



T.C
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**FASİYAL SİNİR UYARIMI (FNS) GÖRÜLEN KOKLEAR
İMLANT KULLANICILARINDA TRİFAZİK UYARIM İLE
PROGRAMLAMANIN İNCELENMESİ**

MUHAMMED EMİN GÜRKAN

ODYOLOJİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

DR. ÖĞR. ÜYESİ OĞUZ YILMAZ

İSTANBUL – 2022

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi
Programın Seviyesi: Yüksek Lisans (X) Doktora ()
Anabilim Dalı : Odyoloji
Tez Sahibi : Muhammed Emin GÜRKAN
Tez Başlığı : Fasiyal Sinir Uyarımı (FNS) Görülen Koklear İmplant
Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ile Programlama
Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Güney Yerleşkesi
Sınav Tarihi : 30.05.2022

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman

Dr.Öğr.Üyesi Oğuz YILMAZ

Kurumu

İstanbul Medipol Üniversitesi

İmza

Sınav Jüri Üyeleri

Prof.Dr. Mustafa B.ŞERBETÇİOĞLU İstanbul Medipol Üniversitesi

Dr.Öğr.Üyesi Eyyup KARA İstanbul Üniversitesi - Cerrahpaşa

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Yüksek Lisans tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../ tarih ve/..... - sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür V.

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

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

Muhammed Emin GÜRKAN

TEŞEKKÜR

Lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca olduğu gibi tez yazım sürecinde de desteklerini ve bilgi birikimini esirgemeyen çok değerli bölüm başkanımız Sayın Prof. Dr. M. Bülent ŞERBETÇİOĞLU'na,

Tanıştığımız ilk günden itibaren ve eğitimim süresince odyoloji bilimi ile ilgili deneyimlerini özveri ile paylaşan saygıdeğer hocam Sayın Prof. Dr. Erol BELGİN'e,

Değerli bilgilerini eğitim hayatım boyunca paylaşan ve tez sürecim boyunca vakit ayırarak yapıcı eleştirileri ile yanımda olan hocam ve tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Oğuz YILMAZ'a,

Tez çalışmam ile ilgili çok değerli fikirlerini, bilgilerini ve her türlü desteğini benden hiç esirgemeyen çok değerli ve hocam Uzm. Ody. Julie KOŞANER'e, tez çalışmam süresince desteğini eksik etmeyen Uzm. Ody. Muammer GÜLTEKİN'e,

Her zaman yanımda olan desteğini hep hissettiren, güzel enerjisiyle motive eden değerli eşim Ody. Elif GÜRKAN'a,

Benden desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, başta fedakâr annem olmak üzere ailemin tüm üyelerine,

Saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU	i
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI	ii
TEŞEKKÜR	iii
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	viii
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Periferik İşitme Sistemi	6
4.1.1. Dış kulak	7
4.1.2. Orta kulak	7
4.1.3. İç kulak	8
4.2. Santral İşitme Sistemi.....	10
4.3. Fasiyal Sinir.....	11
4.4. İşitme Kaybı Tipleri	12
4.4.1. Sensörinöral işitme kaybı (SNİK)	12
4.5. İşitme Kaybının Derecelendirilmesi.....	13
4.6. İşitme Kaybının Çocuklar Üzerinde Etkileri.....	13
4.6.1 Kelime hazinesi.....	14
4.6.2. Cümle yapısı ve konuşma	14
4.6.3. Akademik başarı ve sosyal ortam	15
4.7. İşitme Kaybına Erken Müdahale	15
4.8. Koklear İmplantlar	16
4.8.1. Koklear implant tarihçesi.....	17
4.8.2. Koklear implant teknolojisi	17
4.8.3. Elektrot Tipleri.....	19
4.8.4. Koklear implant ayar (fitting) parametreleri.....	23
4.8.5. Koklear implant ayarında kullanılan objektif ölçümler	30

4.8.6. Fasiyel Sınır Uyarımı (FSU) ve İşitsel olmayan uyarımlar (İOU)	32
5. MATERYAL VE METOT	34
5.1. Bireyler	34
5.2. Yöntem	34
5.3. İstatistiksel Analiz	37
6. BULGULAR	39
7. TARTIŞMA	60
8. SONUÇ	65
8.1. Çalışmanın Sınırlılıkları ve İleri Çalışma Önerileri	65
9. KAYNAKLAR	66
10. EKLER	74
EK 1	74
EK 2	76
EK 3	77
EK 4	78
EK 5	79
11. ETİK KURUL ONAYI	80
12. ÖZGEÇMİŞ	82

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

APR: Auropalpebral refleks

BU: Bifazik uyarım

dB: Desibel

DKY: Dış kulak yolu

ECAP: Elektriksel uyarılmış bileşik aksiyon potansiyelleri

ESRT: Elektriksel stapes refleks eşiği

FSU: Fasiyal sinir uyarımı

İTİK: İletim tipi işitme kaybı

Kİ: Koklear implant

MCL: Maksimum rahatlık seviyesi

İOU: İşitsel olmayan uyarım

KAS: Konuşmayı ayırt etme skoru

SNİK: Sensörinöral işitme kaybı

KAE: Konuşmayı alma eşiği

SSO: Saf ses ortalaması

SUT: Sağlık uygulama tebliği

THR: Eşik seviyesi

TU: Trifazik uyarım

WHO: Dünya sağlık örgütü

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1. İşitme sisteminin şematik görüntüsü	5
Şekil 4.1.1. Periferik işitme sistemi anatomisi	6
Şekil 4.1.3.1. İç kulak ve Corti organı	9
Şekil 4.1.3.2. Elektrot yerleşim yerleri	9
Şekil 4.2.1. Santral işitsel yollar	10
Şekil 4.3.1. Fasiyal sinir labirent kısmı (VII) ve kokleanın bazal turu (BTC) arasındaki mesafe	11
Şekil 4.8.2.1. Koklear implant sistemi bileşenleri	18
Şekil 4.8.3.1. Farklı referans elektrot tipleri	19
Şekil 4.8.3.2. Perimodiolar elektrot ve lateral duvar elektrot pozisyonu	20
Şekil 4.8.3.3. Farklı firmaların elektrot uzunlukları ve aktif uyarım uzunlukları. 21	
Şekil 4.8.3.4. MED-EL FLEX serisi elektrot uzunlukları ve açılma insersiyon derinlikleri	22
Şekil 4.8.4.3.1. Bifazik uyarım şekli ve karakteristik parametreleri	26
Şekil 4.8.4.5.1. FSP stratejisinin sinyal kodlaması. CIS kanallarının yalnızca spektral zarfları kodlarken, FS kanalları sıfır geçiş detektörleri ile ince yapı bilgilerini kodlar	28
Şekil 4.8.4.6.1. Bifazik uyarım şekli	29
Şekil 4.8.4.6.2. Trifazik uyarım şekli	30
Şekil 5.2.1. Ses işlemcisi test cihazı	35
Şekil 5.2.2. Mikrofon test cihazı	35
Şekil 5.2.3. GSI Audiostar Pro odyometri cihazı	36
Şekil 6.1. Her bir elektrotun BU ve TU kullanımını sırasında ortalama MCL ve THR seviyeleri (N:23)	45
Şekil 6.2. Ortalama MCL (N:23) değerleri dağılımı	47
Şekil 6.3. Ortalama THR (N:23) değerleri dağılımı	47
Şekil 6.4. BU MCL ve THR ilişkisi	49
Şekil 6.5. TU MCL ve THR ilişkisi	49
Şekil 6.6. BU ve TU dinamik alanların dağılımı	50
Şekil 6.7. SSO değerlerinin BU ve TU kullanımını sırasında karşılaştırması	52
Şekil 6.8. KAE değerlerinin BU ve TU kullanımını sırasında karşılaştırması	52
Şekil 6.9. KAS değerlerinin BU ve TU kullanımını sırasında karşılaştırması	53

TABLolar LİSTESİ

Tablo 4.5.1. İşitme kaybı derecelendirmesi	13
Tablo 4.8.4.1. Sinyal kodlaması ve koklear implant ayarlamasında kullanılan bazı terimler ve açıklamaları	23
Tablo 5.3.1. Spearman korelasyon katsayısı değerleri	38
Tablo 6.1. Tanımlayıcı özelliklerin dağılımı	39
Tablo 6.2. Tanımlayıcı özelliklerin dağılımı	40
Tablo 6.3. BU ve TU kullanım süresi, aktif elektrot sayısı, FS kanal sayısı ve rate farklarının değerlendirilmesi	41
Tablo 6.4. BU ve TU MCL seviyelerinin farklarının değerlendirilmesi	42
Tablo 6.5. BU ve TU THR seviyelerinin farklarının değerlendirilmesi	44
Tablo 6.6. MCL ve THR ortalama değerlerinin BU ve TU değerlendirmeleri	46
Tablo 6.7. BU ve TU için MCL ve THR ortalama değerlerin ilişkisi	48
Tablo 6.8. Bifazik uyarım ve trifazik uyarım dinamik alan değerlendirilmesi	50
Tablo 6.9. SSO, KAE ve KAS değerlerinin BU ve TU değerlendirmeleri	51
Tablo 6.10. BU ve TU kullanımına göre memnuniyet sorularının değerlendirilmesi	54
Tablo 6.11. TU kullanım süresi kısa olanların BU ve TU için memnuniyet değerlendirilmesi	56
Tablo 6.12. TU kullanım süresi uzun olanların BU ve TU için memnuniyet değerlendirilmesi	58

1. ÖZET

FASİYAL SİNİR UYARIMI (FSU) GÖRÜLEN KOKLEAR İMPLANT KULLANICILARINDA TRİFAZİK UYARIM İLE PROGRAMLAMANNIN İNCELENMESİ

Bu çalışma koklear implant programlaması sırasında ortaya çıkan fasiyal sinir uyarımının trifazik uyarım (TU) ve bifazik uyarım (BU) kullanıldığında kullanıcı memnuniyetini değerlendirmek ve elde edilen farkları belirlemek amacıyla gerçekleştirildi. Çalışma, 10 erkek ve 8 kadın olmak üzere toplam 18 MED-EL koklear implant kullanıcısı (n:23 kulak) ile yapıldı. Kullanıcılara aynı günde BU ve TU kullanımı ile ses işlemcisi programlamaları ve odyolojik değerlendirmeleri (implantlı serbest alan, KAE ve KAS) yapıldı. 15 gün sonra kullanıcılara her iki program ile deneyimleri hakkında 10 soruluk bir anket uygulandı. BU ve TU program kullanımları maksimum rahatlık seviyesi (MCL), eşik seviyeleri (THR), rate, aktif elektrot sayısı, FS kanal sayısı, implantlı saf ses ortalamaları (SSO), konuşmayı alma eşiği (KAE), konuşmayı ayırt etme skoru (KAS) ve memnuniyet açısından değerlendirildi. BU ve TU ile elde edilen MCL ve THR seviyelerinde anlamlı bir farklılık olmadığı gözlemlendi. TU kullanımı sırasında aktif FS kanalı sayısının ($p=0,005$) ve rate değerlerinin ($p=0,030$) anlamlı olarak yüksek olduğu gözlemlendi. Her iki uyarım şekli kullanımı sırasında aktif elektrot sayıları arasında anlamlı bir farklılık gözlemlenmedi. BU ve TU ile elde edilen MCL ve THR seviyeleri arasında her bir uyarım şekli için pozitif yönde anlamlı ilişki elde edildi. TU ile elde edilen SSO ($p=0,006$) anlamlı olarak daha düşük, KAE ($p=0,001$) anlamlı olarak daha düşük ve KAS ($p=0,001$) anlamlı olarak daha yüksek elde edildi. Anket sonuçlarına göre kullanıcıların TU programı ile BU programına göre ses yüksekliğinden daha memnun oldukları, daha az rahatsızlık hissettikleri, bir kişi veya birkaç kişinin bulunduğu ortamlarda konuşmaları daha iyi anlayabildikleri ve genel olarak daha memnun oldukları bir program elde ettikleri anlaşıldı.

