diğeri ise farklı frekanstır. Genelde İnce ses (İ) için 1122 Hz, Kalın ses (K) için 880 Hz uyarı kullanılır. “İİK KKİ İKİ KİK Kİİ Kİİ” olmak üzere 6 formu bulunmaktadır. Test *monaural* veya *binaural* olarak uygulanabilir. Bireyden sözel olarak duyduğu uyarıyı tarif etmesi istenir. Frekanslar arası süre 200 ms, *interstimulus interval* ise 150 ms’dir. Test her deneğin 1 kHz’deki eşik 50 dB üstünde yapılır. Cevap modu değişebilir. Dinleyici sözel, olarak veya işaret ederek

gösterebilir. İşitsel korteks bozukluklarında (her iki hemisferi de içeren) her kulakta cevap moduna bağlı olmaksızın azalmış performans görülür. İnterhemisferik lezyonu olan hastalar mırıldanma şekilde cevap verme modunda daha başarılı olmaktadır. *Split-brain* ve *corpus callosum* lezyonu olan hastalar ise, mırıldanma şeklinde cevap verebilirler, ancak sözel cevapta başarısızdırlar. Bu testler beyin sapı lezyonlarına karşı hassas değildir, ancak serebral lezyonlara karşı hassasiyetlik gösterirler (89).

2.5.1.2. Süre Patern Testi (*Duration Pattern Test*)

Musiek (14), tarafından 1990' da geliştirilmiştir. Diğer temporal sıralama testlerine göre serebral lezyonlara karşı daha hassasiyet gösterirler. Yapılan çalışmalar süre ipucunun frekans ya da şiddet ipucuna göre koklear işitme kaybına daha dirençli olduğunu göstermektedir. Tek hemisfer bozukluklarında bilateral bozukluklar görülebilir. Bu nedenle kesin lateralite bilgisi elde etmek zordur. Elde edilen sonuçlar temporal paternin şifrelenmesinde her iki hemisferin katkısı olduğunu göstermektedir (14).

Süre Patern Test'inde üç ton arka arkaya sunulur. Bunlardan bir tanesinin durasyonu diğerlerinden farklılık göstermektedir. Uzun (U) uyaran için 500 ms, Kısa (K) uyaran için 250 ms zaman paternleri kullanılır. Altı patern olasılıklıdır. Bu uyaranlar" UUK KKK UKU KUK UKK KUU" olmaktadır. Test için 30 - 50 patern uyaran sunulur. Birey sözel, işaret ve mırıldanma şeklinde cevap verebilir. Kortikal ve hemisferik lezyonlara karşı hassasiyet göstermektedir. Beyin sapı lezyonlarına karşı hassasiyet göstermemektedir (90).

2.6. Olaya İlişkin İşitsel Uyarılmış Potansiyeller

EEG, insan beynindeki nöral aktivitelerin incelenmesinde ucuz, etkili ve girişimsel olmayan bir yöntemdir. Bir dizi elektrot, derinin yüzeyine yerleştirilir ve elektrotlar arasında milivolt düzeyindeki küçük değişimler kaydedilir. Elektriksel potansiyeldeki bu değişimler geniş nöral popülasyonun senkronize ateşlenmesinden doğar. EEG'nin temporal çözümlemeleri milisaniyeler düzeyinde olduğu için özellikle kortikal işitsel işleme gibi hızlı beyin aktivitelerinin çalışılmasında çok uygundur (91). EEG sinyalleri, beyindeki işlemeyle eş zamanlı katkıda bulunan çok sayıda uyaranı içerir. Bu uyaranın ses olduğu durumlarda işitsel işleme gibi zamanla sınırlı mikrovolt düzeyindeki beyin fonksiyonlarını elde etmek için deneysel uyaranlar ortalama yapılır. Ortalama zamansal sınırlaması olmayan ritmik arkaplan

gürültüsü gibi uyarıların zayıflamasına ve olaya ilişkin potansiyellerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Olaya ilişkin potansiyeller (*event-related potentials*), belirli bir ‘olay’ sonucunda belirli bir zaman aralığında ortaya çıkan fizyolojik aktivitelerdir (92). İşitsel sistemin (kulak, işitme siniri ve beynin ilişkili alanları) akustik uyarımlarla uyarılan aktivitelerinin ölçümünde olay işitsel uyarandır ve bu durum işitsel uyarılmış potansiyellerin ortaya çıkmasına neden olur. İşitsel fonksiyonların değerlendirilmesinde olaya ilişkin potansiyellerin kullanılmasının birçok yararı bulunmaktadır. Öncelikle bu test girişimsel değildir bu nedenle aynı hasta ya da denek grubunda kayıtlar defalarca tekrarlanabilir. Bir diğer avantajı pahalı bir yöntem olmamasıdır. Bununla beraber kayıtlar pasif dinleme koşullarında yapılır ve motivasyondan etkilenmez.

Kortekste sese yanıt veren işitsel yapıların değerlendirilmesinde kortikal işitsel uyarılmış potansiyeller kullanılır (93). Odyoloji kliniklerinde klinik amaçlı ve araştırma amaçlı olarak kullanılan başlıca kortikal işitsel potansiyeller P1-N1-P2 kompleksi, akustik değişim kompleksi (*acoustic change complex-ACC*), MMN ve P300 olarak düşünülebilir.

2.6.1. Mismatch Negativity Testi-MMN

Mismatch Negativity, olaya ilişkin potansiyellerin bir komponentidir. İlk defa Näätänen, Gaillard ve Mäntysalo tarafından 1978 yılında kaydedilmiştir. Biliş öncesi dönemde uyarı farklarının nörofizyolojik işlenmesini yansıtan bir potansiyeldir (10). MMN, işitsel düzenin algısal olarak bozulduğu her durumda elde edilebilir. Basit olarak bu bozulma durumu sesin bir özelliğinin değişimi şeklinde (örneğin frekans ya da şiddet) olabileceği gibi daha kompleks (örneğin azalan tınıda tekrar eden seslerin sunulması veya kompleks spektro-temporal düzeninin bozulması gibi) de olabilir (94).

Tipik olarak MMN, *oddball* paradigması kullanılarak kaydedilir. Bu teknik farklı olan uyarının fark edilmesi temeline dayanmaktadır. Bu paradigmada sürekli tekrarlanarak sunulan standart uyarı zaman zaman sunulan aykırı uyarı tarafından bozulur. Sık uyarı genellikle %80-90 ihtimal ile seyrek uyarı %20-10 ihtimal ile verilir. Aykırı ve standart uyarılar katılımcıda alışkanlık oluşturmaması için rastlantısal olarak sunulur (9). *Oddball* paradigmasının avantajları, kolaylıkla uygulanabilir olması, birçok uyarı türüne uygulanabilmesi ve deneysel çalışmalar

için değiştirilebilir olmasıdır. İşitsel *Oddball* paradigmasında uyaranlar saf sesler, ses çiftleri ya da melodi gibi daha kompleks sesler olabilir. *Oddball* sıralaması kolaylıkla yapılacak çalışmaya göre kurgulanabilir (95).

Standart seslere verilen ortalananmış cevapların aykırı seslere verilen ortalananmış cevap tarafından çıkarılması sonucunda MMN elde edilir. Bu cevaplar büyük sıklıkla aykırılığın başlangıcından 100 ile 250 ms'ler arasında gözlenir. Sık ve seyrek uyaranlar arasındaki fark çok küçük de olsa cevap elde edilir. Örneğin, uyaran frekansları arasındaki 8 Hz'lik fark veya uyaran şiddetleri arasındaki 5 dB'lik fark MMN cevabının oluşması için yeterlidir (96).

MMN'nin başlıca nöral kaynağı, primer işitsel korteksin çevresinde sağ ve sol temporal loblarda lokalizedir. Bu temporal bölgelerin işitsel olayların güncel modellemesinden sorumlu olduğu belirtilmiştir. Bununla beraber işitsel obje bilgisinin birincil düzeyi olduğu da öne sürülmüştür (9). Temporal komponentlere ek olarak, birçok çalışmada frontal subkomponentlerin varlığında etkili olduğu açıklanmıştır(9).

MMN cevapları en büyük amplitüdlü olarak fronto-sentral alanlardan kaydedilmektedir. Bunun nedeni olarak da, MMN'nin genellikle supratemporal kortekslerde bilateral olarak yaratılan bir aktivitenin toplamı olmasından kaynaklandığı belirtilmektedir (97).

3. BİREYLER VE YÖNTEM

Bu çalışmanın amacı mastoid kemiğe implante edilen işitme cihazı kullanıcılarının temporal işleme performansının belirlenmesi ve normal işiten bireylerle karşılaştırılmasıdır. Ayrıca KIİC kullanan bireylerin gürültüde konuşmayı ayırt etme skorları, KIİC kullanma süresi ve işitme kaybı seviyesi ile temporal işleme becerileri arasındaki korelasyonun araştırılmasıdır. Çalışmanın amacına yönelik olarak sağlıklı bireylerde “Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme”, “Süre Patern” ve “Frekans Patern” testlerinin normatif verileri belirlenmiş ve bulgular sunulmuştur. Çalışma Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi KBB Anabilimdalı Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Ünitesinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya katılan bireyler çalışmanın kapsamı ve amacı hakkında bilgilendirilmiş ve yazılı onam formları alınmıştır. Çalışma, Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 13.03.2013 tarihinde GO 13/59 kayıt numarasıyla onaylanmıştır.

3.1. Bireyler

Çalışmaya bilateral mikst tip işitme kaybı olan ve mastoid kemiğe implante edilen işitme cihazı kullanan 7 erkek 10 kadın ile normal işitmeye sahip 12 erkek 17 kadın katılmıştır. KIİC kullanan bireyler çalışmanın çalışma grubunu; normal bireyler ise çalışmanın kontrol grubunu oluşturmaktadır. Tablo 3.1.1’de normal işiten bireylere ait demografik bilgiler; Tablo 3.1.2’de ise kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylere ait demografik bilgiler verilmiştir.

3.1.1. Çalışma Grubuna Dahil Edilme Kriterleri:

- Normal konuşma- dil becerisine sahip 18 yaş ve üstü olması
- Bilateral mikst tip işitme kaybı olması (98)
- Tek taraflı KIİC kullanması
- Aktif orta kulak enfeksiyonu olmaması
- En az 3 aydır KIİC kullanması
- Son bir yılda ilerleyen işitme kaybı olmaması
- KIİC kullanılan tarafta, sessiz ortamda konuşmayı ayırt etme test puanının % 60’dan daha iyi olması

3.1.2. Kontrol Grubuna Dahil Edilme Kriterleri:

- Otolojik muayene bulgularının normal olması
- Bilateral saf ses ortalamasının normal işitme aralığında olması (98)
- Her hangi bir nörolojik problemi olmaması ve 18 yaş ve üstü olması

3.1.3. Bireylerin Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri:

- Fluktuasyon ve progresif işitme kaybı olması
- Retrokoklear ve sentral işitme bozukluğu olması
- Tek taraflı işitme kaybı olması
- Test sonuçlarını etkileyebilecek fiziksel ve emosyonel bozukluğu olması

Tablo 3.1.1 Normal işiten bireylere ait demografik bilgiler

Birey No	Cinsiyet	Yaş (yıl)
1	Erkek	30
2	Erkek	33
3	Erkek	31
4	Kadın	39
5	Erkek	38
6	Erkek	35
7	Kadın	30
8	Kadın	30
9	Kadın	39
10	Erkek	42
11	Kadın	42
12	Erkek	46
13	Kadın	40
14	Kadın	48
15	Kadın	48
16	Erkek	47
17	Kadın	40
18	Kadın	46
19	Kadın	40
20	Kadın	54
21	Kadın	50
22	Erkek	52
23	Erkek	50
24	Erkek	58
25	Kadın	51
26	Kadın	50
27	Kadın	50
28	Erkek	52
29	Kadın	55

Tablo 3.1.2. Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylere ait demografik bilgiler.

Birey No	Cinsiyet	Yaş (yıl)	KİİC kullanma Süresi (yıl)	İşitme kaybı derecesi	KİİC kullandığı taraf
1	Erkek	59	3	Orta-İleri	Sağ
2	Kadın	43	3	Orta	Sol
3	Kadın	63	3	Orta-İleri	Sağ
4	Erkek	40	6	Orta	Sol
5	Kadın	47	4	Orta	Sağ
6	Kadın	45	1	Orta	Sağ
7	Erkek	56	1	Orta-İleri	Sağ
8	Kadın	30	3	Orta-İleri	Sağ
9	Kadın	45	1	Orta-İleri	Sağ
10	Kadın	47	7	Orta-İleri	Sol
11	Kadın	34	2	Orta-İleri	Sağ
12	Kadın	50	3	Orta-İleri	Sol
13	Kadın	36	3	İleri	Sağ
14	Erkek	58	7	İleri	Sol
15	Erkek	34	5	Orta	Sağ
16	Erkek	40	3	Hafif	Sol
17	Erkek	32	5	İleri	Sağ

3.2. Yöntem

Çalışma ve kontrol grubuna dahil edilen tüm bireylere odyolojik testler, gürültüde konuşmayı ayırt etme ve temporal işleme testleri uygulanmıştır. Çalışma grubundaki bireylerin kemiğe implante cihaz ayarları değerlendirme öncesi kontrol edilmiş ve gerekli ayarlar yapılmıştır.

Kontrol ve çalışma grubunu oluşturan tüm bireylerin işitme testleri IAC (Industrial Acoustics Company) sessiz odalarında, klinik odyometre kullanılarak, standart değerlendirme prosedürlerine uygun şekilde yapılmıştır. Temporal işleme ve gürültüde konuşmayı ayırt etme testleri Hacettepe Üniversitesi Odyoloji Bölümü Elektrofizyoloji Ünitesindeki faraday kafesli test odasında yapılmıştır.

3.2.1. Saf Ses Odyometrik Değerlendirme

Kontrol ve çalışma grubunu oluşturan bireylerin işitme eşiklerinin belirlenmesi amacıyla, kulak burun boğaz muayenesinin ardından, bireylerin işitme eşikleri GSI 61 marka klinik odyometre ve *Telephonics TDH-39* supraaural

kulaklıklar kullanılarak, 125-8000 Hz frekans aralığında saf ses uyaranlar verilerek yapılmıştır. Kemik yolu eşikleri ise 500-4000 Hz frekans aralığında kemik vibratör kullanılarak değerlendirilmiş, gerekli görüldüğünde insert kulaklıklarla maske uygulanmıştır.

3.2.2. Konuşma Odyometrisi Değerlendirmesi

Kontrol ve çalışma grubunu oluşturan bireylerin konuşmayı ayırt etme testleri, GSI 61 klinik odyometre ile *Telephonics TDH 39* kulaklıklar kullanılarak, Hacettepe Üniversitesi Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Ünitesi'nde geliştirilen PB-300 kelime listesi kullanılarak değerlendirilmiştir.

3.2.3. Serbest Alan Değerlendirmeleri

Çalışma grubunu oluşturan KIİC kullanan bireylerin, cihaz kazancını belirlemek amacıyla hoparlörler 0^0 azimutta ve 1 metre uzaklıkta yerleştirilmiş ve kesikli saf ses uyaranlar verilerek cihazlı değerlendirmeleri yapılmıştır.

3.2.4. İmmitansmetrik Değerlendirme

Kontrol grubunu oluşturan bireylerin immitansmetrik değerlendirmesi 226 Hz *probe tone* kullanılarak GSI marka immitansmetre ile yapılmıştır.