Anahtar kelimeler: Bifazik uyarım, fasiyal sinir uyarımı, fitting, koklear implant, trifazik uyarım

2. ABSTRACT

INVESTIGATION OF PROGRAMMING WITH TRIPHASIC STIMULATION IN COCHLEAR IMPLANT USERS WITH FACIAL NERVE STIMULATION (FNS)

The aim of this study was to evaluate user satisfaction and to determine the differences obtained when triphasic (TS) and biphasic stimulation (BS) used to prevent facial nerve stimulation (FNS) during cochlear implant fitting. The study group comprised of 18 MED-EL cochlear implant users (10 men and 8 women). Total of 23 ears were investigated. Speech processor programming with BS and TS and audiological evaluations (aided free field, SRT and SDS) were performed on the same day. After 15 days of experiencing both programs, a 10 question survey was conducted. Maximum comfortable level (MCL), threshold (THR), rate, number of active electrode, number of FS channel, aided pure tone average (PTA), speech recognition threshold (SRT), speech discrimination score (SDS) and usage satisfaction were evaluated for BS and TS programs. There was no significant difference in MCL and THR levels between the two programs. It was observed that the number of active FS channels ($p=0,005$) and the rate values ($p=0,030$) were significantly higher during the use of TS. No significant difference was observed between the active electrode numbers during the use of both stimulation methods. The correlation between the MCL and the THR showed a positive relationship in both programs. PTA ($p=0.006$) and SRT ($p=0.001$) values were significantly lower and SDS ($p=0.001$) value was significantly higher with TS program. According to the results of the survey, the users were more satisfied with the loudness and speech perception and felt less discomfort with TS programs. In general, they were more satisfied with TS program compared to BS program.

Key words: Biphasic stimulation, cochlear implant, facial nerve stimulation, fitting, triphasic stimulation

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Doğuştan gelen ve en yaygın olarak görülen duyuşal bozukluk olan işitme kaybı, bireyin iletişim kurma yeteneğini önemli ölçüde engelleyebilir ve dolayısıyla eğitimşel ve psikososyal gelişimini olumsuz yönde etkileyebilir. Neyse ki, günümüzde yaygın olarak uygulanan yenidoğan işitme taraması sayesinde, işitme kaybı genellikle yaşamın çok erken dönemlerinde tespit edilebiliyor. Doğuştan işitme kaybının ilk üç ayda belirlenerek erken tanılanması ve erken rehabilitasyonu ile çocukların konuşma ve lisan becerilerinin; duyuşal, sosyal ve bilişşel gelişimlerinin daha başarılı olduğu bilinmektedir (1, 2).

Koklear implantlar, ileri ve çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybı olan ve/veya konuşma ayırt etme skorları düşük olan yetişkinlerin ve çocukların işitme rehabilitasyonu için kullanılan ve cerrahi olarak yerleşştirilen cihazlardır. Genellikle kullanıcılar koklear implanttan yeteri kadar fayda görebilse de bazı kısıtlamalar sebebiyle kimi kullanıcının koklear implanttan gördüğü fayda sınırlı olabilir. Fasiyal sinir uyarımı (FSU) koklear implantasyon sonrası en sık görülen, koklear implanttan görülen faydanın kısıtlanmasına neden olabilen ve en çok bilinen komplikasyonlardan biridir. Otokleroz, kafa travması, menenjit ve temporal kemik kırıkları FSU oluşumunu etkileyen faktörler arasındadır. İlk açılış ayarı sırasında ya da sonraki kontrol ayarları sırasında FSU görülebilir. Bazı koklear implant kullanıcılarında görülen FSU, elektriksel uyarımla beraber istem dışı ortaya çıkan ve çoğu zamanda rahatsız edici olan bir durumdur. Genellikle göz, dudak, burun ve alın bölgesi ve çevresinde atımlar / seğırmeler şeklinde görülebilir. Görülen semptomlar çok hafif olabildiğı gibi çok ciddi fasiyal spazmlar da görülebilir. Koklear implant kullanıcılarında FSU görölme olasılığı %1 - %15 arasında ve ortalama %6,5'tir (3, 4, 5, 6, 7, 8).

Koklear implant kullanıcılarının ayarları genellikle standart bir protokol takip edilerek yapılır. Konuşma dilinin gelişebilmesi, insan seslerinin algılanabilmesi ve ayırt edilebilmesi mümkün hale gelebilecek düzeyleri elde edebilmek için koklear implant programlaması her kullanıcıya özel bir şekilde gerçekleştirilmelidir. Bununla birlikte, koklear implant kullanıcılarının belli bir yüzdesinde, bazı nedenlerden dolayı, yeterli uyarım seviyelerine ulaşmak mümkün

olmayabilir. Bu nedenle hedeflenen işitme seviyelerine ulaşamayabilir. Bu kullanıcıların ayarları sırasında odyolog, kullanıcının optimum seviyelerde bir işitme erişimine sahip olabilmesi için bazı parametre değişiklikleri uygulaması gerekebilir (9).

Genellikle ses işlemcisi ayarı sırasında yapılan bazı parametre değişiklikleri ile FSU giderilebilir. FSU'dan etkilenen elektrotları kapatma, uyarım süresini uzatma veya MCL seviyelerini düşürme uygulanan değişikliklerden bazılarıdır. Fakat parametre değişikliklerinin yeterli olmadığı durumlarda Trifazik uyarım kullanılarak FSU önlenmeye çalışılır (10, 11, 12).

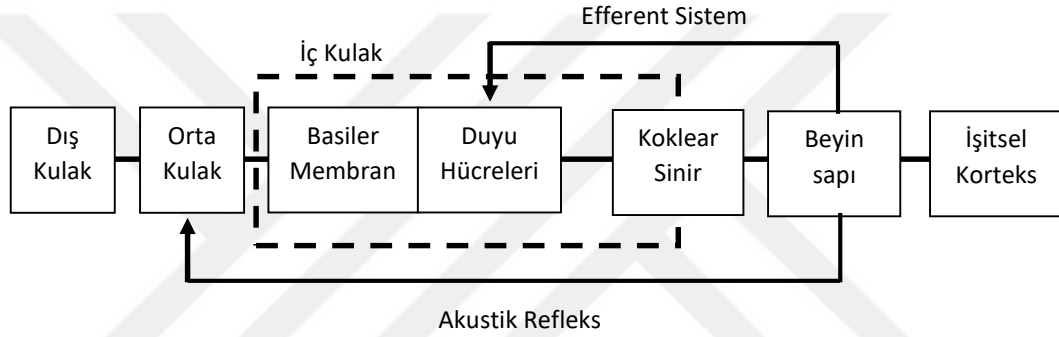
Koklear implant ayarında en yaygın olarak kullanılan uyarım şekli Bifazik Uyarım (BU) şeklindedir. BU uyarım, bir pozitif yüklü ve bir negatif yüklü iki zıt polariteden meydana gelir. BU kullanımı sırasında bazı parametre değişiklikleri yapılarak FSU önüne geçilerek, kullanıcının koklear implantından yeteri kadar fayda görmesi sağlanabilir. Fakat bazı durumlarda parametre değişiklikleri de kullanıcıya optimum düzeyde bir işitme ve rahat bir kullanım sağlamayabilir. Bu durumda, farklı bir uyarım şekli olan Trifazik Uyarım (TU) ile ayar yapılabilmektedir. TU uyarım, negatif yüklü iki fazdan ve bunlara zıt pozitif polaritede bir fazdan meydana gelir (12, 13)

Bu çalışmanın amacı, koklear implant programlaması sırasında ortaya çıkan fasiyal sinir uyarımının Trifazik uyarım (TU) ve Bifazik uyarımlar (BU) kullanıldığında ortaya çıkan farklılıkları inceleyerek kullanıcı memnuniyetini değerlendirmektir.

4. GENEL BİLGİLER

İşitme sistemi, santral ve periferik işitme sistemi olmak üzere iki ana bölümden oluşmaktadır. Dışarıdan gelen ses dalgalarının beyne ulaşarak ses olarak algılanabilmesini sağlayan işitme sistemi dört farklı anatomik yapıdan oluşmaktadır (14):

- Uyarıyı reseptörlere taşıyan yapılar
- Reseptörler
- İşitme siniri
- Santral işitsel sinir sistemi



Şekil 4.1. İşitme sisteminin şematik görüntüsü (15)'den modifiye edilmiştir.

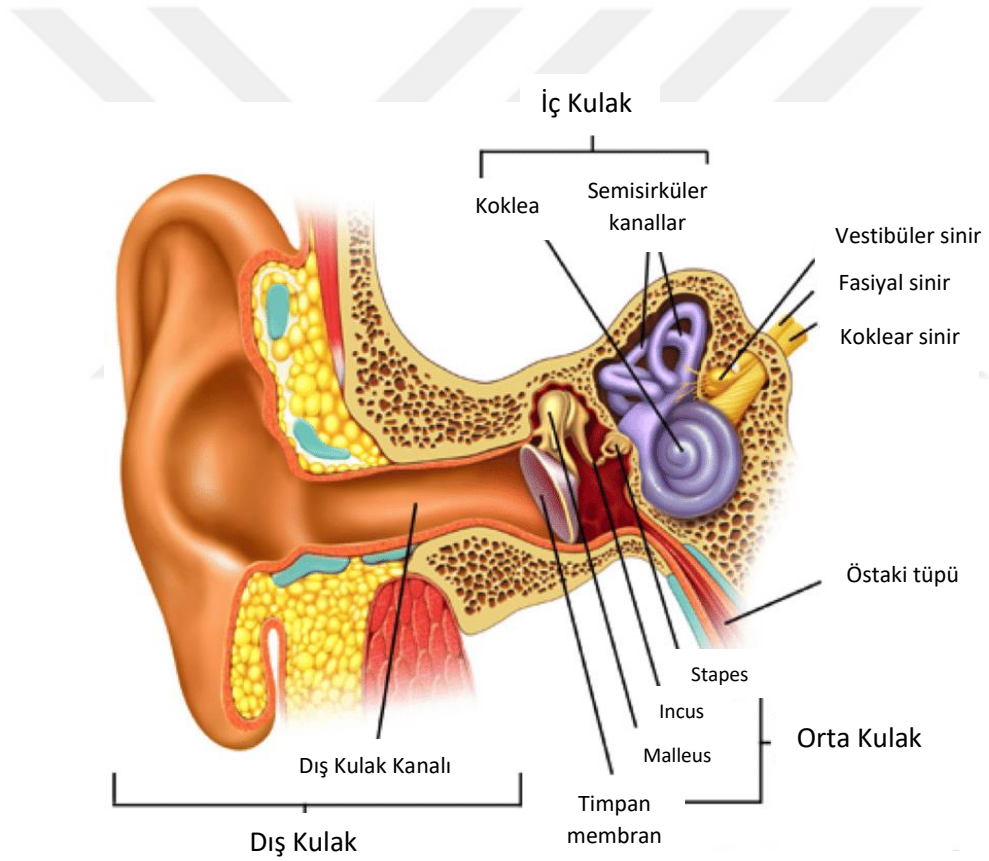
Sesin algılanabilmesi için işitme sisteminin ses enerjisini algılaması ve bu akustik sinyalleri sinir sisteminde kullanılabilmesi için elektrokimyasal sinyallere dönüştürmesi gerekir. Dış kulağa ulaşan bir ses dalgasının beyinde işitsel olarak algılanması için gerçekleşen işlemler Şekil 4.1.'de gösterilmektedir. İşitme sisteminin iki özelliği vardır: sesi işleme ve işitmeyi koruma. İşitme sisteminde sesin işlenmesi, bir ses dalgasının kişinin başına ulaşmasıyla başlar. Ses işleminin ilk iki ana elemanı dış ve orta kulaktır. Bu iki bölüm gelen sesin şiddetindeki, frekansındaki ve yönündeki değişikliklere duyarlı olan kompleks bir mekanik sistem oluşturur. Akustik dalga kulak zarına ulaştıktan sonra akustik enerji mekanik enerjiye dönüşerek orta kulak boyunca ilerler. Orta kulak ve iç kulağın birleşim yerinde, stapesin mekanik enerjisi iç kulakta bulunan sıvının hareketine dönüşür ve böylelikle basiler membranın titreşimini sağlar. Basiler membran hareketi Corti organında elektrokimyasal işlemlere sebep olur ve membran üzerinde bulunan tüylü hücreler tarafından elektriksel atımlar oluşturur. Tüylü hücrelerin oluşturduğu elektriksel atımlar işitme sinirinin girdilerini etkiler ve sinir ağları

boyunca aktarılarak beynin işitsel korteksine ulaşır. Sonuç olarak, dışarıdan kulağa ulaşan ses dalgası elektriksel atımlar olarak işitsel kortekse ulaşır ve anlamlı algılar haline gelir (15).

4.1. Periferik İşitme Sistemi

Periferik işitme sistemi üç ana bölümden meydana gelir (Şekil 4.1.1.).

- Dış Kulak
- Orta Kulak
- İç Kulak



Şekil 4.1.1. Periferik işitme sistemi anatomisi (16)'dan modifiye edilmiştir.

4.1.1. Dış kulak

Dış kulak kulağa erişen sesleri yükselterek dış kulak yolundan timpanik membrana ulaştırır. Dış kulak, kulak kepçesi, dış kulak yolu (DKY) ve timpanik membrandan meydana gelir. Kulak kepçesinin iç kısmında oluşan konkadan sonra DKY başlar. Yetişkinlerde DKY yaklaşık 2,5 cm uzunluğunda ve S şeklindedir (17). Dış kısmı (1/3) kıkırdaktan ve iç kısmı (2/3) kemikten oluşur. Timpanik membranın lateral kısmında DKY sona erer. Timpanik membran, temporal kemiğin sulcus timpanikusu içinde yer alır ve iki kısımdan oluşur. Gergin ve ses dalgaları ile titreşen kısmı pars tensa, gevşek kısmı ise pars flaccida olarak adlandırılır. Timpanik membranın medial kısmından itibaren kulağın bir diğer bölümü olan orta kulak başlar (18).

4.1.2. Orta kulak

Timpanik membran ile iç kulak arasında kalan bölge orta kulaktır. En önemli görevi ses dalgalarının oluşturduğu akustik enerjiyi mekanik enerjiye dönüştürerek bu enerjinin iç kulağa iletilmesini sağlamaktır. Orta kulak ile dış ortam arasında bir bağlantı sağlayan Tuba Eustachii sayesinde orta kulak basıncı dengesi korunur. Orta kulakta üç adet küçük kemikçik bulunmaktadır (Şekil 4.1.2.1.). Timpanik membran ile bağlantılı olan malleus, iç kulak ile bağlantı sağlayan stapes ve bu iki kemikçiğin arasında bulunan ise incus olarak isimlendirilir. Orta kulakta iki tane kas bulunmaktadır. Tensör timpani, malleusun uzun kolunu içe ve arkaya doğru çekerek timpanik membranın sabit kalmasını sağlar ve trigeminusun mandibular dalı tarafından uyarımı sağlanır. Stapedius kası, stapes kemiğini arkaya doğru çekerek tabanı sabit tutar ve bu şekilde iç kulağı yüksek şiddetteki ani seslere karşı korur (18, 19).

4.1.3. İç kulak

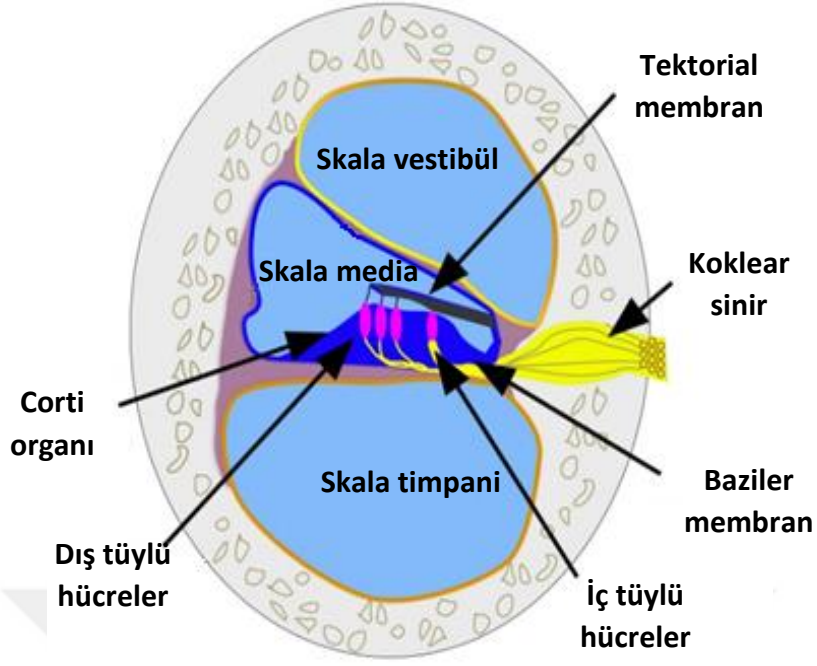
İç kulak, koklea ve vestibüler sistem yapılarından oluşmaktadır. Kemik labirent, ve membranöz labirentten oluşan iç kulağın, kemik labirenti vestibül, semisirküler kanallar ve kemik koklear kanaldan oluşur (21).

Koklea, $2\frac{3}{4}$ dönüşlü, 1 cm genişliğinde ve 5 mm yüksekliğinde içi sıvı dolu tüp şeklinde bir organdır. İçi sıvı dolu tüp üç bölümden veya skaladan oluşur. Bu üç skala, kokleanın merkezi olan ve işitme siniri ile birçok damarın bulunduğu modiulusun etrafında dolanır. Skala media ve skala vestibüli birbirinden Reissner membran ayırırken, skala media ile skala timpani'yi basiler membran ayırır. Basiler membran üzerinde içerisinde reseptör hücreleri barındıran Corti organı bulunur. Kokleanın spiral şekilde olması uzun basiler membranın (35 mm) ve Corti organının daha küçük bir boyutta yer kaplamasını sağlar (14, 20).

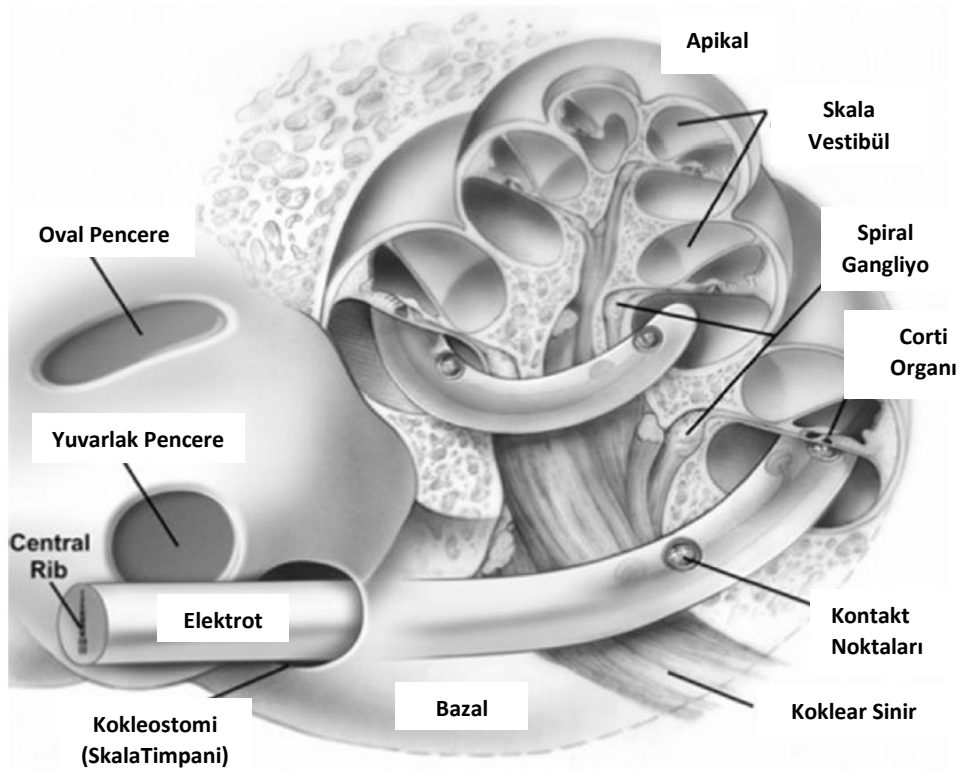
Skala vestibüli ve skala timpani sodyum oranı yüksek ve potasyum oranı düşük olan perilenf sıvısı ile doludur. Skala media ise potasyum oranı yüksek ve sodyum oranı düşük olan endolenf sıvısı ile doludur. Endolenf, stria vaskülaris'te sentezlenip salgılanır. Endolenf ve perilenf sıvıları birbirlerine karışmaz ve ayrı bölümlerde bulunurlar (20).

Corti organı, skala media'da bulunur ve içerisinde tüylü hücreler ile destek hücrelerini barındırır (Şekil 4.1.3.1.). Corti organında 16000 civarı tüylü hücre bulunur. Tüylü hücrelerin çoğunluğunu (%80) dış tüylü hücreler ve kalan kısmını (%20) iç tüylü hücreler oluşturur. Corti organı, basiler membranın üzerinde bulunur ve üzerinde tektorial membran bulunur. Skala media boyunca her iki membran da ilerleyen dalgalara karşı hareket eder (20, 22).

Koklear implantasyon ameliyatlarında, elektrot dizisi genellikle yuvarlak pencereden geçilerek skala timpaniye yerleştirilir. Diğer yerleşim şekilleri ise skala vestibüli yerleşimi veya kokleostomi yerleşimidir (23, 24). Şekil 4.1.3.2'de elektrot yerleşim yerleri gösterilmektedir.



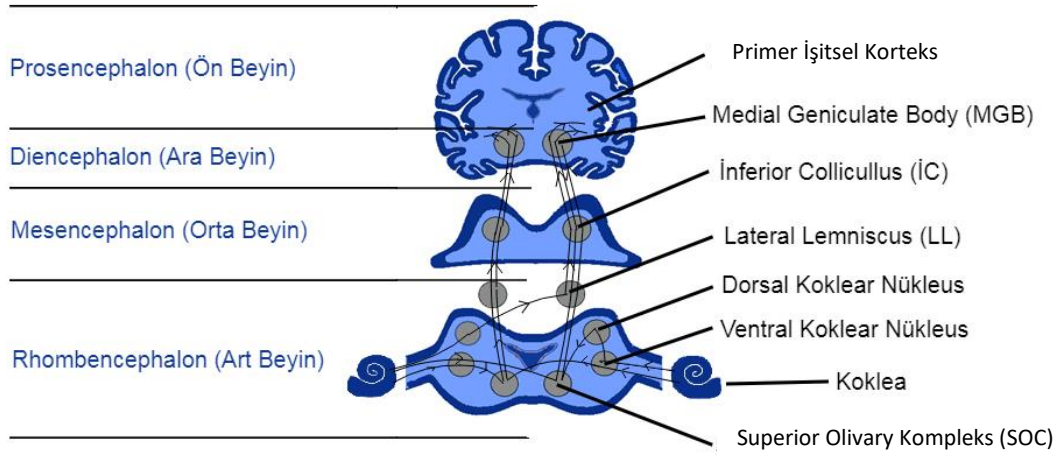
Şekil 4.1.3.1. İç kulak ve Corti organı (25)'den modifiye edilmiştir.



Şekil 4.1.3.2. Elektrot yerleşim yerleri (26)'dan modifiye edilmiştir.