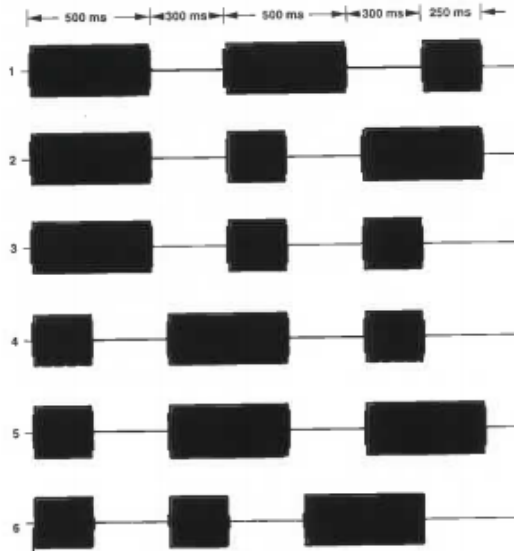
3.2.5. Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi

Kontrol ve çalışma grubunu oluşturan bireylerin belirli sinyal gürültü oranında konuşmayı ayırt etme performanslarının belirlenmesi amacı ile Türkçe *multitalker* (çoklu konuşmacı) gürültü ve fonetik dengeli tek heceli kelime listeleri kullanılmıştır (Bkz. EK1) (99). GKAT 0 dB ve +10 dB sinyal gürültü oranında *Logitech* marka hoparlörler ile yapılmıştır. Uyaranlar önden gelecek şekilde, bireylerden bir metre uzaklıkta ve 0^0 azimutta verilmiştir. Her bir sinyal gürültü oranında farklı 25 tek heceli kelime listeleri kullanılmış ve bireylerden sözel olarak duyduğu kelimeyi tekrar etmesi istenmiştir. Doğru cevapların yüzdesi otomatik olarak kaydedilmiştir.

3.2.6. Süre Patern Testi

Süre Patern Test'i (Şekil 3.2.1.), Musiek tarafından 1990'da geliştirilmiştir (14). Musiek'in uyguladığı orijinal yöntemde 1000 Hz frekansta 3 ton arka arkaya sunulur. Bu tonlardan bir tanesinin süresi diğerlerinden farklıdır. Uzun uyaran için 500 ms, kısa uyaran için 250 ms kullanılmıştır. Uyaranlar arası aralık (*Interstimulus interval*) 300 ms'dir. Altı patern olasılığı vardır: "UUK KKK UKU KUK UKK KUU". Bu olasılıklarda 30 - 50 patern uyaran sunulur. Birey sözel, işaret ya da mırıldanma şeklinde cevap verebilir.

Bu çalışmada Türkyılmaz ve diğ. tarafından geliştirilen Bilgisayar Destekli Süre Patern Test'i uygulanmıştır (100). Test *Matlap 7.10 software* programı kullanılarak yazılmıştır (101). Uyarılar *Logitech* marka hoparlörler ile 0^0 azimutta, bireylerden bir metre uzağa yerleştirilerek verilmiştir. Değerlendirmeye alınan bireyler bilgilendirilmiş ve değerlendirme öncesinde teste alışması için deneme amaçlı uygulamalar yapılmıştır. Test uyarıları olarak, 1000 Hz frekansta 500 ms uzun ses ve 250 ms kısa ses kullanılmıştır. Uyarılar arası aralık (*Interstimulus interval*) 300 ms'dir. Bu uyarılar üçerli sıralar şeklinde 30 defa arka arkaya gelecek şekilde verilmiştir. Bireylerden sözel olarak uyarıların geliş sırasına göre; örneğin "kısa-uzun-kısa" şeklinde cevap vermesi istenmiştir. Doğru cevapların yüzdesi otomatik olarak kaydedilmiştir. Testler bireylerin en rahat dinleme seviyesinde gerçekleştirilmiştir.



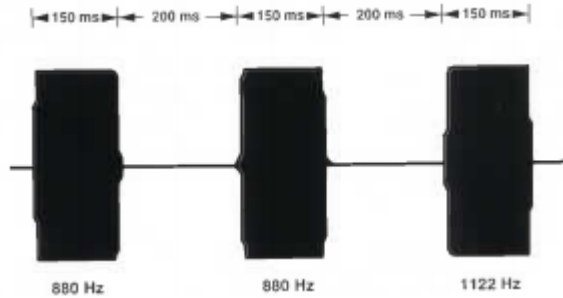
Şekil 3.2.1. Süre patern testi. Kordinat sisteminde, şiddet dikey düzlemde, zaman (ms) yatay düzlemde gösterilmektedir (14).

3.2.7. Frekans Patern Testi

Patern algısını ve temporal sıralama yeteneğini ölçmek amacıyla Pinherio (14) tarafından 1977' de Frekans Patern Test'i geliştirmiştir (Şekil 3.2.2.). Hem çocuklar, hem de yetişkinler için 2 versiyonu bulunmaktadır. Yetişkin formunda 120 test patern sırası vardır ve 3 ton burst uyarandan oluşur. İki uyarı aynı frekansa sahip iken, diğer uyarı farklı frekanstadır. Yüksek frekans için 1122 Hz alçak frekans için 880 Hz uyarı kullanılmıştır. "İİK KKİ İKİ KİK İKK Kİİ" olmak üzere 6 formu bulunmaktadır. Hastadan sözel olarak duyduğu uyarıyı tarif etmesi

istenmiştir. Test paterninde uyaran süresi 150 ms olup uyaranlar arası süre 200 ms'dir. Test her bireyin 1 kHz' deki eşğin 50 dB üstünde yapılmıştır.

Çalışmamızda Frekans Patern Test parametreleri *Matlap* 7.10 *software* programı ile geliştirilmiştir. Logitech marka hoparlörler 0° azimutta bireylerden bir metre uzağa yerleştirilmiştir. Katılımcı test öncesi bilgilendirilmiş ve teste alışması için deneme testleri yapılmıştır. Test uyaran frekansları 880 Hz (kalın ses) ve 1122 Hz (ince ses)'dir. Uyaran süresinin uzunluğu 300 ms olup, uyaranlar arası süre 300 ms olarak belirlenmiştir. Bu sesler üçerli sıralar şeklinde 30 defa arka arkaya verilecek şekilde sunulmuştur. Bireyden sözel olarak, uyaranların geliş sırasına göre; örneğin “kalın-kalın-ince” şeklinde cevap vermesi istenmiştir. Doğru cevapların yüzdesi otomatik olarak kaydedilmiştir. Testler bireylerin en rahat dinleme seviyesinde gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.2.2. Frekans patern testi. Koordinat sisteminde şiddet dikey ekseninde, zaman (ms) yatay ekseninde gösterilmektedir (14).

3.2.8. MMN Test Uygulaması

Çalışma grubunu oluşturan KİİC kullanan bireylere MMN Test'i faraday kafesli test odasında yapılmıştır. MMN testinde Naatanen'in 2004 yılında geliştirdiği yeni beş değişkenli paradigma parametreleri kullanılmıştır (11). Bu paradigmanın kullanılmasının amacı tek oturumda beş farklı değişkenin; frekans, süre, şiddet, lokalizasyon ve boşluk değerlendirilmesi ve ayrı ayrı analiz edilebilmesidir. Bireyler rahat bir koltukta oturma pozisyonunda iken değerlendirmeye alınmıştır. Bireylere verilecek olan uyaranlara dikkatlerini vermemeleri söylenmiş ve bireyler test boyunca bir dizüstü bilgisayardan kendi seçtikleri bir filmi alt yazılı olarak izlemişlerdir.

3.2.8.1. Uyarın Özellikleri

MMN değerdendirmesinde kullanılan uyarınlar ‘*Praat*’ programı ile Hacettepe Üniversitesi Biyofizik Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Süha Yağcıoğlu tarafından oluşturulmuştur (102). MMN değerdendirmesinde çok uyarın paradigması kullanılmıştır. Standart ve aykırı uyarınlardan oluşmak üzere her bir uyarın süresi 75 ms’dir. Standart uyarın sırası ile 500, 1000 ve 1500 Hz’lik üç sinozoidal parçadan oluşur. 1000 Hz ve 1500 Hz lik bileşenlerin şiddeti sırası ile birinci parçadan 3 dB ve 6 dB daha azdır. Beş çeşit aykırı uyarın kullanılmıştır. Aykırı uyarınlar standart uyarınlardan frekans, durasyon şiddet, lokalizasyon ya da uyarının orta noktasında bir boşluk bulunması yönünden farklılık göstermektedir. Frekans şiddet ve lokalizasyon yönünden farklılık gösteren uyarınlarda iki farklı uyarın bulunmaktadır:

- Frekans aykırı uyarının yarısı standart uyarının frekansından %10 fazla (550, 1100, 1650), diğer yarısı ise %10 azdır (450, 900, 1350)
- Şiddet aykırı uyarının yarısı standart uyarının şiddetinden 10 dB fazla, diğer yarısı ise 10 dB azdır.
- Lokalizasyon aykırı uyarını 800 ms’lik kulaklar arası zaman farkı ile oluşturulmuştur. Uyarınların %50’si sağ taraftan, %50’si ise sol taraftan sunulacak şekilde uygulanmıştır. Standart uyarın ile aykırı uyarının lokalizasyonunun algılanması arasındaki fark yaklaşık 90°’dir.
- Durasyon aykırı uyarının süresi 25 ms’dir.
- Gap aykırı uyarını ise 1’er ms’lik düşüş ve yükseliş zamanlarına sahip, standart uyarının tam ortasında yer alan 7 ms’lik bir boşluk bırakılarak oluşturulmuştur (Şekil 3.2.3).

	Frekans (Hz)	Şiddet (dB HL)	Lateralite	Süre (ms)	Boşluk	
	Standart	500	60	orta	75	yok
Aykırı	Frekans	450 veya 550	60	orta	75	yok
	Şiddet	500	50 veya 70	orta	75	yok
	Lateralite	500	60	sağ veya sol	75	yok
	Süre	500	60	orta	25	yok
	Boşluk	500	60	orta	75	var

Şekil 3.2.3. MMN Paradigması Parametreleri. (Kırmızı ifadeler aykırı uyarıyı göstermektedir.)

Uyaran sunumunda *oddball* paradigması kullanılmıştır. *Oddball* paradigması değişikliği fark etme temeline dayanır. Her sette 500 uyaran verilmiştir. Uyarıların yarısı standart, yarısı ise her değişken için 50 adet olacak şekilde aykırı uyarıdan oluşmaktadır. Her setin başında ilk 15 uyaran standart uyaran olacak şekilde verilmiştir.

3.2.8.2. Uyarıların Sunumu ve Kayıt Analizi

Katılımcıların başlarına şapka şeklinde olan 22 kanallı yerleşik elektrotlu ‘Quick’ elektro başlık takılmıştır. Elektrot yerleşimi uluslararası 10-20 Sistemi’ne göre yapılmıştır. KİİC’nin bulunduğu bölümdaki elektrodlar kaldırılarak cihaz açıkta bırakılmış ve o bölgeden kayıt alan elektrodlar analize alınmamıştır. Bu şekilde cihazda feedback oluşumu önlenmiştir. Fz ve Cz arasında bir elektrot toprak elektrot, kulak memesi (A2) referans elektrot olarak seçilmiştir. İmpedansların 15 ohm altında olmasına özen gösterilmiştir. Kayıt sırasında 0.1-70 Hz’lik *lowpass* filtreleme kullanılmıştır. Kör iğne yardımıyla kayıtları kafa derisinden daha rahat almak için EEG jeli uygun temas noktalarına uygulanmıştır. 5 kayıt alınmış ve kayıtlar arasında kısa dinlenme süreleri verilmiştir. Test süresi, elektro başlık yerleşimi ve uyarılmış potansiyellerin cevap kaydı dahil 45 dakika – 1 saat arasında sürmüştür.

Uyarıların sunumu *Neurobehavioralsystem (Neurobs)* ‘Presentation’ programı ile gerçekleştirilmiştir (103). *Logitech* marka hoparlörler katılımcıdan 1 metre uzağa yerleştirilerek, uyarıların sunumunda kullanılmıştır.

EEG kayıtları ‘*Neuroscan*’ programı ile kaydedilmiştir (104). Göz hareketleri alın bölgesi üzerinde yer alan Fp1-Fp2 elektrotlarından takip ve kontrol edilmiştir.

Kayıt analizleri ise ‘*Matlap*’ programı ile yapılmıştır. MMN cevapları deviant uyaran cevabından standart uyaran cevabı çıkarılarak elde edilmiştir. En fazla negatifliğin olduğu noktanın değeri amplitüd ve latans olarak kabul edilmiştir.

3.2.9. İstatistiksel Analiz

Sonuçların değerlendirilmesinde Windows tabanlı SPSS 20.00 paket programı kullanılmıştır (SPSS Inc, Chicago, ABD). Yapılan istatistiksel analizler beş bölümden oluşmaktadır.

Birinci ve ikinci bölümde, katılımcıların yaş, cinsiyet, FP, SP, 0 dB ve +10 dB SGO’larındaki GKAET yüzdelerine ait sonuçlar verilmiştir.

Üçüncü bölümde KIİC kullanan ve normal işitmeye sahip bireylerin SP, FP, 0 dB ve +10 dB SGO’larındaki GKAET sonuçlarının karşılaştırılması için Mann-Whitney U Testi kullanılmıştır.

Dördüncü bölümde KIİC’lı bireylerin 0 dB ve +10 dB SGO’larındaki GKAET sonuçları ile MMN cevaplarına ait amplitüd ve latans değerleri arasındaki ilişkinin belirlenmesi amacıyla Spearman Korelasyon Analizi yapılmıştır.

Beşinci bölümde KIİC’lı bireylerin 0 dB ve +10 dB SGO’larındaki GKAET sonuçları ile SP ve FP sonuçları arasındaki ilişkinin belirlenmesi amacıyla Spearman Korelasyon Analizi yapılmıştır.

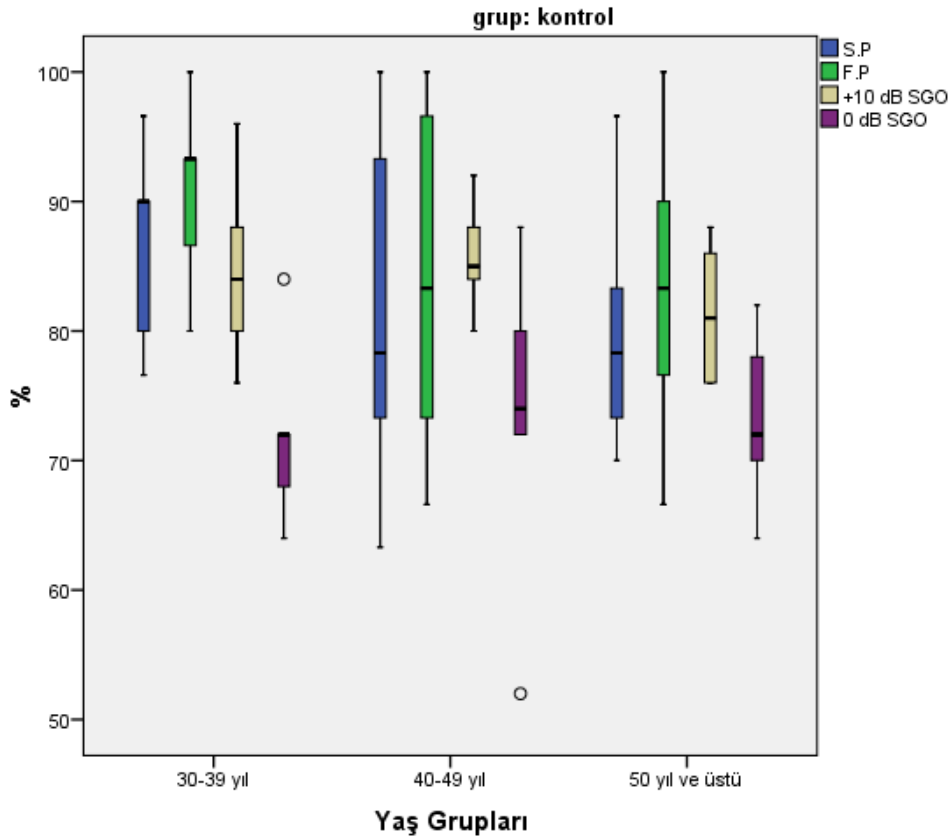
Altıncı bölümde KIİC’lı bireylerin işitme cihazı kullanma süreleri ve işitme kaybı seviyeleri ile SP, FP, 0 dB ve +10 dB SGO’larındaki GKAET sonuçları arasındaki ilişkiyi belirlemek amacıyla Spearman Korelasyon Analizi yapılmıştır.

Tanımlayıcı istatistik olarak ortanca ve çeyrekler arası dağılım aralığı değerleri verilmiştir. $P < 0.05$ olduğunda istatistiksel açıdan anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Normal işitmeye sahip bireylerin tanımlayıcı test sonuçları

Yirmidokuz bireyden (17 kadın, 12 erkek) elde edilen yaş, cinsiyet, FP, SP, 0 dB ve +10 dB SGO'nındaki GKAET sonuçları Grafik 4.1'de sunulmuştur.