4.2. Santral İşitme Sistemi

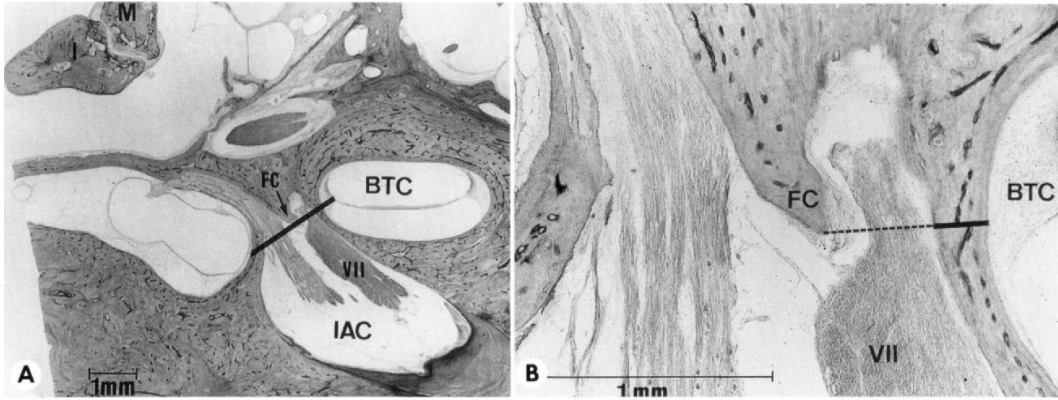
Sekizinci kranial sinir olan vestibülokoklear sinirin iki ana dalı vardır. Vestibüler sinir, utrikul, sakkul ve yarım daire kanallarından gelen sinyallerle ilgilenirken, koklear sinir kokleadan gelen sinyallerle ilgilenir. Koklear sinir, koklear nukleus ve alakalı beyinsapı nuklusları ile Corti organı arasındaki bağlantıyı sağlar. Internal akustik kanal boyunca fasiyal sinirin inferiorunda ilerler. Kanalin posteriorunda bulunan vestibüler sinirin inferior ve superior dallarına çok yakın konumda bulunur. Corti organından sonraki santral işitsel yollar koklear nukleuslar, superior olivary kompleks, lateral lemniscus, inferior colliculus, medial geniculate body ve işitsel korteksten oluşur (Şekil 4.2.1.) (27).



Şekil 4.2.1. Santral işitsel yollar (28)'den modifiye edilmiştir.

4.3. Fasiyal Sinir

Fasiyal sinir (FS), kraniyal sinirlerin yedinci (VII) kafa çiftidir. Duyusal, parasempatik ve motor dalları olan karışık bir sinirdir. Yüz mimiklerini kontrol eden yüz kaslarını uyarır ve dilin ön 2/3'ünde tat duyusunu sağlar. Fasiyal sinir anatomik olarak karmaşıktır ve onu içerebilen birçok patoloji görülebilmektedir. Ameliyat ile tedavi edilebilen durumlarda, lezyonlar fasiyal sinirden kaynaklanabilir veya onu içerecek şekilde görülebilir. Semptomların dikkatli analizi, ameliyat öncesi bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) değerlendirmesi, tanı koymak ve en iyi cerrahi yaklaşımı planlamak için çok önemlidir. Koklar implantasyon ameliyatı öncesi BT ve MRG değerlendirmesi, fasiyal sinirin geçtiği konumları incelemek adına kullanılmaktadır. Bu durum, ameliyat sırasında fasiyal sinire verilebilecek zararın önüne geçilmesine yardımcı olmaktadır. Fasiyal sinirin labirent kısmı orta kraniyal fossa tabanının hemen altında, kokleanın bazal turuna yakın bir seyir eğilimindedir. Labirent kısım ve kokleanın bazal turu arasındaki mesafe 0.06 - 0.80 mm arasında değişmektedir (29, 30).



Şekil 4.3.1. Fasiyal sinir labirent kısım (VII) ve kokleanın bazal turu (BTC) arasındaki mesafe (29).

4.4. İşitme Kaybı Tipleri

Ortaya çıktığı bölgeye göre üç farklı işitme kaybı vardır. Bunlar; iletim tipi işitme kaybı (İTİK), sensörinöral işitme kaybı (SNİK) ve bu iki işitme kaybının aynı kulakta görüldüğü mikst tip işitme kaybıdır (31).

4.4.1. Sensörinöral işitme kaybı (SNİK)

SNİK, iç kulakta (koklea) veya iç kulaktan beyne giden sinir yollarında oluşan bir bozukluk sonucu ortaya çıkar. Genellikle, SNİK medikal veya cerrahi yollarla tedavi edilemez. Kalıcı işitme kaybının en yaygın tipidir. Tüm işitme kayıplarının %90'ını SNİK oluşturmaktadır. 65 yaş üstü kişilerin %23'ünde görülmektedir (32). SNİK, düşük şiddetteki seslerde işitmeyi zorlaştırır. Sesler işitilebilecek yükseklikte bile olsa, sesler anlaşılması zor veya boğuk gelebilir. SNİK'in ortaya çıkmasına sebep olan bazı nedenler (31):

- Ototoksisite
- Genetik veya kalıtsal
- Yaşlanma
- Baş travması
- İç kulak malformasyonları
- Yüksek sese maruz kalma

Çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybı olan ve işitme cihazından yeteri kadar fayda göremeyen kişiler, uygulanan koklear implantasyon ameliyatları sayesinde işitmelerini geri kazanabilmektedirler (33).

4.5. İşitme Kaybının Derecelendirilmesi

İşitme kaybının derecesi, işitme kaybının şiddetini gösterir. Her bir kulağın saf ses ortalaması (500, 1000, 2000 ve 4000 Hz işitme eşiklerinin ortalaması) işitme kaybı derecesini sınıflandırmak için kullanılır (34).

Tablo 4.5.1. İşitme kaybı derecelendirmesi (35)

İşitme Kaybı Derecesi	İşitme Kaybı Aralığı (dBHL)
Normal	-10 – 15
Çok hafif	16 – 25
Hafif	26 – 40
Orta	41 – 55
Orta – İleri	56 – 70
İleri	71 – 90
Çok ileri	91 +

4.6. İşitme Kaybının Çocuklar Üzerinde Etkileri

Konuşma ve dil gelişiminde, iletişimde ve öğrenmede işitmenin önemi büyüktür. İşitme kaybı veya işitsel işleme bozukluğu nedeniyle dinleme güçlüğü çeken çocuklar gelişimsel gecikme riski altındadır. Hayatının erken dönemlerinde işitme kaybı başlayan bir çocuğun gelişimi ciddi bir şekilde etkilenebilir. Aynı şekilde, problem ne kadar erken tespit edilir ve tedavisine erken başlanırsa, görülecek etkilerin ciddiyeti azalır.

İşitme kaybının çocuklar üzerinde dört önemli etkisi vardır (36):

- Alıcı ve ifade edici iletişim becerilerinin (konuşma ve dil) gelişiminde gecikmeye sebep olur.
- Dil eksikliği, öğrenme problemlerine ve bunun sonucu olarak akademik başarının düşmesine sebep olur.

- İletişimde yaşanan zorluklar, çoğu zaman sosyal izolasyona ve öz saygının zayıflamasına sebep olur.
- Meslek seçimini de etkileyebilir.

4.6.1 Kelime hazinesi

İşitme kaybı olan çocuklarda kelime hazinesi çok yavaş gelişir. İşitme kayıplı çocuklar somut kelimeleri (kedi, zıpla, beş ve kırmızı) soyut kelimelere (önce, sonra, eşit ve kıskanç) göre daha çabuk öğrenirler. Normal işiten ve işitme kayıplı çocuklar arasındaki kelime hazinesi farkı yaş ilerledikçe daha da büyür. İşitme kayıplı çocukların bu farkı herhangi bir müdahale veya tedavi olmadan kapatamazlar. İşitme kayıplı çocuklar birden fazla anlamı olan kelimeleri anlamakta zorluk çekerler. Örneğin, ‘al’, ‘pazar’ ve ‘yaz’ kelimeleri birden fazla anlam içermektedir (36).

4.6.2. Cümle yapısı ve konuşma

İşitme kayıplı çocuklar, normal işiten çocuklara göre daha kısa ve basit cümleler kurarlar. Genellikle karmaşık cümleleri yazmakta zorluk çekerler. İşitme kayıplı çocuklar genellikle sert ünsüz (s, ş, f, t, k) seslerini işitemezler ve bu sebeple konuşmalarına ekleyemezler. Bu sesleri anlamakta da zorluk çekebilirler. İşitme kayıplı çocuklar, konuşurken kendi sesleri işitemeyebilirler. Çok yüksek sesle veya çok sessiz konuşabilirler. Çok ince sesle konuşabilirler. Seslerin vurgusunda, ton değişikliğinde ve konuşma hızındaki eksiklik sebebiyle konuşurken mırıldanıyorlarmış gibi gelebilir. İşitme kayıplıların konuşma ve ses karakteristikleri normal işiten bireylere göre farklılık gösterir. Konjenital veya prelingual işitme kaybı işitme kayıplıların konuşma anlaşılabilirliğini düşürür ve konuşma üretimi ile tonasyonu bozar (36, 37).

4.6.3. Akademik başarı ve sosyal ortam

İşitme kayıplı çocuklar, akademik olarak her alanda özellikle okuma ve matematiksel becerilerde zorluk yaşayabilirler. Hafif ve orta dereceye kadar işitme kaybı olan çocuklar, işitme kayıplarına uygun bir tedavi görmedikleri sürece normal işiten yaşlılarına göre 1-4 sınıf daha düşük seviyede kalabilirler. İleri ve çok ileri derecede işitme kayıplı çocuklar işitme kayıplarına uygun bir tedavi görmedikleri sürece genellikle 3-4 sınıf seviyesinin üzerinde bir akademik başarı sağlayamazlar. Normal işitmesi olan çocuklar ile işitme kayıplı çocukların akademik başarıları arasındaki fark sınıf düzeyleri arttıkça açılır. Çocukların akademik başarı düzeyi ailenin desteği ve çocuğun aldığı destek hizmetlerinin miktarı, kalitesi ve zamanına bağlı olarak etkilenir. İşitme kayıplı çocuklar, genellikle yalnız, arkadaşlık kuramayan ve okulda mutsuz olduklarını söylerler. Kendileri gibi işitme kayıplı olan çocuklarla sosyalleşme ortamlarının kısıtlı olmasının da bu duruma etkisi vardır (36).

4.7. İşitme Kaybına Erken Müdahale

Çocuklarda işitme kaybı hafif derecede olsa bile konuşma, dil ve akademik problemlerle karşı karşıya kalabilirler. Güçlü aile desteği ile beraber erken dönemde ve yüksek düzeyde bir müdahale programı işitme kayıplı çocukların konuşma ve dil gelişiminde olumlu sonuçların elde edilme şansını artırır. Eğitim desteği, işitme cihazı veya koklear implantasyon gibi uygun bir erken müdahale işitme kayıplı çocuğun dil ve akademik başarı alanlarında performanslarının gelişmesine yardımcı olur (37). İşitme kaybına müdahalede birçok farklı disiplinden uzmanların bulunduğu takımın bir parçası olan odyolog işitme kayıplı çocuğu değerlendirerek ona en uygun odyolojik müdahale programını belirler. Dil ve konuşma terapisti ise konuşma, dil ve iletişim becerileri hakkında aileyi bilgilendirir ve işitme kayıplı çocuk ile beraber çalışır (36).

4.8. Koklear İmplantlar

Çok ileri derece işitme kaybı, bireyin düzgün bir şekilde iletişim kurmasını ve zihinsel gelişimini etkileyen bir bozukluktur. Bu sebeple işitme kaybı olan bireylerin yaşam tarzları ve kişilik gelişimleri işitme kayıpları sebebiyle önemli derecede etkilenir. Geleneksel işitme cihazları çevreden gelen sesleri amplifiye ederek sesleri kulağa aktaran cihazlardır. Birçok işitme kaybının tedavisinde fayda sağlasa da işitme bozukluğunun derecesine bağlı olarak gösterebildiği faydalar sınırlı olabilir (38).

Koklear implantlar, çok ileri derecede SNİK olan ve/veya düşük konuşmayı ayırt etme skoru olan ve geleneksel işitme cihazından yeteri kadar fayda göremeyen yetişkinlerin veya çocukların işitsel rehabilitasyonları için cerrahi olarak yerleştirilen cihazlardır. SUT'a göre koklear implantasyon uygulaması için aranan bazı odyolojik kriterler şunlardır (39):

- En az 3 ay süre ile binaural işitme cihazı kullanımından fayda görülmemesi
- 2 yaş üstü çocuklarda ve erişkinlerde bilateral 500, 1000, 2000 ve 4000 Hz'lerdeki SSO'nun 80'dB HL den daha kötü olması veya bir kulakta 70 dB HL ve daha kötü, karşı kulakta 90 dB HL ve daha kötü KAS'ın %30 altında olması
- 2 yaş ve altı çocuklarda bilateral 90 dB HL'den daha fazla SNİK olması

Erken yaşta koklear implant ameliyatı olan ileri ve çok ileri derecede işitme kayıplı çocuklar yaşlarına uygun konuşma dili gelişimi sağlayabilirler. Postlingual işitme kayıplı koklear implantlı yetişkinler genellikle çok iyi bir açık uçlu cümle algısı elde edebilir ve telefonla konuşabilirler. İşitsel nöropati spektrum bozukluğu gibi işitme siniri patolojileri olan kişiler için de koklear implant uygulaması faydalı olabilir (40, 41).

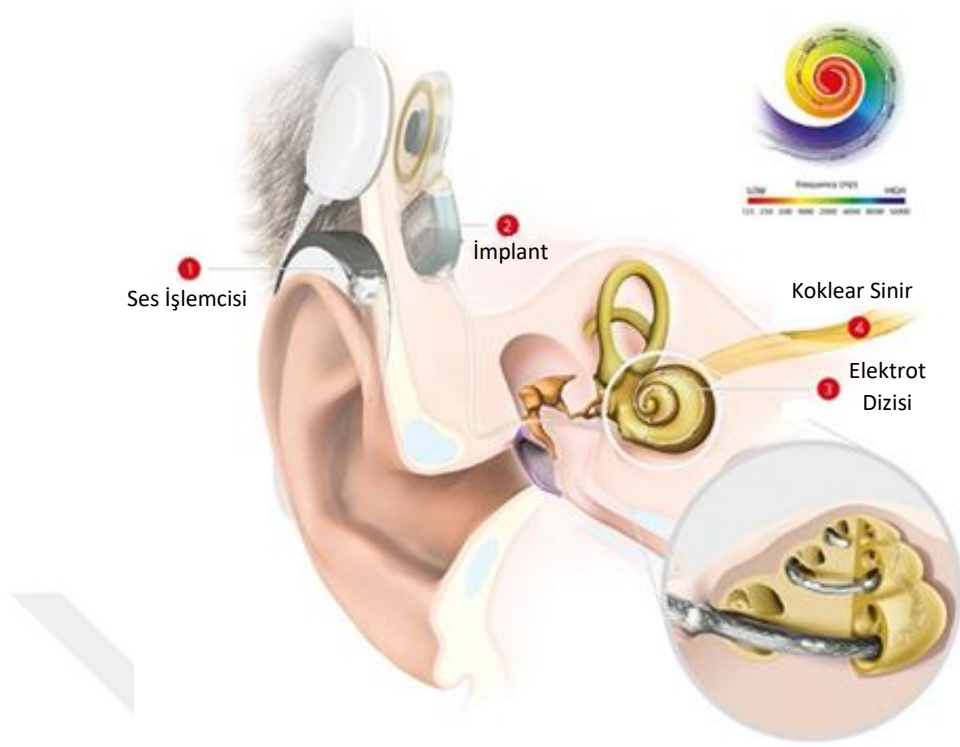
4.8.1. Koklear implant tarihçesi

İşitme rehabilitasyonuna ilk girişimler 1950'lerin sonunda Djourno ve Eyries tarafından Paris'te yapılmıştır. Sonraki yıllarda, KBB cerrahları ve mühendislerden oluşan diğer öncü ekipler işitme sinirini intranöral, intrakoklear ve ekstrakoklear elektrot sistemleriyle elektriksel olarak uyarabilen farklı sistemler geliştirmiştir (42). En büyük gelişmelerden biri 1960 yıllarında Dr. William House ve Jack Urban tarafından gerçekleştirilmiştir. İşitme sinirini uyarabilen ilk implante edilebilir cihazı geliştirerek koklear implantların klinik olarak kullanılabileceği gerçeğini ortaya çıkarmışlardır. 1970'in sonlarında Avustralya'da Graeme Clark ilk çok kanallı koklear implantı geliştirmiştir. Bu şekilde, tek kanallı cihaza göre daha iyi bir spektral algı ve konuşma anlama becerisi sağlanmıştır. 1985 yılında FDA, ABD'de kullanılmak üzere ilk çok kanallı koklear implantın kullanımına izin vermiştir. Son yıllarda yaşanan gelişmeler (cerrahi teknikler, elektrot tasarımları ve gelişmiş konuşma işleme stratejileri) koklear implant kullanıcılarının cihazlarından daha fazla fayda görmesini sağlamıştır. Günümüzde FDA onaylı üç tane koklear implant üreticisi firma bulunmaktadır. Bunlar; Advanced Bionics Corporation (Valencia, CA, USA), Cochlear Corporation (Lane Cove, Australia) ve MED-EL GmbH (Innsbruck, Austria) (3).

4.8.2. Koklear implant teknolojisi

Koklear implant sistemi temel olarak bir iç ve bir dış parçadan oluşur. Donanımsal özellikleri üreticiden üreticiye değişiklik gösterse de koklear implant cihazlarının bazı temel bileşenleri benzerlik gösterir. Bunlar (Şekil 4.8.2.1.);

- Dışarıda bulunan bir ses işlemcisi
- Elektromanyetik radyo frekanslarını (RF) aktaran bir bobin
- İçeride bulunan bir alıcı bobin
- İçeride bulunan elektrot dizisine bağlı bir stimülatör
- İmplant kullanıcısının ses işlemcisini klinisyenin programlama bilgisayarına bağlaması için kullanılan bir ara yüz cihazı



Şekil 4.8.2.1. Koklear implant sistemi bileşenleri (43)'den modifiye edilmiştir.

Koklear implant sistemlerinin temel çalışma prensipleri de tüm üretici firmalarda benzerlik göstermektedir. Dışarıda bulunan ses işlemcisinin mikrofonu kullanıcının bulunduğu ortamdaki akustik sinyallerini alır ve bu sinyalleri elektriksel sinyallere dönüştürür. Bu elektriksel sinyaller sinyal - gürültü oranını yükseltilebilmesi için ön amplifikatöre gönderilir. Ön amplifikatör, girdi sinyalinin yüksek frekans bileşenlerinin yükseltilmesini sağlar. Çünkü 's' gibi yüksek frekanslı fonemlerin şiddeti daha düşük ve maskeleyemeye karşı daha duyarlıdır. Daha sonra, sinyaller dış ses işlemcisinin gelişmiş dijital sinyal işlemcisi (Sİ) tarafından analiz edilir. Burada sinyal, frekans, şiddet ve zaman açısından sınıflandırılır. Kodlanmış sinyaller, elektriksel sinyallere dönüştürülerek aktarıcı kablo vasıtasıyla RF bobininde gönderilir. RF bobininde elektriksel sinyaller elektromanyetik sinyallere dönüştürülür ve elektromanyetik indüksiyon ile iç alıcı bobine oradan da iç stimülatöre gönderilir. Hem iç hem dış RF bobinlerinin merkezlerinde mıknatıslar bulunmaktadır. Bu şekilde, dış RF bobininin kafa üzerinde yapışık kalmasına ve iç RF bobin ile düzgün bir şekilde iletişim kurulması sağlanır. İç stimülatör içerisinde bulunan Sİ sayesinde elektriksel sinyalleri dijital

kodlara dönüştürür. İşlemci kullanıcının ihtiyaç duyduğu uyarımı belirler ve girdi sinyalinin özelliklerine ve kodlama stratejisine bağlı olarak dijital kodları elektriksel uyarılara dönüştürür. Elektriksel uyarılar elektrot boyunca gönderilerek intrakoklear elektrot kontakları uyarılır. Bu şekilde işitme siniri lifleri uyarılır. İntrakoklear elektrot kontaklarına giden uyarımlar toprak elektrot (referans elektrot olarak da bilinir) görevi gören ekstrakoklear elektrota geri dönerler. Referans elektrot veya toprak elektrotu stimülatörün üzerinde olabileceği gibi ayrı bir elektrot olarak da bulunabilir (44).

4.8.3. Elektrot Tipleri

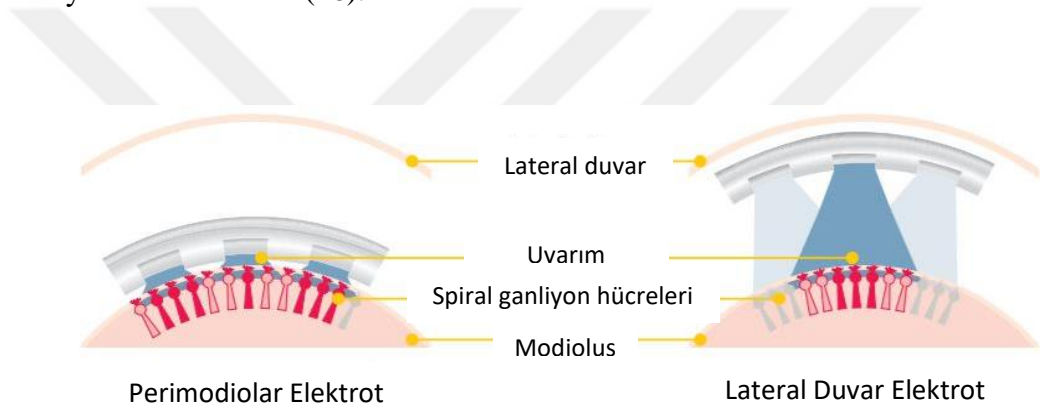


Şekil 4.8.3.1. Farklı referans elektrot tipleri (48)

Kodlama stratejilerindeki yenilikler, konuşma işlemci teknolojilerindeki ilerlemelerin yanı sıra doğru elektrot seçiminin de koklear implant kullanıcılarının performanslarının artmasında önemli bir rolü vardır. İşitmenin korunmasını sağlamak amacıyla son yıllarda koklear implant cerrahlarının ve araştırmacıların travmatik elektrot yerleşimine karşı ilgileri artmıştır (45). Bir koklear implant kullanıcısının koklear implanttan tam olarak fayda sağlayabilmesi için bazı faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Bunlar;

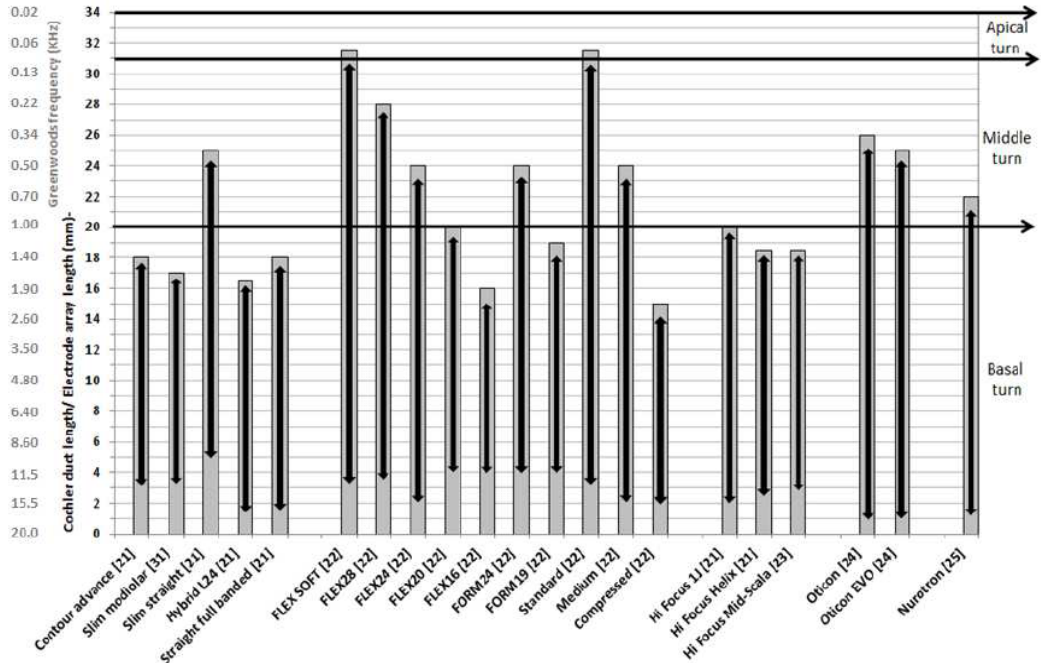
- Elektrot dizisi yerleşim derinliği ve kokleanın tamamını kapsama
- Tonotopik eşleşme
- Atravmatik elektrot yerleşimi ve intrakoklear yapıların korunması için atravmatik yerleşme kuvveti
- Adayın koklear anatomisine uygun olan elektrot dizisi seçimi

Çeşitli koklear implant cihazları ve elektrot tipleri olsa da elektrotlar koklear içindeki konumlarına göre da gruplandırılır: lateral duvar, orta skala ve perimodiolar. Her üç elektrot tipi de hastanın koklear anatomisine bağlı olarak avantajlar sunan farklı tasarım özelliklerine sahiptir. Lateral duvar elektrotları daha fazla uzunluk çeşidine sahiptir, daha yumuşaktır ve perimodiolar elektrotlara kıyasla daha düzdür (46).