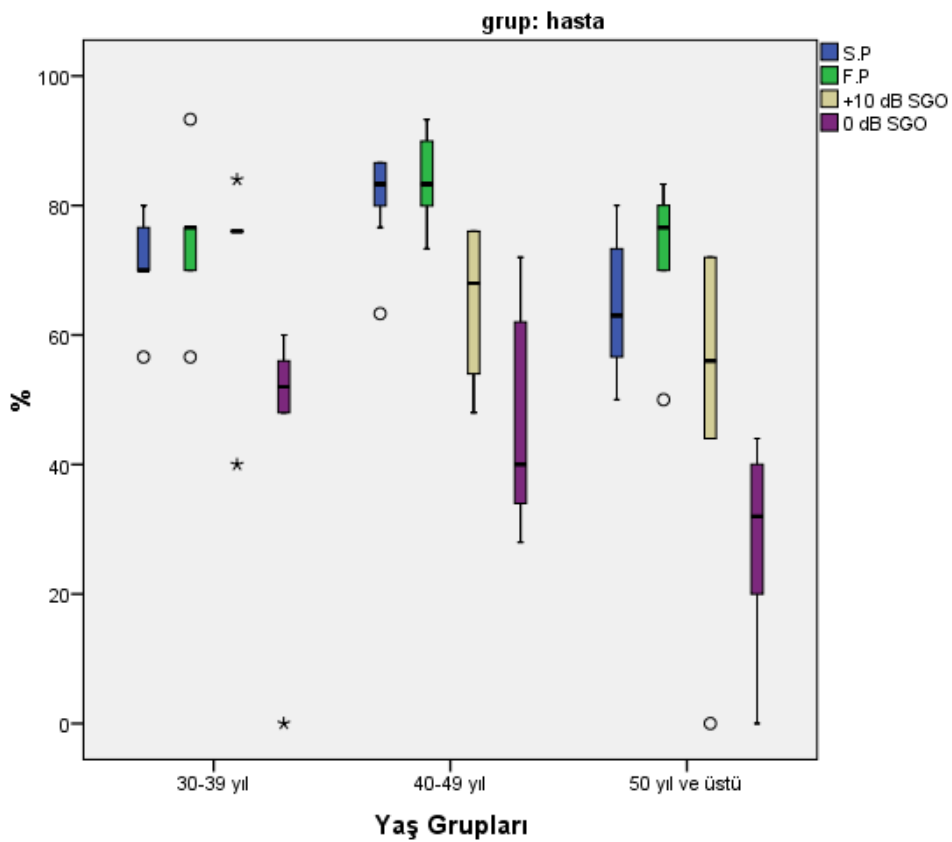


Grafik 4.1. Normal işiten bireylerin süre patern (SP), frekans patern (FP), +10 dB ve 0 dB sinyal gürültü oranlarındaki konuşmayı ayırt etme sonuçlarının yaş gruplarına göre dağılımı

Normal işitmeye sahip bireylerin genel olarak SP test sonuçlarına bakıldığında % 70 ile % 100 arasında, FP değerlerinin % 66,6 ile % 100 arasında, + 10 dB SGO'nında GKAET sonuçlarının % 76 ile % 96 arasında, 0 dB SGO'nında GKAET sonuçlarının ise % 52 ile % 88 arasında olduğu görülmektedir.

4.2. Kemiğe İmplant İşitme Cihazı Kullanan Bireylerin Tanımlayıcı Bilgileri

KİİC kullanan (7 Erkek, 10 kadın) bireylerin demografik özellikleri, işitme eşikleri, KİİC kullanma süreleri ve KİİC'lı işitme eşikleri, Süre Patern, Frekans Patern, +10 dB ve 0 dB sinyal gürültü oranında yapılan gürültüde konuşmayı ayırt etme test sonuçları, Grafik 4.2'de sunulmaktadır.



Grafik 4.2. Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylerin temporal işleme ve Gürültüde Konuşmayı Ayırt etme test sonuçlarının yaş gruplarına göre dağılımı

KİİC kullanan bireylerin genel olarak KYİC kullanma sürelerine bakıldığında bireylerin % 47'sinin daha önce hiç KYİC'ı kullanmadıkları belirlenmiştir. KİİC kullanım sürelerine bakıldığında ise 1 ile 7 yıl arasında cihaz kullanma süreleri olduğu belirlenmiştir. SP test sonuçları % 50 ile % 86,6 arasında, FP test sonuçları %

50 ile % 93,3 arasında, + 10 dB SGO’nda GKAET sonuçları % 0 ile % 84 arasında, 0 dB SGO’nda GKAET sonuçlarının ise % 0 ile % 72 arasında olduğu görülmektedir.

4.3. Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme ve Temporal İşleme Testlerinin Karşılaştırılması

Çalışmaya katılan bireyler, 30-39, 40-49, 50 yaş ve üstü olmak üzere üç gruba ayrılarak, Süre Patern (SP), Frekans Patern (FP), 0 dB ve +10 dB SGO’nda elde edilen GKAET sonuçları karşılaştırılmıştır. 30-39 yaş grubunun tanımlayıcı istatistik bilgileri Tablo 4.3.1’de, 40-49 yaş grubunun tanımlayıcı istatistik bilgileri Tablo 4.3.2’de, 50 ve üzeri yaş grubunun tanımlayıcı istatistik bilgileri Tablo 4.3.3.’de gösterilmiştir.

Tablo 4.3.1 30-39 yaş grubuna ait tanımlayıcı istatistik bilgileri

Testler	KİİC Kullanan Grup	Kontrol Grubu	P	Z
	Ortanca (Min.-Max.)	Ortanca (Min.-Max.)		
Süre patern	70,00 (56,6-80,0)	90,000 (76,6-96,6)	,010*	-2,579
Frekans Patern	76,600 (56,6-93,3)	93,300 (80,0-100)	,022*	-2,295
+10 dB SGO’da GKAET	76,00 (40,0-84,0)	72,00 (64,0-84,0)	,040*	-2,053
0 dB SGO’da GKAET	52,0 (0,0-60,0)	76,00 (40,0-84,0)	,005*	-2,824

*p<0.05

30-39 yaş grubunda normal işiten ve KİİC kullanan bireyler arasında Süre Patern, Frekans Patern, +10 dB ve 0 dB SGO’da gürültüde konuşmayı ayırt etme sonuçları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur (p<0.05).

Tablo 4.3.2. 40-49 yaş grubuna ait tanımlayıcı istatistik bilgileri

Testler	KİİC Kullanan Grup	Kontrol Grubu	P	Z
	Ortanca (Min.-Max.)	Ortanca (Min.-Max.)		
Süre patern	83,300 (63,3-86,6)	78,300 (70,0-96,6)	,048*	-1,977
Frekans Patern	83,300 (73,3-93,3)	83,300 (66,6-100,0)	,109	-1,601
+10 dB SGO'da GKAET	68,00 (48,0-76,0)	81,00 (76,0-88,0)	,002*	-3,081
0 dB SGO'da GKAET	40,00 (28,0-72,0)	72,00 (64,0-82,0)	,002*	-3,076

*p<0.05, SGO: Sinyal Gürültü Oranı, GKAET: Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi

40-49 yaş grubunda, normal işiten ve KİİC kullanan bireylerin Süre Patern, +10 dB ve 0 dB SGO'nında GKAET sonuçları arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). Ayrıca FP test sonuçları her iki grup arasında değerlendirildiğinde sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 4.3.3. 50-59 yaş grubuna ait tanımlayıcı istatistik bilgileri

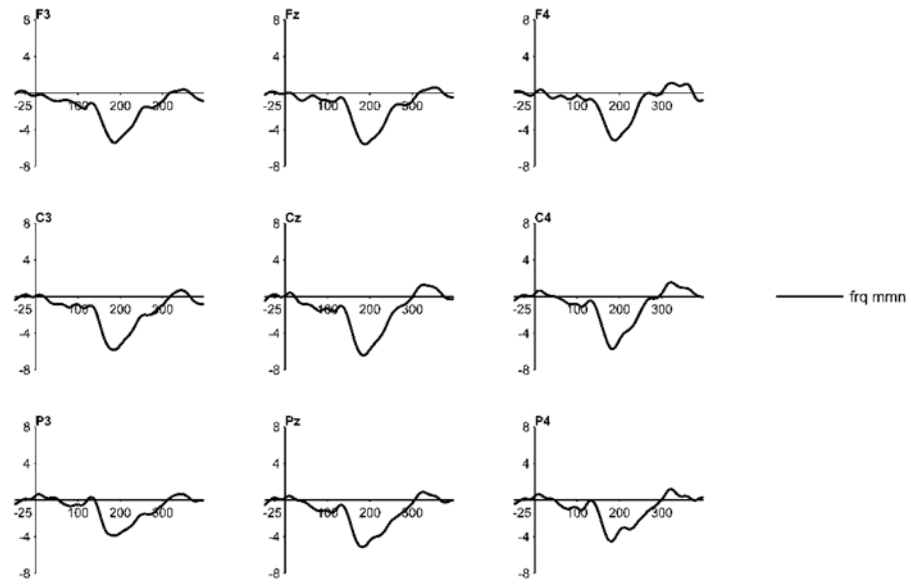
Testler	KİİC Kullanan Grup	Kontrol Grubu	P	Z
	Ortanca (Min.-Max.)	Ortanca (Min.-Max.)		
Süre Patern	63,000 (50-80,0)	78,300 (63,3-100,0)	,116	-1,573
Frekans Patern	76,6 (50,0-83,3)	83,3 (66,6-100,0)	,255	-1,139
+10 dB SGO'da GKAET	56,0 (0,0-72,0)	81,0 (76-88)	,004*	-1,139
0 dB SGO'da GKAET	32,0 (0,0-44,0)	72,0 (64,0-82,0)	,004*	-2,844

*p<0.05 SGO: Sinyal Gürültü Oranı, GKAET: Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi

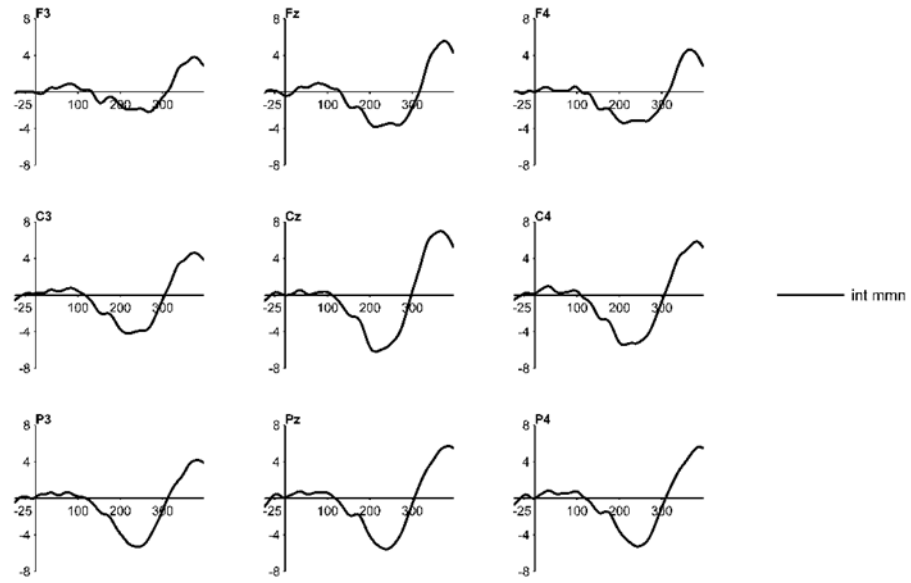
50 ve üzeri yaş grubunda +10 dB ve 0 dB SGO’nda normal işiten ve KİİC kullanan bireyler arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). Bununla beraber Süre Patern ve Frekans Patern testleri arasında normal işiten ve KİİC kullanan bireyler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

4.4. Çoklu Özellik Dizisi MMN Testi ile Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Test cevaplarının korelasyon sonuçları

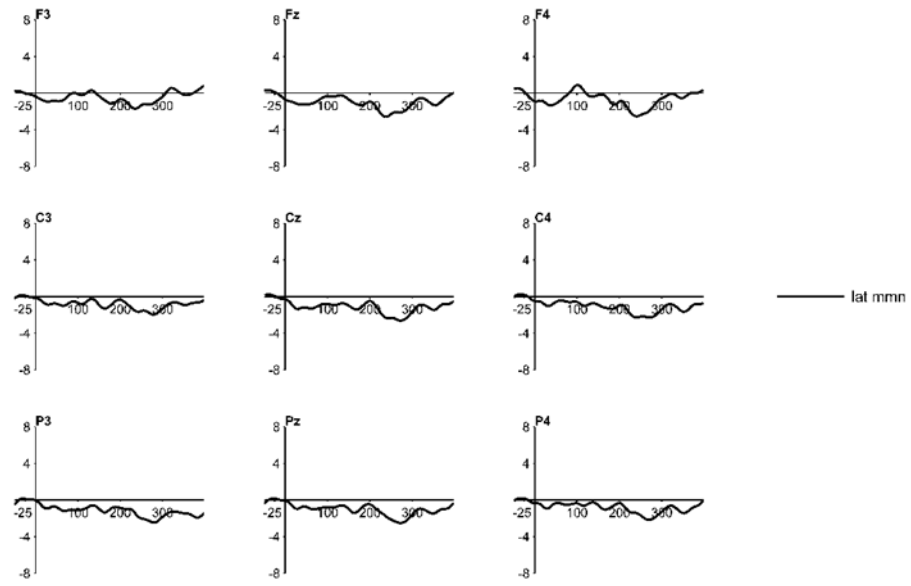
Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylerden 2 kişide yoğun artefakt nedeni MMN analizi yapılamamıştır. Bu nedenle 15 bireyden alınan sonuçlar değerlendirmeye alınmıştır. MMN cevabı için sık uyaran cevabı, seyrek uyaran cevabından çıkarılmıştır. Cevapların tepe latansı ve tepe amplitüdü incelenmiş, sonuçlar aynı bireylerin 0 dB ve + 10 dB SGO’nda elde ettikleri GKAET sonuçları ile karşılaştırılmış ve aralarındaki korelasyon araştırılmıştır. Şekil 4.4.1’de çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen frekans değişkenine ait MMN cevapları, Şekil 4.4.2’de şiddet değişkenine ait MMN cevapları, Şekil 4.4.3’de yön tayini değişkenine ait MMN cevapları, Şekil 4.4.4’de süre değişkenine ait MMN cevapları ve Şekil 4.4.5’de boşluk değişkenine ait MMN cevapları gösterilmiştir. Çalışmaya katılan tüm KİİC kullanan bireylerden elde edilen frekans değişkenine ait MMN cevaplarının grup ortalamaları Şekil 4.4.6’da, şiddet değişkenine ait MMN cevaplarının grup ortalamaları Şekil 4.4.7’de, yön tayini değişkenine ait MMN cevaplarının grup ortalamaları Şekil 4.4.8’de, süre değişkenine ait MMN cevaplarının grup ortalamaları Şekil 4.4.9’da, boşluk değişkenine ait MMN cevaplarının grup ortalamaları Şekil 4.4.10’da gösterilmiştir. Koordinat sisteminde “X” eksenini 400 milisaniye (ms) genişliğindeki pencere üzerinde süreyi, “Y” eksenini ise mikrovolt (mV) cinsinden dalga genliğini göstermektedir.