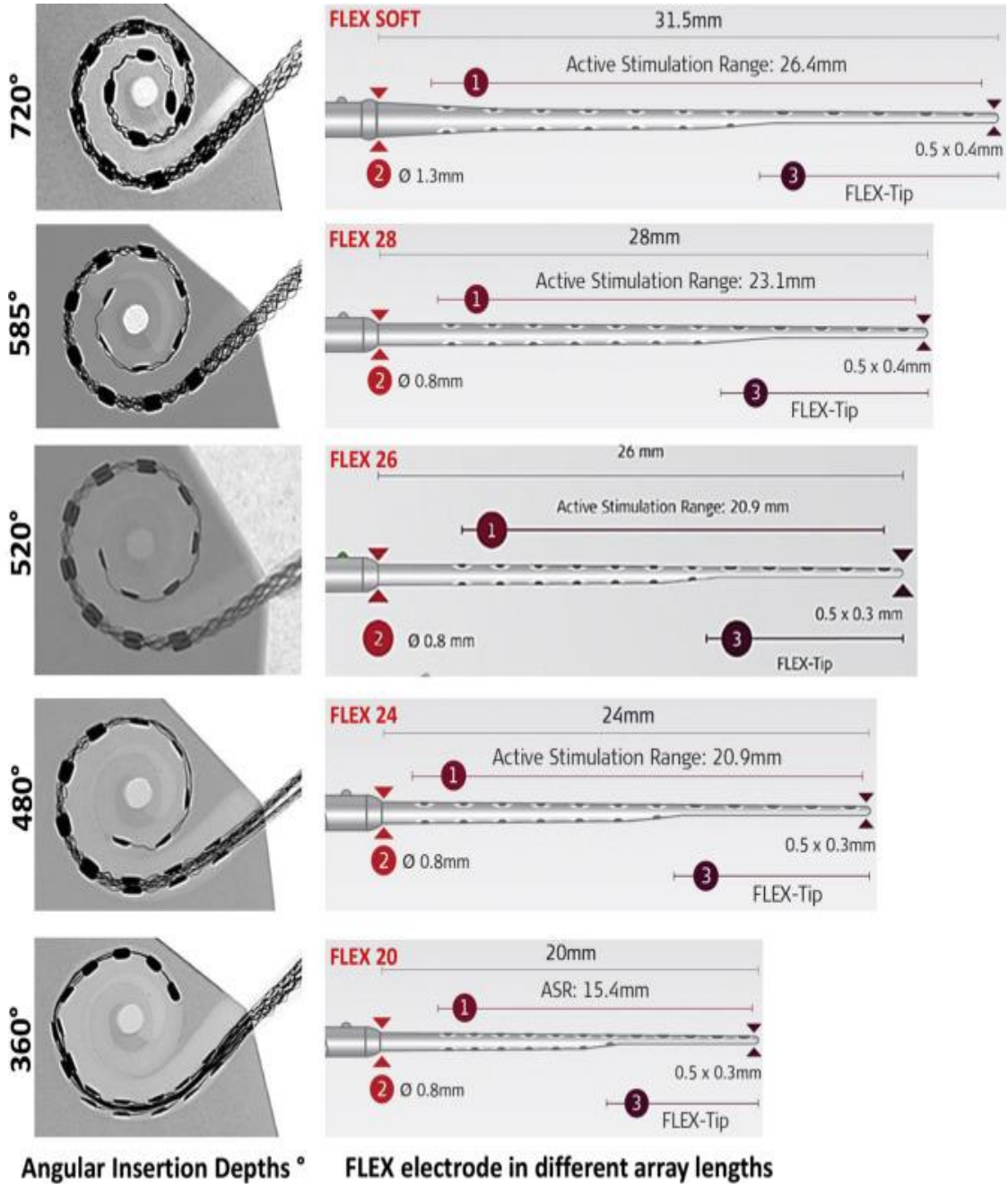


Şekil 4.8.3.2. Perimodiolar elektrot ve lateral duvar elektrot pozisyonu (47)'den modifiye edilmiştir.

Elektrot dizisinin koklea içine yerleştirme derinliği, mevcut koklear kanal uzunluğuna ve elektrot dizisinin uzunluğuna bağlıdır. Elektrot dizisinin koklea içine tam olarak yerleştirilmesi, yuvarlak pencere açıklığının açısı veya koklea anomalileri gibi çeşitli nedenlerden dolayı her zaman mümkün değildir. Asıl amaç, koklea içinde herhangi bir hasara neden olmadan tüm elektrot temas noktalarını koklea içine yerleştirmektir. Elektrot dizisinin tüm temas noktalarını içeren kısmı aktif uyarım uzunluğu olarak adlandırılır ve elektrot ucundan durdurucu (stopper) işaretine kadar ölçülen toplam yerleştirme uzunluğundan farklıdır (49). Şekil 4.8.3.3.' de farklı firmalara göre elektrot uzunlukları gösterilmektedir.



Şekil 4.8.3.3. Farklı firmaların elektrot uzunlukları ve aktif uyarım uzunlukları (49)



Şekil 4.8.3.4. MED-EL FLEX serisi elektrot uzunlukları ve açısıl insersiyon derinlikleri (50)

4.8.4. Koklear implant ayar (fitting) parametreleri

Koklear implant cerrahi olarak yerleştirildikten sonra ses işlemcilerinin ayarları yapılarak kullanıcıların işitmelerini geri/kazanmaları sağlanır. Ameliyat ile ses işlemcisinin ilk ayarı arasındaki geçen sreler farklılık göstermektedir. Genellikle hastaya birkaç haftalık ‘‘iyileşme zamanı’’ verilmektedir. Hastaneler veya klinikler genellikle ses işlemcilerinin ilk ayarlarını 3-4 haftalık bir zaman diliminden sonra yaparlar (42, 51). Ameliyat bölgesinde dem dolayısıyla oluşabilen şişliğin aktarıcı bobin mıknatısının düzgün yapışmasına engel olması, ameliyat sonrası ağrının verdiği rahatsızlık ve ameliyat yarası üzerinde enfeksiyon oluşabilme riski ilk ayar için hastanın ayar öncesi bir süre bekletilmesinin sebeplerinden bazıları arasında gösterilir.

Koklear implant ayarının temel amacı düşük ve yüksek konuşma seslerinin işitilebilirliğini yeniden kazandırmaktır. Koklear implant kullanıcısının ayarları yapılırken dikkat edilen en önemli parametre implanttan işitme sinirine giden uyarıların büyüklükleridir. Normal işiten bir kişi tarafından alçak ses olarak algılanan bir sesin koklear implant kullanıcısı tarafından da alçak ses olarak algılanması gerekir. Aynı şekilde, normal işiten bir kişi tarafından yüksek ses olarak algılanan bir sesin koklear implant kullanıcısı tarafından da yüksek ses olarak algılanması ve onu rahatsız etmemesi gerekir (52).

Tablo 4.8.4.1. Sinyal kodlaması ve koklear implant ayarlamasında kullanılan bazı terimler ve açıklamaları (44)

Terim	Kısa Açıklama
Eşik (T seviyesi, THR)	Her bir elektrot kontağı için kullanıcının fark ettiği en düşük elektriksel girdi seviyesi
st-uyarım seviyesi (C seviyesi, M seviyesi, MCL)	Kullanıcının yüksek olarak algıladığı fakat rahatsız olmadığı elektriksel girdi seviyesi
Amplitüt	Elektriksel uyarımdaki her bir fazın akım amplitütü
Uyarım genişliği	Bir fazın süresi veya uzunluğu (mikrosaniye)
Elektriksel dinamik aralık	Eşik ve st-uyarım seviyesi arasındaki elektriksel fark

Hassasiyet	İşlemci mikrofonunun kazancını ve buna bağlı olarak mikrofonun algıladığı en kısık sesi belirler
Volüm	Kullanıcının kullandığı üst-uyarım seviyesi ayarını ve buna bağlı olarak gelen akustik sinyalin şiddet seviyesini belirler
Kompresyon	Akustik girdileri belirlenmiş elektriksel dinamik aralığa göre kodlar

4.8.4.1. Eşik (THR, T seviyesi)

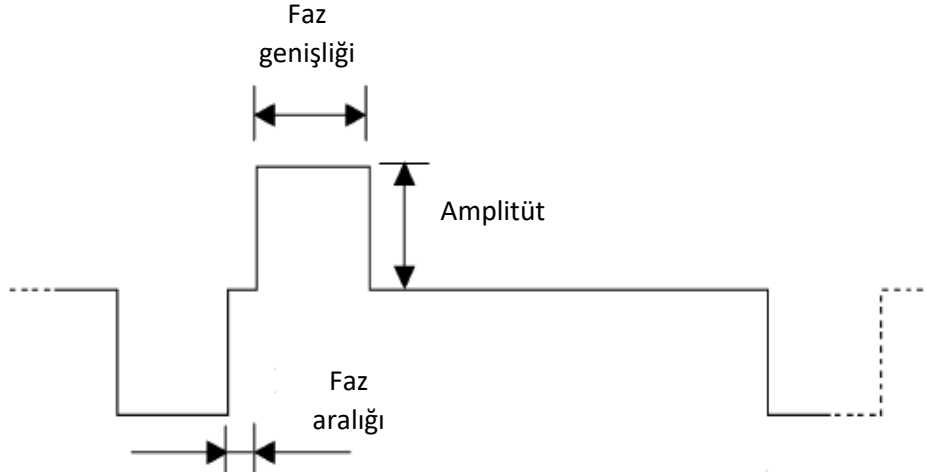
Her bir elektrot kontağı için kullanıcının fark edebildiği en düşük uyarım seviyesi elektriksel uyarım eşiği olarak adlandırılır. Eşik seviyesi markalara göre farklı şekilde isimlendirilmiştir. Advanced Bionics ve Cochlear “T seviyesi” ni kullanırken MED-EL “THR” kısaltmasını kullanmaktadır. Yetişkinlerde ve yaşı büyük olan çocuklarda elektriksel eşiğin ölçülmesi genellikle kolaydır. Genellikle, kullanıcıların gelen sinyal sesini duyduklarında ellerini kaldırmaları, “duydum” demeleri veya kalem gibi bir nesneyi masaya vurmaları istenir. Koklear implant kullanıcıları duydukları bu sinyal sesini genellikle odyometri testinde kullanılan saf sese benzer olarak algılandıklarını söylemektedir. Bazı kullanıcılarda ise bu sinyali cızırtılı veya statik gürültüye benzer bir ses olarak tarif etmektedir. Küçük yaşlardaki koklear implant kullanıcılarının eşik seviyelerini belirlemek zordur. Davranışsal test yöntemleriyle eşikler belirlenemezse, eşik seviyeleri üst-uyarım seviyeleri veya MCL seviyelerinin belirli bir yüzdesi (%10) olarak belirlenebilir. Eşik seviyeleri veya THR seviyeleri konuşma seslerinin algılanabilmesi ve kısık seslerin işitilebilmesini etkiler.