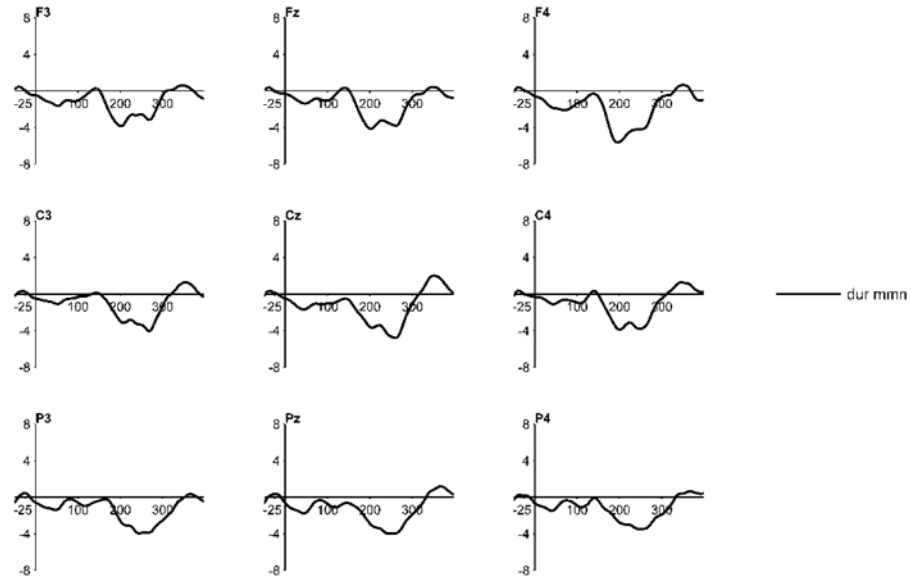
Şekil 4.4.1. Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen **frekans değişkenine** ait MMN cevabı



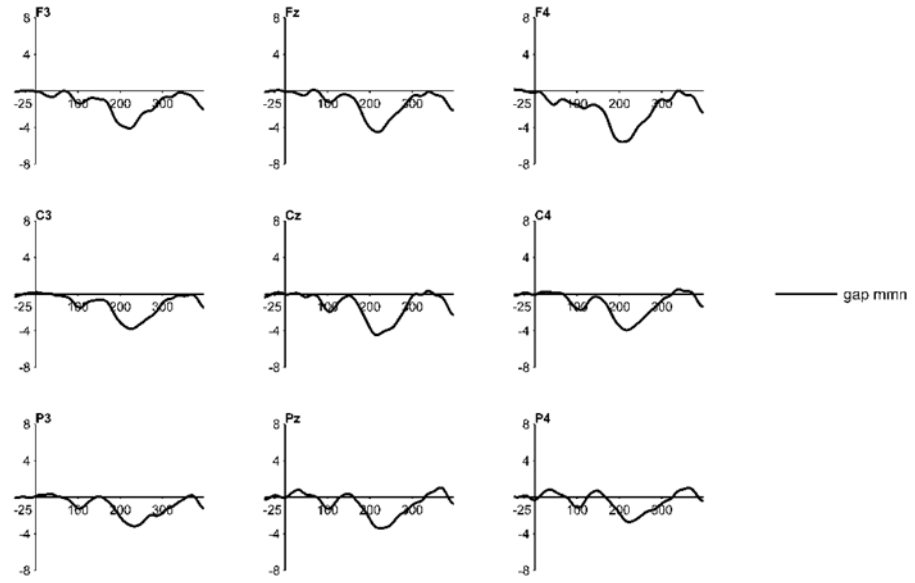
Şekil 4.4.2. Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen **şiddet değişkenine** ait MMN cevabı



Şekil 4.4.3. Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen **yön tayini değişkenine** ait MMN cevabı

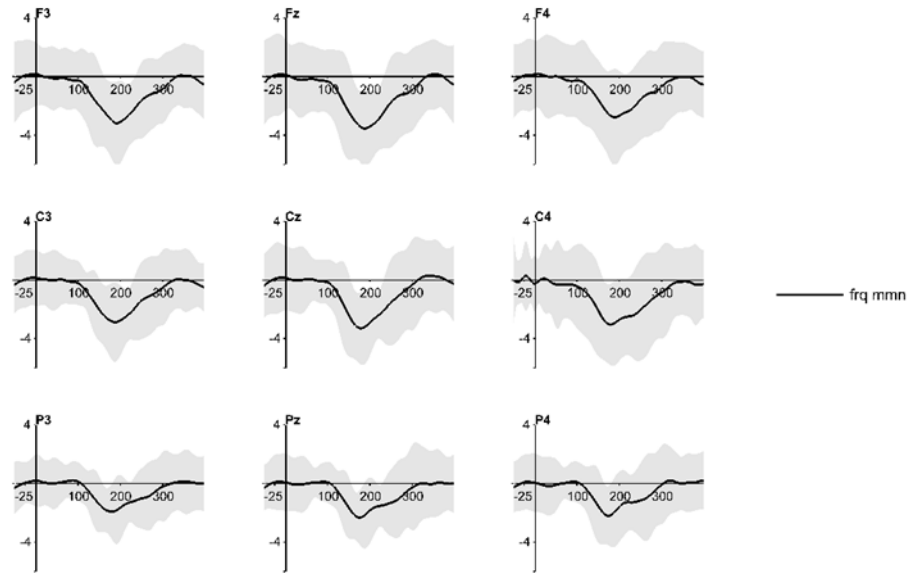


Şekil 4.4.4. Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen **süre değişkenine** ait MMN cevabı

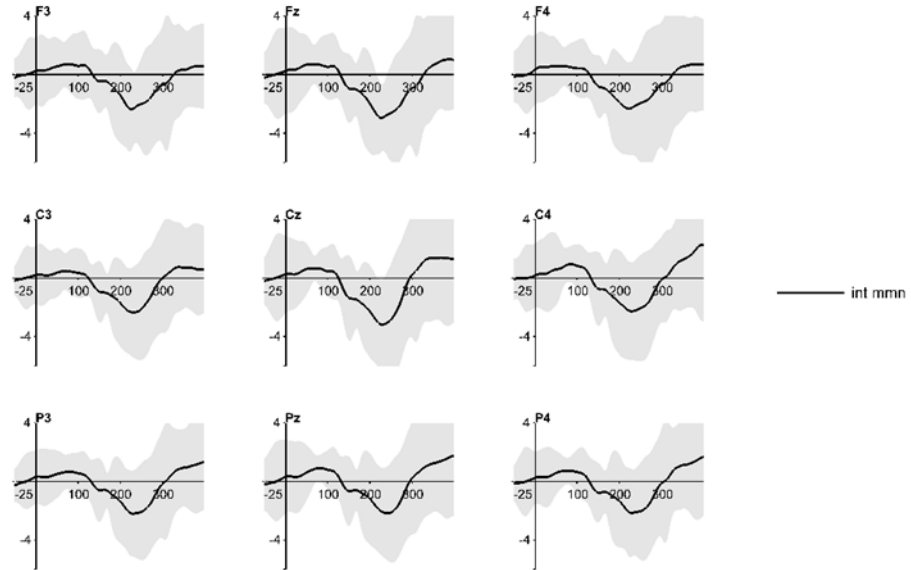


Şekil 4.4.5. Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen **boşluk değişkenine** ait MMN cevabı

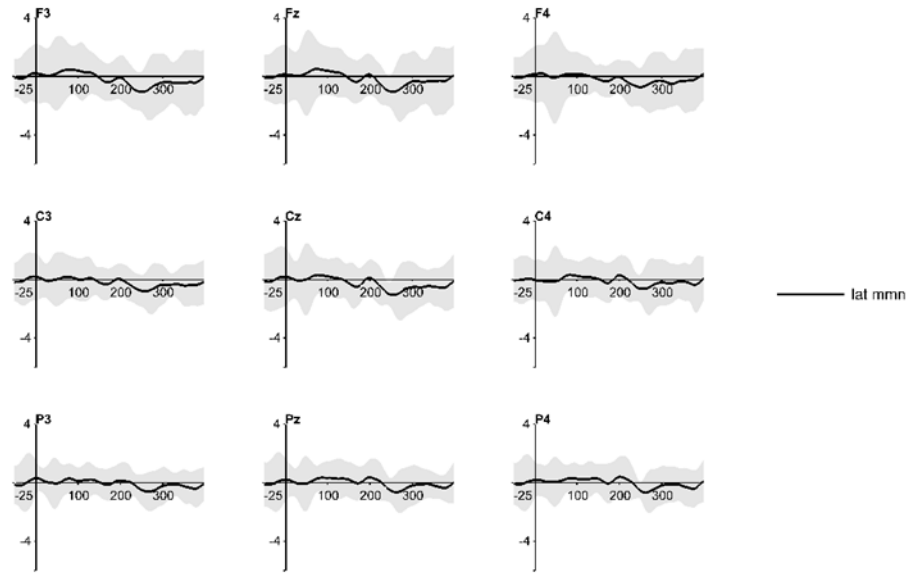
Çalışmaya katılan bir bireyden elde edilen MMN cevapları görsel olarak incelenip Cz elektrodundan alınan kayıtlara bakıldığında yön tayini değişkeni hariç, tüm parametrelerde cevabın elde edildiği gözlenmiştir. Ancak yön tayini değişkenine ait MMN cevabı tüm elektrodlardan alınan kayıtlarda gözlenememiştir.



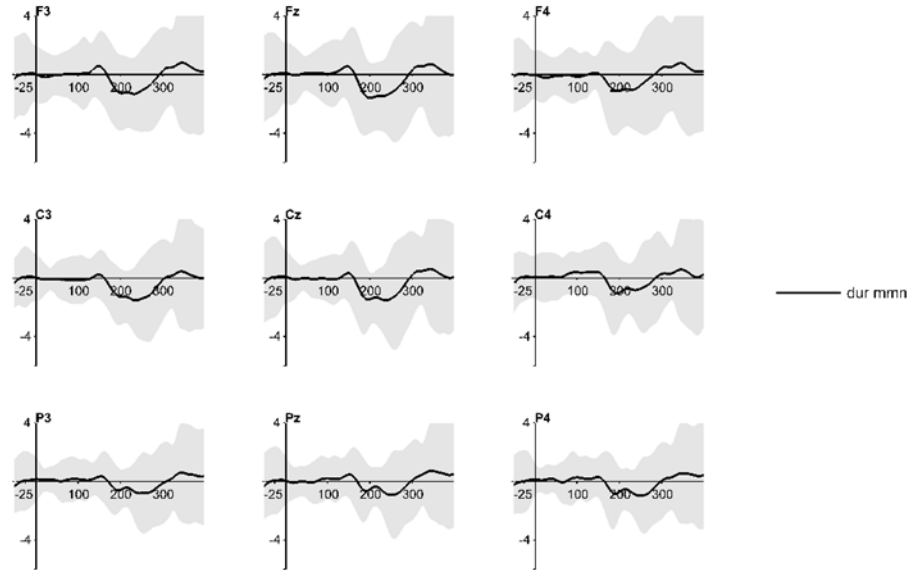
Şekil 4.4.6. Çalışmaya katılan **tüm bireylerden elde edilen frekans değişkenine** ait MMN cevaplarının grup ortalamaları (Taralı bölge güven aralıklarını göstermektedir).



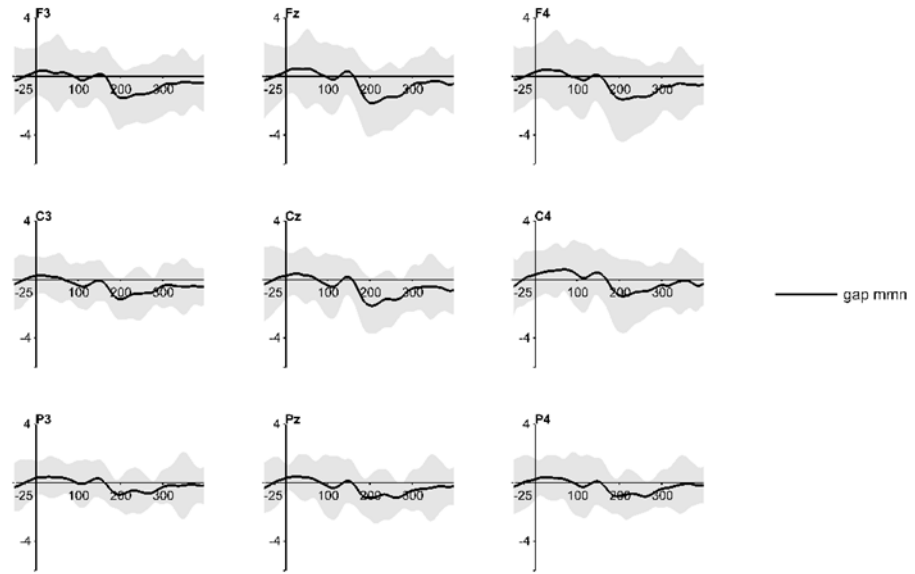
Şekil 4.4.7. Çalışmaya katılan **tüm bireylerden elde edilen şiddet değişkenine** ait MMN cevaplarının grup ortalamaları (Taralı bölge güven aralıklarını göstermektedir).



Şekil 4.4.8. Çalışmaya katılan **tüm bireylerden elde edilen yön değişkenine** ait MMN cevaplarının grup ortalamaları (Tıralı bölge güven aralıklarını göstermektedir).



Şekil 4.4.9 Çalışmaya katılan **tüm bireylerden elde edilen süre değişkenine** ait MMN cevaplarının grup ortalamaları (Tıralı bölge güven aralıklarını göstermektedir).



Şekil 4.4.10 Çalışmaya katılan **tüm bireylerden elde edilen boşluk değişkenine** ait MMN cevaplarının grup ortalamaları (Tıralı bölge güven aralıklarını göstermektedir).

Çalışmaya katılan ve KİİC kullanan tüm bireylerden elde edilen MMN sonuçlarının grup ortalamaları objektiviteyi arttırmak amacıyla tıralı güven aralıkları ile gösterilmiştir. Grup ortalamalarından alınan sonuçlar değerlendirildiğinde yön değişkeni hariç tüm parametrelerde MMN cevapları gözlenmiştir. Ancak yön değişkenine ait MMN cevapları tüm elektrod kayıtlarında gözlenememiştir.

MMN de alınan beş kayıt sonucunda, beş değişkenden elde edilen MMN tepe latans değerleri ile aynı bireylerin 0 dB ve + 10 dB SGO’nda elde ettikleri GKAET sonuçları arasındaki korelasyon Tablo 4.4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.4.1. MMN tepe latans cevapları ile Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme puanlarının korelasyonu

BEŞ KAYIT	MMN Test Değişkenleri	+10 dB SGO Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi (r)	0 dB SGO Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi (r)
	Frekans	,040	,201
	Boşluk	-,422	-,500
	Şiddet	,043	-,106
	Yön	-,063	-,142
	Süre	-,258	-,240

Anlamli korelasyon $p < 0.05$, MMN: Mismatch Negativity Testi, r: korelasyon katsayısı

Yapılan korelasyon analizi sonucunda MMN tepe latans değerleri ve gürültüde konuşmayı ayırt etme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamli bir korelasyon bulunmamıştır ($p > 0.05$).

MMN de alınan beş kayıt sonucunda, beş değişkinden elde edilen MMN tepe şiddet değerleri ile 0 dB ve + 10 dB SGO’ında elde ettikleri GKAET sonuçları arasındaki korelasyon incelenmiş ve Tablo 4.4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.4.2. MMN tepe şiddet cevapları ve gürültüde konuşmayı ayırt etme puanlarının korelasyonu

BEŞ KAYIT	MMN Test Paradigmaları	+10 dB SGO Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi (r)	0 dB SGO Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi (r)
	Frekans	-,594*	-,600*
	Boşluk	-,144	-,310
	Şiddet	-,063	-,204
	Yön	-,148	-,308
	Süre	-,197	-,375

*Anlamli korelasyon $p < 0.05$, MMN: Mismatch Negativity Testi, r: Korelasyon katsayısı

MMN Frekans değişkeni ile 0 dB ve +10 dB SGO'da yapılan GKAET sonuçları arasında istatistiksel olarak ters yönlü orta düzeyde korelasyon mevcuttur ($p < 0.05$). MMN testinin diğer değişkenleri olan boşluk, şiddet, yön tayini ve süre özellikleriyle gürültüde konuşmayı ayırt etme testleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır ($p > 0.05$).

4.5. Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylerde Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Test sonuçları ile davranışsal temporal test bulgularının korelasyonu

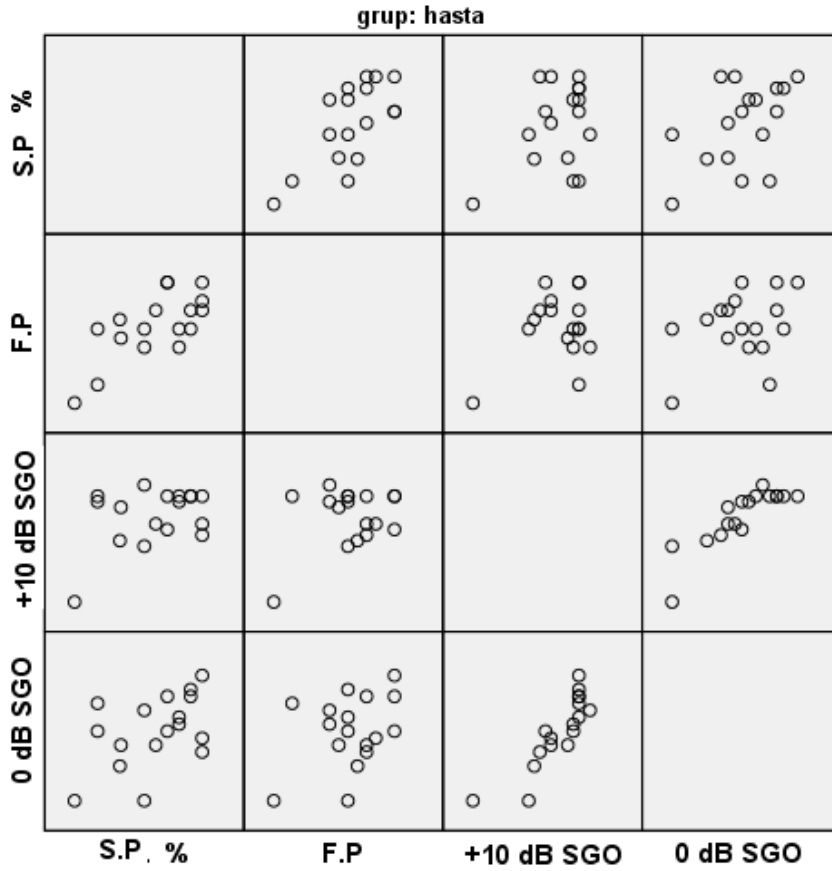
Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylerin SP, FP değerleri ile +10 dB ve 0 dB SGO'nında elde ettikleri GKAET sonuçları arasındaki korelasyon değerlendirilmiş ve Tablo 4.5.'de ve Grafik 4.5.'de sunulmuştur.

Tablo 4.5.1 Süre Patern, Frekans Patern testleri ile +10 dB ve 0 dB SGO’nda elde ettikleri gürültüde konuşmayı ayırt etme sonuçlarının korelasyonu

Davranışsal Temporal Testler	+10 dB SGO Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi (r)	0 dB SGO Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi (r)
Süre Patern Testi	,247	,418
Frekans Patern Testi	-,016	,220

$p < 0.01$, r: korelasyon katsayısı

Grafik 4.5.1. KİİC kullanan bireylerin Süre Patern, Frekans Patern değerleri ile 0 dB ve +10 dB SGO’nda elde ettikleri değerlerin korelasyonunu gösteren saçılım grafiği



SP: Süre Patern, FP: Frekans Patern, SGO: Sinyal Gürültü Oranı

Sonuçlar değerlendirildiğinde GKAET değerleri ile Süre ve Frekans Patern test sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır ($p>0.05$).

4.6. Kemiğe implante işitme cihazı kullanan bireylerin işitme kaybı ve cihaz kullanma süreleri ile davranışsal temporal testler ve Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Test sonuçlarının değerlendirilmesi

KİİC kullanıcılarında Süre Patern, Frekans Patern, 0 dB ve +10 dB SGO'nın da elde ettikleri GKAET sonuçları, KİİC kullanma süreleri ve bireylerin işitme kaybı seviyeleri ile korelasyonu araştırılmış ve sonuçlar Tablo 4.6. ve Grafik 4.6.'da sunulmuştur.

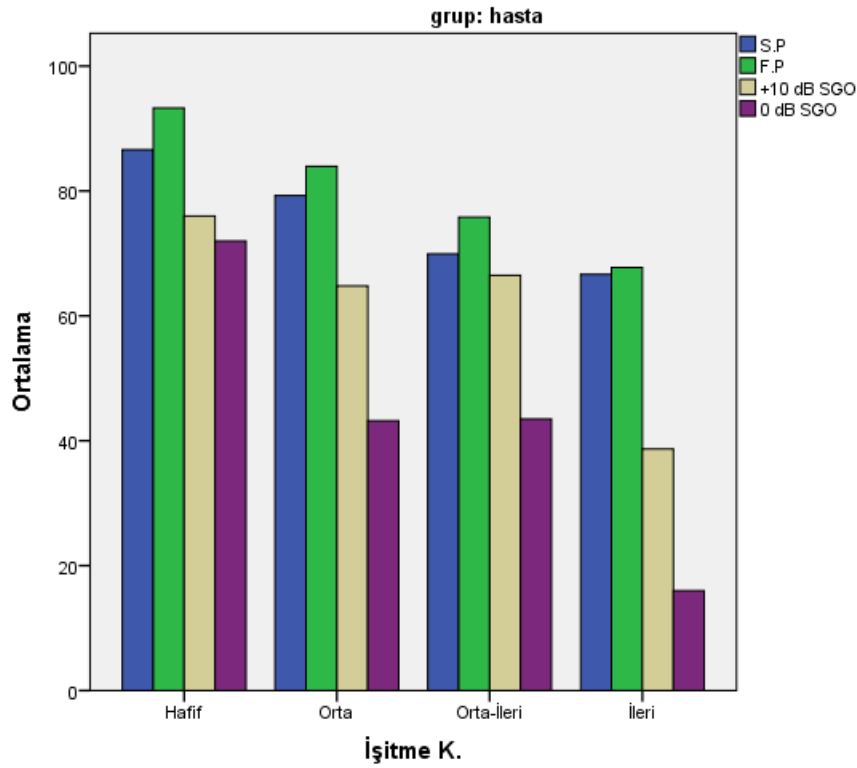
KİİC kullanan bireylerin işitme kayıpları 26-40 dB hafif derece, 41-55 dB orta derece, 56-70 dB orta-ileri ve 70 dB üzeri ileri derece olmak üzere sınıflandırılmış ve Grafik 4.6.'da gösterilmiştir.

Tablo 4.6.1 KİİC kullanıcılarında Süre Patern, Frekans Patern, GKAET sonuçları ile KİİC kullanma süresi ve işitme kaybı ile korelasyonu

Test	KİİC Kullanma Süresi (r)	İşitme Kaybı Seviyeleri (r)
Süre Patern Testi	-,088	-,550*
Frekans Patern Testi	,095	-,580*
+10 dB SGO'da Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi	-,361	-,279
0 dB SGO'da Gürültüde Konuşmayı Ayırt Etme Testi	-,293	-,398

*Anlamlı korelasyon $p<0.05$, SGO: Sinyal Gürültü Oranı, r: Korelasyon Katsayısı

KİİC kullanma süreleri ve FP, SP, 0 dB ve +10 dB SGO’nda elde ettikleri GKAET sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır ($p>0.05$).



Grafik 4.7.1. İşitme kaybı seviyelerine göre Frekans Patern (FP), Süre Patern (SP), 0 dB ve +10 dB SGO’nda elde ettikleri gürültüde konuşmayı ayırt etme sonuçlarının dağılımını gösteren çubuk grafik

Grafik 4.7.1.’de görüldüğü gibi işitme kaybı seviyesi arttıkça FP, SP ve GKAET skorlarında düşüş olmakla beraber, spearman korelasyon analizi sonucunda işitme kaybı seviyesi ile +10 dB ve 0 dB SGO’nda GKAET sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır ($p>0.05$). Bununla beraber FP ve SP sonuçları ile işitme kaybı seviyeleri arasında ters yönlü orta derecede bir korelasyon bulunmuştur ($p<0.05$).

5. TARTIŞMA

İşitsel rehabilitasyonun en önemli kısmı seslerin amplifikasyonudur. İşitme kaybı olan hastaların büyük bölümü hava yolu işitme cihazı kullanmaktadır. Dış kulak kanalına takılan bu cihazlar ses enerjisini dış kulak kanalı ve orta kulaktan normal fizyolojik yollarla üst merkezlere ulaştırırlar. Eğer hava yolu işitme cihazı kullanımında kulak akıntısı ya da dış kulak atrezisi gibi bir zorluk varsa kemik yolu iletimi sağlayan işitme cihazları alternatif bir seçenek sağlar. Fakat konvansiyonel olarak kullanılan KYİC'lerinin kullanımında bazı dezavantajlar mevcuttur. Cilt üzerine bası sağlayarak tüm kafatasını titreştiren bu cihazlar yumuşak dokulara basınç uygulamak zorundadır. Bu basınç çoğu zaman rahatsız edici olmakta, baş ağrısına ve cilt dokusunda tahrişe neden olmaktadır. Bu problemlerden kaçınmak için hastalar bağlantıyı gevşetmektedir. Bunun sonucunda da akustik iletimin şiddetinde azalmalar olmaktadır (105). Bu nedenle daha yeni bir teknoloji olan KİİC'leri kullanılmaya başlanmıştır. KYİC'lerinde iyi bir deri -cihaz uyumunda bile KİİC 'na göre akustik sinyallerin 10 ile 20 dB arasında daha kötü işitme eşikleri oluşturduğu literatürde belirtilmiştir (106). Bu nedenle KYİC kullanan hastaların büyük bir kısmı KİİC uygulamasını tercih etmektedirler. Bizim çalışmamıza katılan 17 KİİC kullanıcısı birey içerisinde 9 birey KYİC kullandıktan sonra KİİC kullanmaya başlamışlardır. Diğer 8 birey ise KİİC kullanımından önce hiçbir İC kullanmamıştır.

Wazen ve diğ. (107), KİİC kullanımının uzun dönem sonuçlarını değerlendirmek için yaptıkları anket çalışmasında 24 hastaya 1'den (kötü) 5'e (çok iyi) kadar puanlama yapmış, cihaz memnuniyetlerini subjektif olarak sorgulamış ve genel memnuniyet ortalama skorunu 4,5 olarak belirtmiştir. Yapılan çalışmalar incelendiğinde, çalışmalarda hastaların memnuniyet derecesinin yüksek olduğu sonucuna ulaşılrken, kullanım yararını göstermek amacıyla yapılan objektif değerlendirmelerde GKAET ve KİİC'lı işitme eşiklerinin diğer amplifikasyon uygulamalarıyla karşılaştırıldığında, beklenilenden daha düşük bulunduğu görülmektedir. Peki bu yüksek memnuniyetin nedeni nasıl açıklanabilir? Yapılan testler daha genel sonuçlar veren testlerdir ve bu memnuniyet sonuçlarında etkili olabilecek olan akustik sinyallerin algılanmasındaki temporal etkenlere değinilmemiştir. KİİC ile konuşma netliğindeki artışın akustik uyarıların temporal

karakteristiklerinin iletimindeki artıştan dolayı olabileceğini gösteren bazı ipuçları mevcuttur. Ayrıca birçok araştırmacı işitme kaybında temporal işlemlenin kötüleştiğini belirtmiş ve işitme cihazı kullanan bireylerde temporal işleme becerilerini araştırmıştır (108,109,110). Fakat KİİC'lı bireylerin temporal işleme becerileri ile ilgili literatürde yapılan çalışmalar kısıtlı kalmıştır. Biz çalışmamızda KİİC kullanan bireylerin temporal işleme becerilerini değerlendirerek temporal işleme kapasitelerini belirlemeyi amaçladık. Bu amaç doğrultusunda normal işiten bireyler de çalışmaya kontrol grubu olarak dahil edilmiş ve sonuçlar KİİC kullanan bireylerle karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

İşitme, insan duyuları içerisinde konuşulan dilin kullanımına, sosyal ilişkilerin geliştirilmesine ve çevresel seslerle olan bağımızı sürdürebilmemize olanak sağlayan eşsiz bir duydur (111). Bu tanımlama genel anlamıyla işitmeden fonksiyonel beklentileri de içermektedir. Daha spesifik olarak fonksiyonel işitme normal günlük yaşantıdaki işitsel performans olarak belirtilebilir ve bu performans, sesin algılanması, ayırt edilmesi, lokalizasyonu gibi becerileri içerir (112). Birey fonksiyonel işitme becerisini dış dünyada kullandığında çoğunlukla arka plan gürültüsü varlığında performans göstermek zorunda kalmaktayken, işitmenin değerlendirildiği başlıca testler olan saf ses ve konuşma testleri, tüm yaş gruplarında sessiz ortamda uygulanmaktadır ve bu nedenle bireylerin fonksiyonel işitmelerini belirlemede yetersiz kalmaktadır (112). Saf ses eşikler ile fonksiyonel işitme becerilerinden biri olan gürültüde konuşmayı ayırt etme skorları arasında çok zayıf bir korelasyonun mevcut olduğu yapılan çalışmalarda belirlenmiştir (113,114). Yapılan başka bir çalışmada ise, odyoloji kliniklerinde sessiz ortamda kelime anlama testinin en yaygın olarak uygulanan konuşmayı anlama testi olduğu (%92) belirtilmektedir (115). Sessiz ortamda saf ses eşiklerinin belirlenmesi ve konuşmayı ayırt etme testleri önemli ve kullanışlı testler olmasına rağmen, yukarıda belirtilen nedenlerden ötürü işitme kayıplı bireylerin fonksiyonel işitme becerilerini değerlendirmede yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle KİİC kullanıcılarının değerlendirilmesinde gürültüde konuşmayı ayırt etme becerilerinin belirlenmesi ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası dönemde kullanıcıların geleceğe yönelik işitsel ihtiyaçlarını belirlemede oldukça önem taşımaktadır. Bununla beraber yapılan çalışmalarda KİİC kullanan bireylerin gürültüde konuşmayı ayırt etme testlerinde

farklı sonuçlar elde edilmektedir (45). Qian J. (116)'nin koklear implant kullanan bireylerde konuşmayı ayırt etme becerileri ile temporal işleme becerileri arasında güçlü bir korelasyon olduğunu belirtmesi ve literatürde koklear implantlı bireylerde iyi konuşmayı ayırt etme performansında temporal işleme becerilerinin önemli rol oynadığını gösteren birçok çalışmanın bulunması (117), KIİC kullanan bireylerinde gürültü varlığındaki ayırt etme performanslarında temporal işleme becerilerinin etkili olabileceğini düşündürmektedir. Bu nedenle çalışmamızda KIİC kullanan bireylerin gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları ile temporal işleme becerileri arasındaki ilişkinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda çalışmamızda subjektif temporal işleme testlerinden Frekans Patern ve Süre Patern testi ile elektrofizyolojik testlerden MMN testi uygulanmıştır.

Bu çalışmanın birinci amacı, KIİC kullanan bireylerde temporal işleme becerileri ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında ki ilişkinin araştırılmasıdır.

İkinci amaç, KIİC kullanan bireylerin temporal işleme performanslarını belirlemektir. Bu amaç doğrultusunda normal işiten bireyler de çalışmaya dahil edilmiş, elde edilen sonuçlar ile değerlendirme yapmak amaçlanmıştır.

Üçüncü amaç ise, KIİC kullanan bireylerin temporal işleme ve gürültüde konuşmayı ayırt etme performanslarına etki edebilecek özellikler olan işitme kaybı seviyesi, amplifikasyon sistemi kullanma süresi gibi etkenlerle arasındaki ilişkinin araştırılmasıdır.

Normal periferik işitmeye rağmen, yaşla beraber temporal becerilerin azaldığını gösteren çalışmalar mevcuttur (118). Bu nedenle çalışmaya katılan 30 ve 59 yaş aralığındaki normal ve KIİC kullanan bireyler 30-39, 40-49, 50 ve üstü olarak yaş gruplarına ayrılmış (63 yaşındaki bir hasta 50 yaş ve üstü grubuna alınmıştır) ve sonuçları ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Bu şekilde yaş değişkeninin sonuçlar üzerindeki etkisi minimum seviyeye indirgenmeye çalışılmıştır.

Hastaların gürültüde konuşmayı ayırt etme performansı Türkçe *Multitalker* gürültü kullanılarak geliştirilen GKAET ile yapılmıştır. *Multitalker* gürültünün seçilmesinin amacı diğer gürültülere göre konuşmayı daha etkin

maskeleyebilmesindendir (119). Bu testte konuşmanın anlaşılabilirliği, sabit konuşma ve gürültü seviyesinde yüzde skoru ile belirlenmektedir. Yüzde skorlarının kullanılmadığı adaptif konuşmayı anlama eşiği ölçümü ile de GKAET'leri yapılması mümkündür. Konuşmayı anlama eşiği gürültülü ya da sessiz durumda sunulan konuşma materyallerinin dinleyici tarafından % 50' sinin doğru olarak anlaşıldığı seviye olarak tanımlanabilir (120). Konuşmayı ayırt etme testleri gerek sabit SGO'nda gerekse adaptif konuşmayı anlama eşiği ölçümünde anlamlı ya da anlamsız tek heceden, iki ya da üç heceli kelimelerden ya da cümlelerden oluşabilmektedir. Yapılan araştırmalar, konuşmadaki fonem, hece ve kelime sayısındaki artışın konuşmayı alma eşiğini düşürürken, ayırt etme yüzdesini arttırdığını göstermektedir (121). Çalışmamızda, çalışma grubunu oluşturan bireylerin diğer hece veya kelimelerden çıkarımlarda bulunarak tahminlerde bulunmasını önlemek amacıyla tek heceli kelimeler kullanılmıştır.