4.8.4.2. Üst uyarım seviyesi (MCL, M seviyesi ve C seviyesi)

Üst uyarım seviyesinin tanımı markalara göre farklılık gösterse de genel olarak kullanıcının yüksek olarak algıladığı fakat rahatsız olmadığı seviye olarak tanımlanır. Markalara göre farklı şekilde isimlendirilmiştir. Advanced Bionics “M seviyesi”, Cochlear “C” seviyesi ve MED-EL “MCL” seviyesi olarak isimlendirmiştir. Üst uyarım seviyesi, konuşmaları anlama, sesin kalitesi ve prelingual işitme kayıplı çocukların kendi seslerini kontrol ederek anlaşılabilir bir ses çıkarmaları açısından çok önemlidir. Kullanıcının üst uyarım seviyeleri düzgün ayarlanmadığı durumlarda implanttan yeterince fayda göremeyebilir. MCL seviyelerini belirlemek için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Yetişkinlerde genellikle davranışsal olarak veya şiddet skalaları kullanılarak seviyeler belirlenir. Çocuklarda ise genellikle ESRT, ECAP ve EABR gibi objektif ölçümler kullanılarak seviyeler belirlenir. APR’de MCL seviyelerini belirlemede kullanılan bir diğer ölçümdür.

4.8.4.3. Uyarım genişliği (süresi)

Geleneksel olarak koklear implantlar elektrot dizisi boyunca elektrot kontaklarına bifazik elektriksel uyarımlar göndermektedir. Uyarımın şiddeti iki şekilde arttırılabilir. En yaygın olarak kullanılan, uyarımın süresi sabit tutularak, uyarım amplitütü arttırılarak uyarım şiddeti arttırılmasıdır. Bir diğer yöntem ise uyarımın amplitütü sabit tutularak uyarım süresinin arttırılarak uyarım şiddetinin arttırılmasıdır. Uyarım genişliği, bifazik programlama uyarımının her bir fazının süresi olarak tanımlanır ve mikrosaniyeler ile ölçülür. Çoğu koklear implant sisteminde uyarım süreleri tipik olarak kısadır ($\leq 25 \mu s$) ve uyarım amplitütü artışıyla yüksek uyarım hızları ve hızlı şiddet büyümesinin oluşmasına sağlar. Klinik uygulamada, fasiyal sinir uyarımını (FSU) azaltmak veya voltaj kompliyanslarının içinde kalabilmek için uyarım süreleri uzatılabilir. Bu şekilde, koklear implant kullanıcısının daha fazla fayda görebilmesi sağlanabilir (53).



Şekil 4.8.4.3.1. Bifazik uyarım şekli ve karakteristik parametreleri (54)'den modifiye edilmiştir.

4.8.4.4. Uyarım hızı (rate)

Saniyede her bir elektrot kontağına ulaşan bifazik uyarımların toplam sayısı uyarım hızı olarak adlandırılır. Saniye başı uyarım “pps” olarak kısaltılmıştır. İlk çok kanallı koklear implantlar (250pps veya daha az) nispeten yavaş uyarım hızlarına sahiplerdi. Fakat günümüzdeki sistemler daha yüksek uyarım hızlarına (5000 pps'e kadar) sahipler. Uyarım hızının değişmesi temporal ipuçlarının kodlanmasının yanı sıra kullanıcının perde ve şiddet algısını etkiler. Özellikle, 50-500 Hz arası uyarım hızının artırılması çoğu zaman temporal sumasyon sebebiyle daha yüksek sinyal oluşumuna ve daha yüksek perde algısına sebep olur. MED-EL Fine Structure Processing (FSP) sinyal kodlama stratejisinin teorik temellerinden biri girdi sinyalinin frekansı ile uyarım hızını eşitleyerek alçak frekans kanallarında spektral ve temporal çözünürlüğü iyileştirmektir. Bir çalışmada, uyarım hızının 400'den 800'e çıkarılmasının konuşmayı anlamayı iyileştirdiği ve uyarım hızının 800'den 1500'e çıkarıldığında ise ekstra bir iyileşmenin olmadığı gözlenmiştir (55). Birkaç çalışmadan elde edilen ortak sonuç ise optimum uyarım hızı kullanıcıdan kullanıcıya değişiklik gösterse de çoğu durumda elde edilen optimum uyarım hızı 1200pps veya daha düşük olarak elde edilmiştir (55, 56, 57).

4.8.4.5. Sinyal kodlama stratejileri

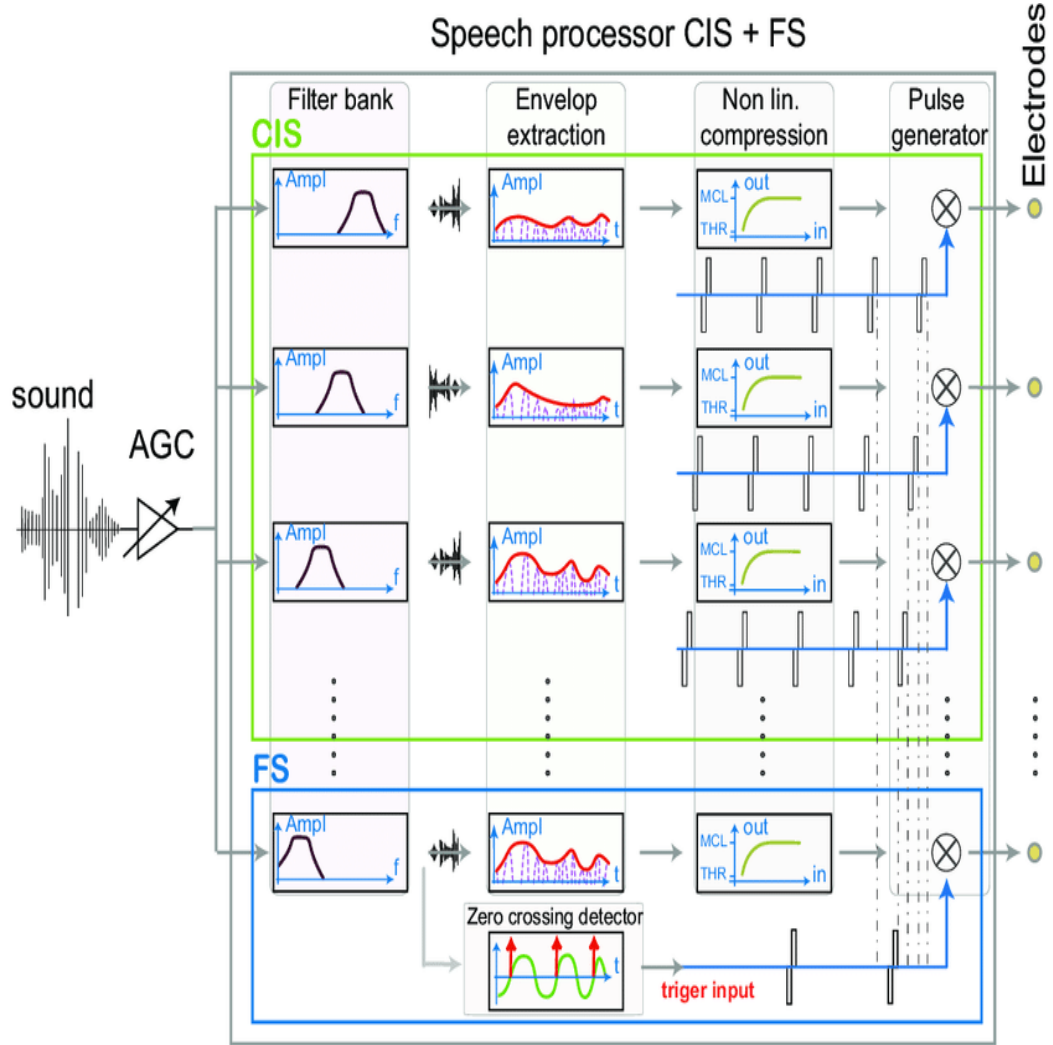
Dışarıdan gelen akustik sinyalin önemli özelliklerinin (amplitüt, frekans ve temporal ipuçları) elektriksel kodlara dönüştürülmesinde kullanılan algoritma sinyal kodlama stratejisi olarak tanımlanır.

Continuous Interleaved Sampling (CIS): Tüm modern koklear implant programlama yazılımları tarafından kullanılan ve günümüzde de kullanılan sinyal kodlama stratejilerinin öncüsü olan Sürekli Aralıklı Örnekleme (CIS) kodlama stratejisi, zarf bilgilerini her bir elektrotta sunmak için eşzamanlı olmayan aralıklı bifazik uyarımlar kullanır (58). Advanced Bionics, CIS'in bir çeşidi olan Multiple Pulsatile Sampler (MPS)'ı kullanıcılarına sunmaktadır. MPS kısmi eş zamanlı uyarım sağlar. Birbirinden farklı ve aralarında mesafe bulunan iki elektrot aynı anda uyarılır (örn. elektrot 1 ve 5; sonra 2 ve 6; sonra 3 ve 7; daha sonra 4 ve 8). Bu uyarım şekliyle uyarım hızının ikiye katlanması (örn. uyarım hızı 800'den 1600'e çıkabilir) ve teorik olarak temporal yapı ipuçlarının gelişmesi sağlanır. MED-EL, CIS'in farklı bir varyasyonu olan CIS+ ve High Definition CIS (HDCIS)'i kullanıcılarına sunmaktadır. CIS+, geleneksel CIS gibi çalışır ve daha geniş bir frekans aralığı vardır (44).

n of m Stratejisi: N of m stratejileri olan ACE (Advanced Combination Encoder) ve SPEAK (Spectral Peak) 1990'larda geliştirilmiştir. Bu stratejiler konuşma sinyallerini M alt bantlarına ayırır ve her bant sinyalinden zarf bilgisi türetir. Daha sonra uyarım için en büyük amplitüte sahip N bantları seçilir (M içinden N seçilir). Buradaki temel amaç, daha az önemli olan spektral bileşenleri ihmal ederek temporal çözünürlüğü artırmak ve daha önemli özelliklere odaklanmaktır (59).

Fine Structure Processing (FSP): MED-EL tarafından geliştirilen Fine Structure Processing (FSP) kodlama stratejisi, elektriksel uyarım yoluyla zarf ve ince yapı bilgisi sağlamaya çalışır. FSP kodlama stratejisi alçak frekanslı kanallarda ince yapı ipuçlarını sunarken, orta-yüksek frekans kanallarında CIS'in zarf çıkarma

yöntemini kullanır. Alçak frekanslı kanallar, CIS kanalları tarafından kullanılan sabit uyarım hızının aksine, tek bir kanalın bant geçiren filtre çıkışının sıfır geçişleri tarafından tetiklenen uyarımları sunarak ince yapı bilgisi taşır. İnce yapı (FS) kanalları en apikal aktif elektrottan başlar (Elektrot 1, E1). İnce yapı kanallarının sayısı uyarım sürelerine bağlıdır. Daha kısa uyarım süresi daha fazla ince yapı kanalına izin verir (58, 60).

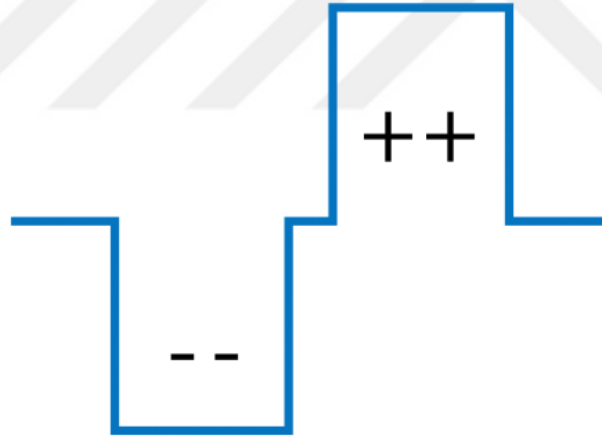


Şekil 4.8.4.5.1. FSP stratejisinin sinyal kodlaması. CIS kanallarının yalnızca spektral zarfları kodlarken, FS kanalları sıfır geçiş detektörleri ile ince yapı bilgilerini kodlar (61).