Torsten Rahne ve diğ. (122)'nin yapmış olduğu çalışmada işitsel beyin sapı cevaplarının KİİC kullanıcılarında ses şiddetinden bağımsız olarak 3,5 ms'lik bir latans gecikmesiyle oluştuğu, bunun nedenin de KİİC'lerinin ses işleme algoritmilerinden dolayı olduğu belirtilmiştir. Sohmer ve Freeman (123) ise sesin kemik yolu ile iletiminin 0,5 ms lik bir gecikmeye neden olduğunu belirtmiştir. Tringali ve diğ. (124) ise KİİC ile yapmış oldukları çalışmada işitsel uyarılmış potansiyel ölçümlerinde bu latans farklılıklarının sentral düzeyde fark yaratmadığını belirtmiştir. MMN çalışmamızda beşli kayıtla KİİC kullanıcılarında 150 ve 250 ms'ler arasında negatif tepe noktası elde ettik. MMN yetişkinlerde genellikle, uyarının verilmesinden sonra, 150-250 ms arasında negatif bir tepe noktası yapar (125). Bu çalışmada da beşli kayıtla elde edilen tepe noktası literatüre uygun olarak elde edilmiş, ve yine çalışmamız latans kaymasının sentral düzeyde farklılık yaratmadığı yönündeki çalışmanın sonuçlarına katkıda bulunmuştur.

Musiek ve diğ. (87), normal işiten bireylerde ve işitme kayıplı bireylerde FP ve SP testlerinin kulaklıkla yapılabileceği gibi serbest alanda da uygulanabileceğini ve sonuçlarda anlamlı bir değişime neden olmadığını belirtmişlerdir. Katılımcılarımız mastoid kemiğe yerleştirilmiş işitme cihazı kullandıkları için biz de bu testleri, hem normal işiten bireylerde hem de KİİC kullanan bireylerde serbest

alanda uygulamayı tercih ettik. Davranışsal temporal testlerin uygulanmasında katılımcı bireylere testin nasıl yapılacağı konusunda yeterli bilginin verilmemesi düşük cevap skorlarının elde edilmesine ve dolayısıyla yanlış bir uygulamaya yol açacaktır (15). Bu nedenle çalışmamıza katılan bireylere testi nasıl uygulayacağını öğrenmesi amacıyla sözlü olarak bilgi verilmiş ve alıştırma amaçlı 10 adet test uyaranı sunulmuştur. Bu sunumların cevapları skora dahil edilmemiştir.

Davranışsal temporal test parametrelerini planlarken yaptığımız ön çalışmalarda özellikle orta – ileri yaştaki bireylerin testte zorlandıklarını ve çalışmayı yarım bırakmak istediklerini tespit ettik. Bu amaçla her iki test içinde test parametreleri olan uyaranlar arası süreyi (*intertone interval*) 300 ms'ye çıkardık. Bununla beraber SP testinde uyaran süresini 300 ms olarak belirledik. FP test parametresinde uyaranlar arası süre haricinde herhangi bir değişiklik yapmadık. Bunun nedeni alçak frekans ve yüksek frekans değerleri olan 880 Hz ve 1122 Hz frekanslarının eşit gürlük sınırlarının (*equal loudness contours*) eşit değerde olmasıdır (15). Bu frekansların değiştirilmesi testin doğruluğunu değiştireceği için çalışmamızda bu kısımda bir değişiklik yapılmamıştır.

Abutment içeren KİİC'ları farklı firmalar tarafından üretilmekte ve firmaların farklı modellerini içermektedir. Fakat bu model farklılıkları kemik yolu iletim rotasını değiştirmedeği gibi cihazın çalışma mekanizmasında da bir farklılık yaratmamaktadır. Steen Ostergaard ve diğ. (126)'nin, yaptığı bir çalışmada iki firmanın KİİC performansları karşılaştırmış ve cihaz kazançlarının aynı olduğu belirtilmiştir. Bununla beraber aynı firmanın yeni çıkan modellerinin işitsel kazancının daha fazla olduğunu bildiren çalışmalarda mevcuttur (127). Çalışmamıza KİİC'lı işitme eşiklerini de ekleyerek, farklı modellerin oluşturacağı etkiyi minimum seviyeye indirmek amaçlanmıştır.

Çalışmamızın amaçlarından biri olan KİİC kullanım süreleri ile temporal işleme ve GKAET sonuçları arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde yalnızca KİİC kullanma süreleri değil aynı zamanda toplam cihaz kullanım süreleri de (KİİC +KYİC) istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Bunun nedeni KYİC'larının mekanizmasının KİİC'larına benzer şekilde kemik yolu ile işitme sağlamasıdır. Fakat iki durumda da temporal işleme becerileri ve GKAET sonuçları arasında anlamlı

bir korelasyon bulunmamıştır. Çalışmamızın sonuçlarında amacımıza uygun olarak yalnızca KIİC kullanma süreleri ile temporal işleme becerileri arasındaki korelasyon sonuçları verilmiştir.

Bu çalışmada katılımcılar 30-39, 40-49, 50 ve üstü yaş grubuna ayrılmış; 0 dB ve +10 dB SGO’nda GKAET, Süre Patern ve Frekans Patern testi uygulanmıştır. Bu verilerin bilgisayar destekli Süre Patern ve Frekans Patern testlerinin yetişkinler için yapılacak normatif veri çalışmalarına da katkı sağlaması hedeflenmiştir.

Çalışmamızda 30-39 ve 40-49 yaş grubunda normal işiten ve KIİC kullanan bireyler arasında SP, FP, +10 dB ve 0 dB SGO’nda gürültüde konuşmayı ayırt etme sonuçları arasında anlamlı bir fark bulunmuşken, 40-49 yaş grubunda FP test sonuçları açısından her iki grup arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Test sonuçları değerlendirildiğinde, normal işitmeye sahip bireylerin daha iyi performans gösterdiği belirlenmiştir. Periferik işitme kaybının sentral işitsel işleme performansını etkilediği bilinmektedir (15). KIİC kullanan bireylerde periferik işitme kaybı olması ve katılımcı bireylerin işitme kaybı hikayesinin çocukluk dönemine dayanması nedeniyle işitme kaybının başlangıç süresi hakkında net bilgiler verememesi dolayısıyla amplifikasyonsuz geçen sürenin net bilinmemesi, fakat işitme kaybı başlangıcı ile amplifikasyon uygulaması arasında zaman olduğunun testler öncesinde ki değerlendirmelerde belirlenmesi nedeniyle bu sonuçların şaşırtıcı olmadığı düşünülmüştür. 30-39 yaş grubunda +10 dB SGO’nda KIİC kullanan bireylerin GKAET sonuçlarının normal bireylerle karşılaştırıldığında daha iyi olduğu bulunmuştur. Bu sonucun muhtemel nedeninin çalışmaya katılan bireylerin sayılarının az olmasından dolayı olduğu düşünülmektedir.

40-49 yaş grubundaki katılımcılar arasındaki normal işitmeye sahip bireylerle KIİC kullanıcılarının FP sonuçları değerlendirildiğinde, normal işitmeye sahip bireylerin FP sonuçları, KIİC kullanan bireylerin sonuçlarından sayısal değer olarak daha fazla olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bu sonucun literatürden farklı çıkmasının nedeni çalışmaya katılan 40-49 yaş grubundaki KIİC’lı bireylerin sayısının az olmasıyla açıklanabilir. Bu değerlendirmede daha fazla katılımcıyla yapılacak yeni çalışmaların planlanması uygun olacaktır.

50 ve üstü yaş grubunda normal işitmeye sahip bireylerle KİİC kullanan bireyler arasında 0 dB ve +10 dB SGO'nda GKAET'lerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. KİİC'lı bireylerin amplifikasyonsuz işitme kayıplı geçirdiği süre bu sonuçlardaki farklılığı açıklayabilir. Bununla beraber SP ve FP test sonuçlarında normal işiten ve KİİC kullanan bireyler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Sesli ve sessiz fonemlerin algılanması sırasında işitsel uyarandaki zamana bağlı değişimler ile oluşan anlam kaymasının gençlere göre yaşlı bireylerde işitme kaybından bağımsız olarak daha kolay oluştuğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (128). FP ve SP testleri işitsel uyarandaki zamansal sıralama becerilerini değerlendirmesinden dolayı çalışmamızda ki 50 ve üstü yaş grubunun sonuçlarının diğer yaş grubundaki bireylerden düşük olmasını açıklamaktadır. Her iki gruptaki 50 ve üstü yaşındaki bireylerin sonuçlarının düşük olması dolayısıyla her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın bulunmamasına neden olabileceği düşünülmektedir.

MMN, işitsel bilginin işlenmesi konusunda çok yararlı bilgiler sağlamaktadır. Aykırı uyarın ile MMN potansiyellerinin elde edilmesi, işitsel korteksin standart ve aykırı işitsel uyarın arasındaki farkın ayırt edilebildiğinin göstergesidir (9). Yapılan bir çalışmada, kortikal potansiyel incelemelerinin sentral işitme sisteminin çeşitli seviyelerinde işitme cihazı ile işitme algı performansının değerlendirilmesinde rahatlıkla kullanılabilecek bir yöntem olduğu belirtilmiştir (129). Kilenly (130), yaptığı bir çalışmada koklear implant kullanan bireylerde P300 ve MMN testlerini uygulamış, elde ettiği sonuçların normal işiten bireylerle aynı olduğunu belirterek bu sonuçların koklear implant kullanan bireylerde sentral sinir sistemlerinin işitsel uyarınları ayırt edebildiğinin bir göstergesi olduğunu belirtmiştir. Bu çalışmada, frekans, boşluk, şiddet, yön ve süre aykırı uyarınlarının oluşturduğu negatif dalga formunun tepe amplitüd ve latans cevapları analiz edilerek 15 bireyin MMN sonuçları değerlendirilmiştir. Yön değişkeni haricinde ki tüm MMN cevapları elde edilmiştir. Bu sonuçlar bize KİİC kullanan bireylerin sentral sinir sistemlerinin işitsel uyarandaki frekans, boşluk, şiddet, latans değişimlerini biliş öncesi dönemde fark edebildiğini göstermektedir. Bununla beraber KİİC kullanan bireylerde yön değişkenine ait MMN cevabı elde edilememiştir. Bunun nedeni olarak bireylerin tek taraflı KİİC kullanması ve KİİC'larının her iki kokleayı neredeyse aynı

anda uyarak yön tayini için gerekli olan işitsel uyarının kulaklar arası zaman farkı ipucunu ortadan kaldırması olduğu düşünülmektedir. Bu sonuç KIİC'lı bireylerin yön değişikliğini fark edemediğinin sentral düzeyde biliş öncesi dönemde kanıtlaması literatüre katkı yapması açısından önem taşımaktadır.

Kortikal potansiyellerin latans cevapları ile değerlendirmelerin yapıldığı çalışmalar da literatürde mevcuttur. Yapılan bir çalışmada koklear implant kullanıcılarında P300 latansı ile konuşmayı ayırt etme performansı arasında anlamlı bir ilişkinin olduğu gösterilmiş ve düşük konuşma algısı olan koklear implantlı bireylerin işitsel uyarılmış potansiyellerine uzama olduğu belirtilmiştir (131). Zhang ve diğ. (132)'nin, koklear implantlı bireylerde MMN testini kullanarak yaptıkları çalışmada konuşma algısı iyi olan bireylerde kısa latanslı MMN cevapları, konuşma algısı orta ve düşük düzeyde olan bireylerde ise ya MMN cevabı elde edemediklerini ya da uzamış latanslı cevaplar elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Biz de çalışmamızda beş değişkenli MMN cevaplarının tepe latans değerleri ile GKAET sonuçlarını arasındaki ilişkiyi değerlendirdik ve bireylerin tepe latans değerleri ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında bir korelasyonun olmadığı sonucunu elde ettik. Elde edilen bu sonucun literatürdeki çalışmaları desteklemediği görülmüş ve daha fazla çalışmanın yapılması önerilmiştir.

Oates ve diğ. (133), 20 sensörinöral tipte işitme kayıplı hastaya ve 20 normal işitmeye sahip bireye /ba/ ve /da/ uyarılarını kullanarak MMN testi uygulamış ve latans değerlerinin yanısıra amplitüd değerlerinin de normal bireylere göre daha düşük olduğunu belirtmiştir. Yapılan bu çalışmada KIİC kullanıcılarından elde edilen MMN cevaplarının tepe amplitüd değerleri ile GKAET sonuçları arasında ki ilişki değerlendirildiğinde, boşluk, şiddet ve süre değişkenleri ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında bir korelasyon bulunmazken, frekans değişkeninin tepe amplitüd değeri ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansı arasında ters yönlü bir ilişki bulunmuştur. Bu sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olmakla beraber, klinik olarak anlamlı olmadığı ve bu alanda daha fazla yeni çalışmalara ihtiyaç olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda MMN testinin yanısıra, davranışsal temporal sıralama testleri olan SP ve FP test sonuçlarıyla, gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında ki ilişki değerlendirilmiş ve MMN süre ve frekans değişkenlerinde olduğu gibi SP ve FP testleri ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır. Her iki değişken arasında ilişki bulunamaması işitme kaybı süresinin kontrol altına alınamamış olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda ki tüm bireyler çalışma öncesi değerlendirmelerde işitme kayıplarını çocukluk veya ergenlik dönemlerine dayandırmakla beraber net bir süre verememiştir. Bu nedenle katılımcıların işitme kayıplı ve amplifikasyonsuz geçirdikleri kesin süre bilinmemektedir. Bu durum çalışmamızın bir kısıtlılığı olarak düşünülmektedir.

Periferik işitme kaybı işitsel uyarının temporal ipuçlarının zayıf kodlanmasına ve uzun süreli işitme kaybı durumunda ise sonuçlanan işitsel deprivasyon ile anormal işitme algısına neden olacağı belirtilmektedir (15). Çalışmamızda işitme kaybı düzeyleri ve işitme cihazı kullanım süreleri ile temporal işleme becerileri arasında ilişki bulunamamıştır. Bunun nedeni olarak çalışmaya katılan orta ve orta- ileri derecedeki işitme kayıplı birey sayısının az olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Tüm bulgular incelendiğinde her yaş grubunda da gürültüde konuşmayı ayırt etme performanslarının KİİC kullanan bireylerde kontrol grubundan daha düşük düzeyde olduğu gözlenmiştir. Temporal işleme becerileri ise 50 ve üstü yaş grubu hariç diğer yaş gruplarında kontrol grubuna göre daha düşük düzeyde bulunmuştur. 50-59 yaş grubunda ise temporal işleme becerilerinin KİİC'li bireylerde ve kontrol grubunda istatistiksel olarak farklı olmadığı sonucu elde edilmiştir. Bunun olası nedenin ise yaşla beraber normal işiten bireylerin de temporal işleme becerilerindeki düşüşlerin olabileceği düşünülmektedir. KİİC kullanan bireylerin MMN testinde frekans, süre, şiddet ve boşluk değişkenlerine ait cevap dalgaları gözlenmiş, ancak yön değişkenine ait cevap dalgaları gözlenmemiştir. MMN testinin KİİC kullanıcılarında biliş öncesi dönemde işitsel uyarandaki değişimlerin fark edilebilmesinin değerlendirilmesinde güvenilir bir yöntem olduğu düşünülmektedir. KİİC kullanan bireylerde temporal işleme becerileri ile

gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında korelasyon gözlemlenmemiştir. Bunun olası nedeninin bireylerin gürültüde konuşma ayırt etme performanslarına etki edebilecek birçok faktörün olduğu düşünülmektedir. KİİC kullanma süresi ve işitme kaybı seviyesi ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında da bir ilişki bulunmamıştır. Elde edilen bu sonucun değerlendirilmeye alınan KİİC kullanıcı sayısının az olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan bu çalışmada, KIİC kullanan bireylerin temporal işleme becerileri belirlenerek normal işitmeye sahip bireylerle karşılaştırılmış ve KIİC kullanan bireylerin gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları ile temporal işleme becerileri arasındaki ilişki değerlendirilerek cihaz kullanma süreleri ve işitme kaybı seviyelerinin temporal işleme ve gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları ile korelasyonu değerlendirilmiştir.

Bu amaçla çalışmamızda 30 ile 63 yaşları arasında ki 17 KIİC kullanan bireye GKAET, SP, FP ve MMN testleri, kontrol grubundaki 29 normal işitmeye sahip bireye ise GKAET, SP ve FP testleri uygulanmıştır. Bu çalışma ile KIİC kullanan bireylerin temporal işleme becerileri belirlenerek GKAET ile arasındaki ilişki araştırılmış ve cihaz kullanma süresi ve işitme kaybı seviyelerinin bu becerilere olan etkisi araştırılmıştır. Çalışmanın sonuçları:

1. Tek taraflı KIİC kullanan bireylerin temporal işleme becerileri ve gürültüde konuşmayı ayırt etme performanslarının normal işitmeye sahip bireylerden daha kötü olduğu,
2. KIİC kullanan bireylerin cihazlarının İUP testlerinde herhangi bir artefakt oluşturmadığı,
3. Tek taraflı KIİC kullanan bireylere uygulanan MMN testinde 4 kayıt alınmış, biliş öncesi dönemde frekans, süre, şiddet, boşluk uyarlarındaki değişimleri fark edebildikleri, ancak yön değişkenindeki farklılıkları ayırt edemedikleri,
4. MMN testinde dört kayıt alınması durumunda, tepe amplitüd ve tepe latans değerlerinde güvenilir cevaplar elde edildiği,
5. MMN testinin tepe latans sonuçları ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında ilişkinin bulunmadığı,
6. MMN testinin tepe amplitüd sonuçları ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında frekans değişkeni hariç ilişki olmadığı,
7. Frekans değişkeninde bulunan ters yönlü korelasyon ise istatistiksel olarak anlamlı ancak klinik açıdan anlamlı olmadığı,

8. KIİC'nin beyinsapı düzeyinde oluşturduğu latans kaymasının sentral düzeyde herhangi bir gecikmeye neden olmadığı,
9. KIİC kullanan bireylerin işitme kaybı seviyeleri ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında anlamlı bir korelasyon bulunmamakla beraber, temporal işleme becerileri ile ters yönlü orta derecede anlamlı bir korelasyon olduğu,
10. Kontrol grubundaki bireylerin yaş gruplarına göre değerlendirilmesiyle, bilgisayar destekli Süre Patern, Frekans Patern ve gürültüde konuşmayı ayırt etme testlerinin yetişkinler için yapılacak normatif veri çalışmalarına katkıda bulunabileceği
11. KIİC kullanan bireylerin cihaz kullanma süreleri ile gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları arasında anlamlı bir korelasyon olmadığı, sonuçları bulunmuştur.

Çalışmadan elde edilen sonuçlar doğrultusunda aşağıda belirtilen öneriler verilmiştir:

- KIİC yararının objektif olarak değerlendirilmesinde ameliyat öncesi ve sonrası dönemde GKAET'leri kullanılması gereken önemli bir test bataryası olduğu düşünülmektedir..
- Daha fazla bireyin katılımıyla yapılacak yeni çalışmalar KIİC kullanımının, temporal işleme becerilerine ve gürültüde konuşmayı ayırt etme performanslarına etkisinin araştırılmasında yararlı olacağı düşünülmektedir.
- Farklı değerlendirme yöntemleri kullanılarak KIİC kullanıcılarının temporal işleme becerilerinin değerlendirilmesinin önemli olabileceği düşünülmektedir.
- Bilateral işitme kayıplı bireylere bilateral kemik yolu amplifikasyonu uygulanarak tek taraflı ve bilateral kemik yolu amplifikasyon uygulamalarının sentral düzeyde karşılaştırmalı değerlendirmelerin yapılması planlanabilir.
- KIİC kullanan çocuklarında geç latanslı potansiyeller ile değerlendirilmeleri planlanabilir.

Literatür incelendiğinde KIİC kullanan bireylerin temporal işleme becerilerinin araştırıldığı çalışmalar çok kısıtlı bulunmaktadır. Bu çalışmanın, işitsel uyaranları kemik yolu ile duyan bireylerde temporal işleme becerilerinin

belirlenmesi ve gürültüde konuşmayı ayırt etme performansları ile arasındaki ilişkinin araştırılması yönünden literatüre katkı sağladığı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. American Speech Language Hearing Association. (1995). *Central Auditory Processing: Current status of research and implications for clinical practice*. A report from the ASHA task force on central auditory processing, Rocville.
2. Rupp, R.R. ve Stockdell, G.K. (1980). *Speech Protocols in Audiology*. New York.
3. Ömer Afşin, Ö. ve Oğuz, B. (2010) Uludağ Üniversitesi'nde Kemiğe İmplant Edilen İşitme Cihazıyla İlk Deneyimler. *Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi* 36 (3) 111-115.
4. Stenfelt, S, ve Hakansson, B. (1999). Sensitivity to bone-conducted sound: excitation of the Mastoid vs the teeth. *Scandinavian Audiology*; 28:190-198.
5. Hough, A., Matthews, P., Hough J. (1997). Bone conduction implants for amplification: Comparison of results. *Ear Nose Throat Journal*; 76:857,861-865.
6. Tjellström, A., Håkansson B., Granström G,. (2001). Bone-anchored hearing aids: current status in adults and children. *Otolaryngologic Clinics of North America*; 34(2): 337-64.
7. Killion, M. ve Niquette, P.A. (2000). What can the pure-tone audiogram tell us about a patient's SNR hearing loss? *Hearing Journal*; 53, S46-53.
8. Pfiffner F., Cavesaccio M., Kompis M. (2011). Audiological results with a Baha in conductive and mixed hearing loss. *Advanced Otolaryngology*; 71:73-83.
9. Hall, J. W. (1992). *Handbook of auditory evoked responses*. Allyn & Bacon.
10. Näätänen, R. ve Michie, P. T. (1979). Early selective-attention effects on the evoked potential: a critical review and reinterpretation. *Biological Psychology*,8(2), 81-136.
11. Näätänen, R., Pakarinen, S., Rinne, T. ve Takegata, R. (2004). The mismatch negativity (MMN): towards the optimal paradigm. *Clinical Neurophysiology*,115(1), 140-144.
12. Pinheiro, M. L. (1985). *Assessment of central auditory dysfunction: Foundations and clinical correlates*. Williams & Wilkins.
13. Emanuel, D. C. (2002). The auditory processing battery: survey of common practices. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13(2), 93-117.

14. Musiek, F. (1994). Frequency (pitch) and duration pattern tests. *Journal of American Academy of Audiology*, 5, 265-286
15. Musiek, F., Chermak, G. D., Weihing, J. ve Chermak, G. D. (2007). *Handbook of (central) auditory processing disorder*. Plural Pub.
16. Martin K. ve Marco-Domenico C. (2008). *Implantable bone conduction hearing aids*. Basel. Karger Medical and Scientific Publishers.
17. Henry, P. ve Letowski, T. R. (2007). *Bone conduction: Anatomy, physiology, and communicatio* . Army research lab aberdeen proving ground md human research and engineering directorate.
18. Weinkove, R. (1998). Aids to Hearing. From Julius Caesar to Julius Lempert. Erişim: 22 Haziran 2013, <http://website.lineone.net/rweinkove/hearing/bone>.
19. Stenfelt, S. ve Goode, R. L. (2005). Bone-conducted sound: physiological and clinical aspects. *Otology & Neurotology*, 26(6), 1245-1261.
20. Allen, G. W. ve Fernandez, C. (1960). The mechanism of bone conduction. *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*, 69, 5.
21. Brinkman W., Marres E., Tolk J. (1965). The mechanism of bone conduction. *Acta Oto-laryngologica*; 59:109–15.
22. Tonndorf, J. (1976). *Bone conduction. In Auditory System*. (pp. 37-84). Springer Berlin Heidelberg.
23. Håkansson, B., Brandt, A., Carlsson, P. ve Tjellström, A. (1994). Resonance frequencies of the human skull in vivo. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 95, 1474.
24. Tonndorf, J. (1966). Bone conduction: studies in experimental animals. *Acta Oto-laryngologica*; 213:1–132.
25. Stenfelt, S., Wild, T., Hato, N. ve Goode, R. L. (2003). Factors contributing to bone conduction: The outer ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 113, 902.
26. Khanna, S. M., Tonndorf, J. ve Queller, J. E. (1976). Mechanical parameters of hearing by bone conduction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 60, 139.
27. Groen, J. J. (1962). *The value of the Weber test. Otosclerosis*. Boston: Little, Brown & Company, 165-74.

28. Huizing, H. (1960). Bone conduction: the influence of the middle ear. *Acta Oto-laryngologica*, 155:1–99.
29. Kirikae, I. (1959). An experimental study on the fundamental mechanism of bone conduction. *Acta oto-laryngologica. Supplementum*, 145, 1.
30. Yoshida, M. ve Uemura, T. (1991). Transmission of cerebrospinal fluid pressure changes to the inner ear and its effect on cochlear microphonics. *European archives of oto-rhino-laryngology*, 248(3), 139-143.
31. Freeman, S., Sichel, J. Y. ve Sohmer, H. (2000). Bone conduction experiments in animals—evidence for a non-osseous mechanism. *Hearing research*, 146(1), 72-80.
32. Seaman, RL. (2002). Non-osseous sound transmission to the inner ear. *Hearing research*;166:214-215.
33. Sohmer, H., Freeman, S., Geal-Dor, M., Adelman, C., ve Savion, I. (2000). Bone conduction experiments in humans—a fluid pathway from bone to ear. *Hearing research*, 146(1), 81-88.
34. Stenfelt, S. ve Håkansson, B. (2002). Air versus bone conduction: an equal loudness investigation. *Hearing research*, 167(1), 1-12.
35. Majdalawieh, O. (2008). ***Mechanisms, testing, and implementation of bone conduction hearing: clinical and experimental investigations***. Doktora tezi, Dalhousie Üniversitesi, Halifax.
36. Mylanus, A., Snik, F., Cremers, W. (1994). Influence of the thickness of soft skin and subcutaneous tissue covering the mastoid on bone-conduction thresholds obtained transcutaneously versus percutaneously. *Scandinavian Audiology*; 23:201-203.
37. Wade, P., Tollos K., Naiberg J. (1989). Clinical experience with the Xomed Audiant osteointegrated bone conducting hearing device: a preliminary report of seven cases. *Journal of Otolaryngology*; 18:79-84.
38. Håkansson, B. Birth Of Baha Historical Review (t.y.). Erişim: 24 Haziran 2013. <http://www.baha-users-support.com>
39. Albrektsson, T., Brånemark, P. I., Hansson, H. A. ve Lindström, J. (1981). Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica*, 52(2), 155-170.
40. Hagr, A. (2007). BAHA: bone-anchored hearing aid. *International journal of health sciences*, 1(2), 265.

41. Tjellström, A., Håkansson, B., Lindström, J., Brånemark, P. I., Hallen, O., Rosenhall, U. ve Leijon, A. (1980). Analysis of the mechanical impedance of bone-anchored hearing aids. *Acta oto-laryngologica*, 89(1-2), 85-92.
42. Berger, K. W. (1976). Early bone conduction hearing aid devices. *Archives of Otolaryngology Head & Neck Surgery*, 102(5), 315.
43. Lustig, L. R., Arts, H. A., Brackmann, D. E., Francis, H. F., Molony, T., Megerian, C. A. ve diğ. (2001). Hearing rehabilitation using the BAHHA bone-anchored hearing aid: results in 40 patients. *Otology & neurotology*, 22(3), 328-334.
44. Tjellström, A. ve Håkansson, B. (1995). The bone-anchored hearing aid. Design principles, indications, and long-term clinical results. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 28(1), 53-72.
45. Dillon, H. (2001). *Hearing aids*. Sidney. Thieme.
46. Håkansson, B., Carlsson, P. ve Tjellström, A. (1986). The mechanical point impedance of the human head, with and without skin penetration. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 80, 1065.
47. Håkansson, B., Tjellström, A., ve Rosenhall, U. (1984). Hearing thresholds with direct bone conduction versus conventional bone conduction. *Scandinavian audiology*, 13(1), 3-13.
48. Håkansson, B. E., Carlsson, P. U., Tjellström, A., ve Liden, G. (1994). The bone-anchored hearing aid: principal design and audiometric results. *Ear, nose, & throat journal*, 73(9), 670-675.
49. Mylanus, E. A., van der Pouw, K. C., Snik, A. F., ve Cremers, C. W. (1998). Intraindividual comparison of the bone-anchored hearing aid and air-conduction hearing aids. *Archives of Otolaryngology—Head & Neck Surgery*, 124(3), 271.
50. de Wolf, M. J., Hendrix, S., Cremers, C. W. ve Snik, A. F. (2011). Better performance with bone-anchored hearing aid than acoustic devices in patients with severe air-bone gap. *The Laryngoscope*, 121(3), 613-616.
51. Flynn, M. C., Sadeghi, A. ve Halvarsson, G. (2009). Baha solutions for patients with severe mixed hearing loss. *Cochlear implants international*, 10(S1), 43-47.
52. Abramson, M., Fay, T. H., Kelly, J. P., Wazen, J. J., Liden, G. ve Tjellstrom, A. (1989). Clinical results with a percutaneous bone-anchored hearing aid. *The Laryngoscope*, 99(7), 707-710.

53. Bosman, A. J., Snik, A. F., Mylanus, E. A. ve Cremers, C. W. (2006). Fitting range of the BAHA Cordelle: Rangos de adaptación del BAHA Cordelle. *International journal of audiology*, 45(8), 429-437.
54. Bosman, A. J., Snik, F. M., Mylanus, E. A., & Cremers, W. R. J. (2009). Fitting range of the BAHA Intenso. *International Journal of Audiology*, 48(6), 346-352.
55. Pfiffner, F., Kompis, M. ve Stieger, C. (2009). Bone-anchored hearing aids: correlation between pure-tone thresholds and outcome in three user groups. *Otology & Neurotology*, 30(7), 884-890.
56. Hol, M. K., Snik, A. F., Mylanus, E. A. ve Cremers, C. W. (2005). Does the bone-anchored hearing aid have a complementary effect on audiological and subjective outcomes in patients with unilateral conductive hearing loss? *Audiology and Neurotology*, 10(3), 159-168.
57. Hol, M. K., Bosman, A. J., Snik, A. F., Mylanus, E. A. ve Cremers, C. W. (2004). Bone-anchored hearing aid in unilateral inner ear deafness: a study of 20 patients. *Audiology and Neurotology*, 9(5), 274-281.
58. Dumper, J., Hodgetts, B., Liu, R. ve Brandner, N. (2009). Indications for bone-anchored hearing AIDS: a functional outcomes study. *Journal of Otolaryngology Head & Neck Surgery*, 38(1), 96-105.
59. Priwin, C., Jönsson, R., Hultcrantz, M. ve Granström, G. (2007). BAHA in children and adolescents with unilateral or bilateral conductive hearing loss: a study of outcome. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 71(1), 135-145.
60. Wazen, J. J., Spitzer, J., Ghossaini, S. N., Kacker, A. ve Zschommler, A. (2001). Results of the Bone-Anchored Hearing Aid in Unilateral Hearing Loss. *The Laryngoscope*, 111(6), 955-958.
61. Stenfelt, S. (2005). Bilateral fitting of BAHAs and BAHA® fitted in unilateral deaf persons: Acoustical aspects. *International Journal of Audiology*, 44(3), 178-189.
62. van der Pouw, K., Snik, F. M., & Cremers, C. W. (1998). Audiometric Results of Bilateral Bone-Anchored Hearing Aid Application in Patients With Bilateral Congenital Aural Atresia. *The Laryngoscope*, 108(4), 548-553.
63. Priwin, C., Jönsson, R., Hultcrantz, M. ve Granström, G. (2007). BAHA in children and adolescents with unilateral or bilateral conductive hearing loss: a study of outcome. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 71(1), 135-145.

64. Lin, L. M., Bowditch, S., Anderson, M. J., May, B., Cox, K. M. ve Niparko, J. K. (2006). Amplification in the rehabilitation of unilateral deafness: speech in noise and directional hearing effects with bone-anchored hearing and contralateral routing of signal amplification. *Otology & Neurotology*, 27(2), 172-182.
65. Kompis, M., Pfiffner, F., Krebs, M. ve Caversaccio, M. D. (2011). Factors influencing the decision for Baha in unilateral deafness: the Bern benefit in single-sided deafness questionnaire. *Advance Oto-rhinolaryngology*, 71:103-11
66. Popelka, G. R., Derebery, J., Blevins, N. H., Murray, M., Moore, B. C., Sweetow, R. W. Ve diğ. (2010). Preliminary evaluation of a novel bone-conduction device for single-sided deafness. *Otology & Neurotology*, 31(3), 492-497.
67. Eisenberg, L. S., Johnson, K. C., Martinez, A. S., Cokely, C. G., Tobey, E. A., Quittner, A. L. Ve diğ. (2006). Speech recognition at 1-year follow-up in the childhood development after cochlear implantation study: methods and preliminary findings. *Audiology and Neurotology*, 11(4), 259-268.
68. Nash, S. D., Cruickshanks, K. J., Klein, R., Klein, B. E., Nieto, F. J., Huang, G. H. ve diğ. (2011). The prevalence of hearing impairment and associated risk factors: the Beaver Dam Offspring Study. *Archives of Otolaryngology—Head & Neck Surgery*, 137(5), 432.
69. Moore, B. C. (1985). Frequency selectivity and temporal resolution in normal and hearing-impaired listeners. *British Journal of Audiology*, 19(3), 189-201.
70. Killion, M. C. (1997). The SIN report: Circuits haven't solved the hearing-in-noise problem. *The Hearing Journal*, 50(10), 28-30.
71. Middelweerd, M. J., Festen, J. M. ve Plomp, R. (1990). Difficulties with Speech Intelligibility in Noise in Spite of a Normal Pure-Tone Audiogram: Original Papers. *International Journal of Audiology*, 29(1), 1-7.
72. Micheyl, C., Collet, L. (1996). Involvement of the olivocochlear bundle in the detection of tones in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 99, 1604.
73. Kim, S., Frisina, D. R. ve Frisina, R. D. (2002). Effects of age on contralateral suppression of distortion product otoacoustic emissions in human listeners with normal hearing. *Audiology and Neurotology*, 7(6), 348-357.

74. Killion, M. C., Niquette, P. A., Gudmundsen, G. I., Revit, L. J., & Banerjee, S. (2004). Development of a quick speech-in-noise test for measuring signal-to-noise ratio loss in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 116, 2395.
75. Ventry, I. M. ve Weinstein, B. E. (1982). The hearing handicap inventory for the elderly: a new tool. *Ear and Hearing*, 3(3), 128-134.
76. Green, D. M. (1971). Temporal auditory acuity. *Psychological Review*, 78(6), 540.
77. Liberman, A. M., Delattre, P. C., Gerstman, L. J., & Cooper, F. S. (1956). Tempo of frequency change as a cue for distinguishing classes of speech sounds. *Journal of Experimental Psychology*, 52(2), 127.
78. ASHA task force on central auditory processing consensus development (1996) central auditory processing, current status of research and implications for clinical practice. *American Journal of Audiology*; 5(2):41-54.
79. Yaralı M. (2011). ***Profesyonel Müzisyenlerde Santral İşitsel İşleme Becerilerinin Değerlendirilmesi***. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi. ANKARA
80. Musiek, F. E., Shinn, J. B., Jirsa, R., Bamiou, D. E., Baran, J. A., & Zaida, E. (2005). GIN (Gaps-In-Noise) test performance in subjects with confirmed central auditory nervous system involvement. *Ear and Hearing*, 26(6), 608-618.
81. Gelfand S. (1998). *Hearing: An introduction to physiophysical and physiological acoustics* (3rd edition). New York: Marcel Dekker.
82. Keith, R.W. (2000). *Random Gap Detection test-Random Gap Detection Test Expanded*. Tartan Products. Pinemeadow Lane Finneytown
83. Phillips, D. P. (1999). Auditory gap detection, perceptual channels, and temporal resolution in speech perception. *Journal of the American Academy of Audiology*, 10(6), 343-354.
84. Musiek F., Shinn J., Jirsa R., Bamiu D., Baran J.ve Zaiden E. (2005). The GIN Test Performance in Subject With Confirmed Central Auditory Nervous System Involvement. *Ear and Hearing*, 26, 608-618.
85. Neff, W. D. (1961). Neural mechanisms of auditory discrimination. *Sensory communication*, 259-278.

86. Halperin, Y., Nachshon, I. ve Carmon, A. (1973). Shift of ear superiority in dichotic listening to temporally patterned nonverbal stimuli. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 53, 46.
87. Musiek F., Pinheiro M. ve Wilson, D. (1980). Auditory pattern perception in split brain patients. *Archives of Otolaryngology* 106, 610-612
88. Colavita F., Szelgio, F. ve Zimmer, S. (1974). Temporal pattern discrimination in cats with insular temporal lesions. *Brain Research*, 79,153-156
89. Musiek, F. E., Pinheiro, M. L. (1987). Frequency Patterns in Cochlear, Brainstem, and Cerebral Lesions: Reconnaissance mélodique dans les lésions cochléaires, bulbaires et corticales. *International Journal of Audiology*, 26(2), 79-88.
90. Musiek, F. E., Baran, J. A., & Pinheiro, M. L. (1990). Duration pattern recognition in normal subjects and patients with cerebral and cochlear lesions. *International Journal of Audiology*, 29(6), 304-313.
91. Picton, T. W., Bentin, S., Berg, P., Donchin, E., Hillyard, S. A., Johnson, R. ve Taylor, M. J. (2000). Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37(2), 127-152.
92. Luck, S. J. (2005). *An introduction to the event-related potential technique* (cognitive neuroscience). Massachusetts The MIT Press.
93. Abrams, D. A., Kraus, N. (2009). Auditory pathway representations of speech sounds in humans. *Issues in Hand Book of Clinical Audiology*, 611-676.
94. Sams, M., Paavilainen, P., Alho, K. ve Näätänen, R. (1985). Auditory frequency discrimination and event-related potentials. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 62, 437-48.
95. Saarinen, J., Paavilainen, P., Schöger, E., Tervaniemi, M. ve Näätänen, R. (1992). Representation of abstract attributes of auditory stimuli in the human brain. *NeuroReport*, 3(12), 1149-1151.
96. Näätänen R, Sams M, Alho K. (1986). Mismatch Negativity: The ERP sign of a cerebral mismatch process. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 38: 172-177.
97. Rinne, T., Gratton, G., Fabiani, M., Cowan, N., Maclin, E., Stinard, A. ve Näätänen, R. (1999). rapid communication Scalp-Recorded Optical Signals

Make Sound Processing in the Auditory Cortex Visible? *NeuroImage*, 10(5), 620-624.

98. Clark, J. G. (1981). Uses and abuses of hearing loss classification. *Asha*, 23(7), 493.
99. Ateş M. A. (1994) ***Konuşmayı Ayırt Etme Testi İçin İzofonik Tek Heceli Kelime Listelerinin Oluşturulması***. Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi. İstanbul.
100. Turkyilmaz, M. D., Yilmaz, S., Yagcioglu, S., Yarali, M. Ve Celik, N. (2012). Computerised Turkish Versions of Tests For Central Auditory Processing disorder. *Journal of Hearing Science*, 2(1).
101. MATLAB 7.10. The MathWorks, Inc., Massachusetts, U.S.A.
102. Boersma, P. Ş., Weenink, D. (2006). Praat (Version 4.5)[Computer software]. *Amsterdam: Institute of Phonetic Sciences*.
103. Presentation Version 15.0 Neurobehavioral System, Inc. San Francisco, U.S.A.
104. Neuroscan, C. (2003). Offline analysis of acquired data (SCAN 4.3–Vol. II, EDIT 4.3). *El Paso, TX*.
105. Arlinger, S. D., Kylen, P. (1977). Bone-conducted stimulation in electrocochleography. *Acta Oto-Laryngologica*, 84(1-6), 377-384.
106. Mylanus, E. A. M., Snik, A. F. M. ve Cremers, C. W. (1994). Influence of the thickness of the skin and subcutaneous tissue covering the mastoid on bone-conduction thresholds obtained transcutaneously versus percutaneously. *Scandinavian Audiology*, 23(3), 201-203.
107. Wazen, J. J., Caruso, M. ve Tjellstrom, A. (1998). Long-term results with the titanium bone-anchored hearing aid: the US experience. *Otology & Neurotology*, 19(6), 737-741.
108. Irwin, R. J., & McAuley, S. F. (1987). Relations among temporal acuity, hearing loss, and the perception of speech distorted by noise and reverberation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 81, 1557.
109. Dubno, J. R., Dirks, D. D., & Schaefer, A. B. (1987). Effects of hearing loss on utilization of short-duration spectral cues in stop consonant recognition. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 81, 1940.
110. Miller, G. A., Licklider, J. C. R. (1950). The intelligibility of interrupted speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 22, 167.

111. American Medical Association. (2001). *Guides to the Evaluation of Permanent Impairment*. 5th ed. Milwaukee.
112. Killion, M. C., & Niquette, P. A. (2000). What can the pure-tone audiogram tell us about a patient's SNR loss? *The Hearing Journal*, 53(3), 46-48.
113. Dubno, J. R., Dirks, D. D., & Morgan, D. E. (1984). Effects of age and mild hearing loss on speech recognition in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 76, 87.
114. Souza, P. E., Boike, K. T., Witherell, K. ve Tremblay, K. (2007). Prediction of speech recognition from audibility in older listeners with hearing loss: effects of age, amplification, and background noise. *Journal of the American Academy of Audiology*, 18(1), 54-65.
115. Mueller, H. G. (2001). Speech audiometry and hearing aid fittings: Going steady or casual acquaintances? *The Hearing Journal*, 54(10), 19-29.
116. Fu, Q. J. (2002). Temporal processing and speech recognition in cochlear implant users. *Neuroreport*, 13(13), 1635-1639.
117. Donaldson, G. S., & Nelson, D. A. (2000). Place-pitch sensitivity and its relation to consonant recognition by cochlear implant listeners using the MPEAK and SPEAK speech processing strategies. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 107, 1645.
118. Abel, S. M., Krever, E. M., & Alberti, P. W. (1990). Auditory detection, discrimination and speech processing in ageing, noise-sensitive and hearing-impaired listeners. *Scandinavian Audiology*, 19(1), 43-54.
119. Elliott, L. L. (1995). Verbal auditory closure and the speech perception in noise (SPIN) test. *Journal of Speech, Language and Hearing Research*, 38(6), 1363.
120. Nilsson, M., Soli, S. D. ve Sullivan, J. A. (1994). Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 95, 1085.
121. Katz, J. (1994). *Handbook of Clinical Audiology*. Williams and Wilkins, Baltimore.
122. Torsten R., Thomas E., Christine R., Gerrit G. (2010). Auditory brainstem and cortical potentials following bone-anchored hearing aid stimulation. *Journal of Neuroscience Methods* 193300-306.

123. Sohmer, H., Freeman, S. (2001). The latency of auditory nerve brainstem evoked responses to air- and bone-conducted stimuli. *Hearing Research*, 160(1), 111-113.
124. Tringali, S., Marzin, A., Dubreuil, C. ve Ferber-Viart, C. (2008). Bone-anchored hearing aid in unilateral inner ear deafness: electrophysiological results in patients following vestibular schwannoma removal. *Acta oto-Laryngologica*, 128(11), 1203-1210.
125. Tiitinen, H., May, P., Reinikainen, K., & Näätänen, R. (1994). Attentive novelty detection in humans is governed by pre-attentive sensory memory. *Nature*, 370: 90-2.
126. Olsen, S. Ø., Glad, H. ve Nielsen, L. H. (2011). Comparison of two bone anchored hearing instruments: BP100 and Ponto Pro. *International Journal of Audiology*, 50(12), 920-928.
127. Flynn, M. C., Hedin, A., Halvarsson, G., Good, T. ve Sadeghi, A. (2012). Hearing Performance Benefits of a Programmable Power Baha® Sound Processor with a Directional Microphone for Patients with a Mixed Hearing Loss. *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology*, S76-S81.
128. Liberman, A. M., Cooper, F. S., Shankweiler, D. P., & Studdert-Kennedy, M. (1967). Perception of the speech code. *Psychological Review*, 74(6), 431.
129. Korczak, P. A., Kurtzberg, D., & Stapells, D. R. (2005). Effects of sensorineural hearing loss and personal hearing aids on cortical event-related potential and behavioral measures of speech-sound processing. *Ear and Hearing*, 26(2), 165-185.
130. Kileny, P. R., Boerst, A. ve Zwolan, T. (1997). Cognitive evoked potentials to speech and tonal stimuli in children with implants. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*, 117(3), 161-169.
131. Kelly, A. S., Purdy, S. C. ve Thorne, P. R. (2005). Electrophysiological and speech perception measures of auditory processing in experienced adult cochlear implant users. *Clinical Neurophysiology*, 116(6), 1235-1246.
132. Zhang, F., Hammer, T., Banks, H. L., Benson, C., Xiang, J. ve Fu, Q. J. (2011). Mismatch negativity and adaptation measures of the late auditory evoked potential in cochlear implant users. *Hearing Research*, 275(1), 17-29.
133. Oates, P. A., Kurtzberg, D. ve Stapells, D. R. (2002). Effects of sensorineural hearing loss on cortical event-related potential and behavioral measures of speech-sound processing. *Ear and Hearing*, 23(5), 399-41

EKLER

EK 1. Tek Heceli İzofonik Kelime Listesi

Liste 1	Liste 2	Liste 3	Liste 4	Liste 5	Liste 6
baş	zor	mis	dut	kir	düş
fon	tip	süz	beş	maç	bil
hiç	rol	fil	zıt	yık	kaş
rus	muş	gök	taş	tüm	tik
tüp	dik	caz	raf	şış	bey
zil	tav	bek	lop	laf	zar
cam	şap	her	kov	bul	sun
git	net	püf	fes	rum	küp
kök	böl	dip	göç	güz	tef
muz	lif	zam	cem	zat	vim
pek	kaç	yen	yün	not	gör
şef	hür	çit	kur	pis	fal
yıl	ses	boy	ney	fen	cop
tez	pay	loş	pik	din	çık
soy	ger	kış	biz	çöp	kez
bir	kum	şut	hak	bay	biç
dün	bez	rey	şal	koş	has
vay	çim	taç	sim	ter	put
kem	yay	kim	tüy	haz	nem
bit	van	sav	var	cep	yiv
leş	kız	tap	bin	kay	saz
çar	bük	vur	kap	bak	lor
kav	can	nal	ser	sil	ray
nar	fiş	ben	mal	ver	şen
sap	set	kar	çiz	sev	mat



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

06100 Sıhhiye-Ankara
Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580
E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

Sayı: 16969557 - 337

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 13.03.2013 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2013/05
Proje No : GO 13/59 (Değerlendirme Tarihi 13.02.2013)
Karar No : GO 13/59 - 19

Üniversitemiz Tıp Fakültesi Kulak, Burun ve Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalı, Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Bölümü, öğretim üyelerinden Prof. Dr. Gonca Sennaroğlu'nun sorumlu araştırmacı olduğu Yrd. Doç. Dr. Meral Didem Türkyılmaz ile birlikte çalışacakları Emre Gürses'in tezi olan GO 13/59 kayıt numaralı ve "Tek Taraflı İmplant İşitme Cihazı Kullanıcılarında Temporal İşleme Becerilerinin Değerlendirilmesi" başlıklı proje önerisi Kurulumuzda değerlendirilmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan)

2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye)

3. Prof. Dr. Songül Vaizoglu (Üye)

4. Prof. Dr. Sevdâ F. Müftüoğlu (Üye)

Prof. Dr. Cenk Sökmensüer (Üye)

6. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal (Üye)

7. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye)

8. Prof. Dr. Cansın Saçkesen (Üye)

GÖREVLİ

9. Prof. Dr. Melahat Görduysus (Üye)

10. Doç. Dr. R. Köksal Özgül (Üye)

11. Doç. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye)

GÖREVLİ

12. Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye)

13. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye)

14. Av. Meltem Onurlu (Üye)