4.8.4.6. Uyarım şekilleri

Koklear implant ayarında kullanılan iki farklı uyarım şekli bulunmaktadır.

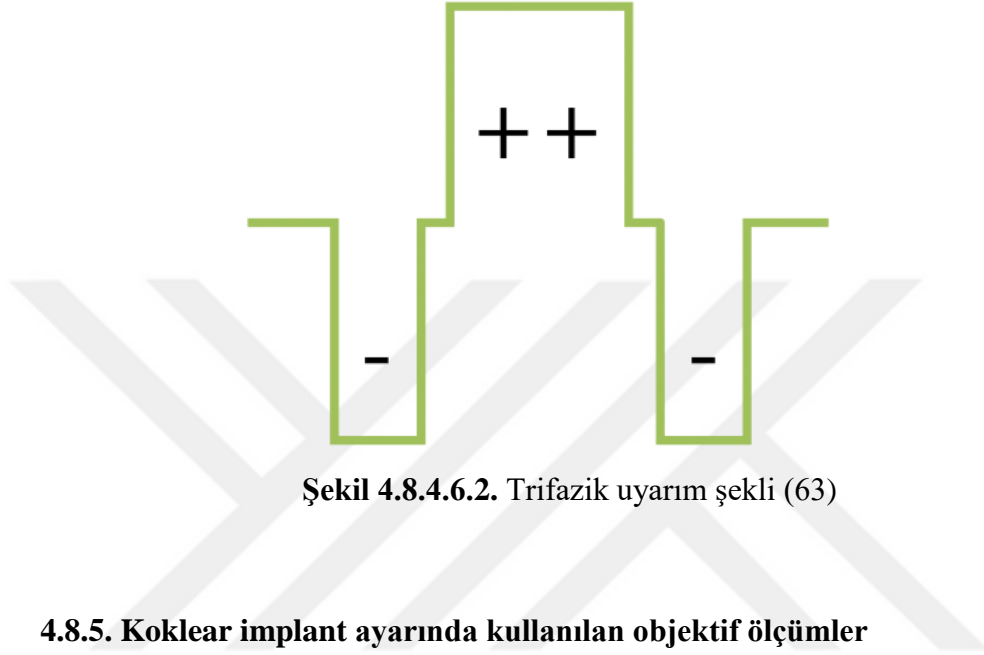
Bifazik uyarım koklear implant ayarı sırasında yaygın olarak kullanılan uyarım şeklidir. Bu uyarım şekli aynı süre ve amplitütlü bir negatif yüklü (katot) ve bir pozitif yüklü (anot) iki zıt polariteden meydana gelir. Yapılan çalışmalarda, monofazik uyarımın daha etkili bir uyarım olduğu ancak potansiyel olarak sinir yapılarına zarar verdiği görülmüştür. Yük birikiminin neden olduğu elektrokimyasal reaksiyonlar nedeniyle yük dengesi olmayan uyarılar koklear dokular için potansiyel olarak zararlıdır (62). Bu nedenle günümüzde yük dengeli bifazik uyarımlar koklear implant ayarlamaları sırasında yaygın olarak kullanılmaktadır.



Şekil 4.8.4.6.1. Bifazik uyarım şekli (63)

Bifazik uyarıma bir alternatif olarak kullanılan yük dengeli bir diğer uyarım şekli ise trifazik uyarımdır. Trifazik uyarım aynı polaritede iki fazdan (katot: aynı süre ve amplitütte) ve buna zıt polaritede bir fazdan (anot: iki katı süre ve aynı amplitüt) oluşur (12, 64). Genellikle FSU veya İOU görüldüğü durumlarda kullanılan bir diğer uyarım şekli trifazik uyarımdır.

Trifazik uyarım eşiği, bifazik uyarım eşiğinden daha yüksektir. Çünkü trifazik uyarımda iki tane ters faz olması her fazın uyarıcı etkisini azalttığı düşünülmektedir. Kısmi tripolar uyarımın araştırıldığı bir çalışmada, uyarım yayılımının az olduğu fakat denekler arasında oldukça değişkenlik gösterdiği görülmüştür (65).



4.8.5. Koklear implant ayarında kullanılan objektif ölçümler

Yetişkin ve küçük yaştaki implant kullanıcılarının konuşma işlemcisi ayarlarının düzgün bir şekilde yapılması çok önemlidir. Her bir elektrot için ayrı ayrı MCL (maksimum rahatlık seviyesi) ve THR (eşik) seviyeleri belirlenir. Bu iki seviyeyi belirlemek için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Yetişkin kullanıcıların konuşma işlemcisi ayarlarında genellikle davranışsal yöntemler kullanılsa da bazı durumlarda objektif yöntemlerde kullanılabilir. Küçük yaştaki koklear implant kullanıcılarında ise genellikle objektif yöntemler kullanılarak seviyeler belirlenir. ESRT, ECAP, EABR ve APR ayar sırasında seviyelerin belirlenmesini yardımcı olan objektif ölçümlerdendir.

4.8.5.1. Elektriksel Stapes Refleks Eşik (ESRT) Kullanımı

Stapes refleksinin elektriksel olarak ortaya çıkabileceği literatürde gösterilmiştir. Yeterince yoğun bir elektriksel uyarım ile stapes kasının kasılması sağlanabilir. Elektriksel olarak ortaya çıkan stapes refleksinin bir eşiği vardır. Doygunluğa erişene kadar refleks amplitütü büyüme gösterir. Bu refleks yanıtları ipsilateral veya kontralateral olarak kayıt edilebilir (66). Elektriksel uyarım ile ortaya çıkan stapes refleks eşikleri (ESRT) ile subjektif yöntemlerle belirlenen MCL seviyeleri arasında yüksek bir korelasyon olduğu çalışmalarda görülmüştür. 1988 gibi erken bir tarihte yedi deneyimli koklear implant kullanıcısında yapılan bir çalışmada ESRT seviyelerinin tercih ettikleri MCL seviyelerine yakın olduğu görülmüştür (67, 68). ESRT ölçüm yöntemi hem yetişkin hem de küçük yaştaki koklear implant kullanıcılarında uygulanabilir. Küçük çocuklarda ESRT ölçümü sırasında karşılaşılan önemli bir sorun ESRT ölçümü sırasında kullanıcının hareketsiz durması gerektiğidir. Bu tarz bir sorun ile karşılaşıldığında kullanıcının doğal uykusu sırasında da ESRT ölçümü yapılabilir.

4.8.5.2. Auropalpebral Refleks (APR) Kullanımı

Sübjektif olarak güvenli yanıtların alınamadığı veya ESRT gibi objektif ölçümlerden yararlanılamadığı durumlarda özellikle küçük yaştaki koklear implant kullanıcılarında APR bakılarak objektif olarak ses işlemcisi ayarı yapılabilir. Ayar sırasında MCL seviyeleri APR görülen düzeylere kadar yükseltilir ve MCL seviyeleri APR yok olduğu seviyelere kadar indirilerek bu düzeyler kayıt edilir. APR ile ayar sırasında MCL seviyelerinin üzerine çıkılabildiği için çok dikkatli olunması gerekir. Küçük yaştaki kullanıcılarda veya kooperasyonu zayıf olan kullanıcılarda APR ile ayar yapıldığı sırada iki uzmanın bulunması faydalı olabilir.

4.8.5.3. Elektriksel Uyarılmış Bileşik Aksiyon Potansiyelleri (ECAP) Kullanımı

Ses işlemcilerinin ayarı sırasında sübjektif yanıt alınamayan veya küçük yaştaki kullanıcılarda ECAP eşikleri kullanılabilir. ECAP spiral gangliyon hücrelerinin nöral yanıtlarını temsil eder. Koklear implantın telemetri özelliğiyle elektriksel uyarıma karşı yanıt olarak ölçülür.

4.8.6. Fasiyel Sinir Uyarımı (FSU) ve İşitsel olmayan uyarımlar (İOU)

Koklear implantasyon ameliyatı düşük komplikasyon oranına sahip olsa da koklear implant aktivasyonu ile her zaman hemen fayda sağlanamayabilir. Bazı koklear implant kullanıcılarında ses işlemcisi programlaması sırasında elektriksel uyarımla beraber istem dışı ve çoğu zamanda rahatsız edici olan FSU ve İOU görülebilir. FSU, genellikle göz, dudak, burun ve alın bölgesi ve çevresinde atımlar / seyirmeler şeklinde görülebilir. İOU ise kullanıcılar tarafından baş dönmesi, sersemlik, basınç veya ağrı olarak tanımlanan çeşitli semptomları içerir. Kullanıcılarda görülen FSU / İOU çok şiddetli ve rahatsız edici olabildiği gibi çok hafif şekilde de görülebilir. FSU, ses işlemcisi açılışından hemen sonra ortaya çıkabileceği gibi açılıştan 10 yıl sonra da ortaya çıkabilir. FSU'nun ortaya çıkma sebebi kesin olarak bilinmemekle beraber FSU oluşumu ile alakalı birçok teori vardır. FSU/İOU altında yatan mekanizma kişiden kişiye değişmektedir. Ancak genel düşünce elektriksel uyarının istenmeyen sinirlere ve yapılara yayılmasıyla ortaya çıktığıdır. Fasiyel sinirin koklea dış duvarına çok yakın geçmesi, hipoplazik işitme siniri olan veya uzun süreli işitmemiş kullanıcılarda işitme sinirini uyarabilmek için yüksek seviyelerde elektrik akımını gönderilmesi, otoskleroz veya menenjit sonrası otik kapsül impedansının düşmesi, temporal kemik kırıkları FSU'nun ortaya çıkmasına sebep olarak gösterilmektedir. Koklear implant kullanıcılarında FSU görülme oranı %1-%15 arasında değişmektedir (69).

FSU'nin koklear implant kullanıcılarında oluşturduğu etkileri ortadan kaldırmak veya en aza indirebilmek için ayar sırasında bazı yöntemler kullanılmaktadır. FSU yaptığı tespit edilen elektrotların kapatılması, MCL seviyelerinin düşürülmesi, uyarım sürelerinin artırılması veya farklı bir uyarım şekli olan trifazik uyarım kullanımı FSU'yu düzeltebilmek için uygulanan yöntemlerdendir (70, 4).



5. MATERYAL VE METOT

5.1. Bireyler

Bu çalışma, MED-EL marka koklear implant kullanan, 10 yaş ve üzeri koklear implant kullanıcıları ile yapıldı. Çalışma, 10 erkek ve 8 kadından oluşan bir çalışma grubu ile gerçekleştirildi. 14 sağ ve 9 sol kulak (n:23) çalışma sırasında değerlendirmeye alındı.

Çalışmaya dahil edilen katılımcılara ve velilerine, çalışma öncesi çalışmanın detayları anlatıldı ve istedikleri zaman çalışmadan kendi istekleri ile çıkabilecekleri bilgisi verilerek gönüllü olur onam formu imzalatıldı (EK-1).

Bu çalışma, İstanbul Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 18.03.2021 tarihli 305 numaralı kararı ile onaylanmıştır.

Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

- 10 yaş ve üzerinde olmak,
- Ses işlemcisi ayarları sırasında kullanıcıda FSU veya İOU görülmesi,
- Kullanıcıda daha önce Bifazik Uyarım ile ses işlemcisi ayarı denenmiş olması,

Bu kriterleri karşılayamayan tüm bireyler çalışma dışında tutuldu.

5.2. Yöntem

Katılımcılara çalışma sırasında uygulanacak prosedür ve yapılacak testler detaylı olarak anlatıldı. Ses işlemcisi ayarlarına başlamadan önce tüm koklear implant kullanıcılarının dış parçaları kontrol edildi. Ses işlemcisi mikrofonlarının düzgün çalışıp çalışmadığı ve dış parçalarında herhangi bir temassızlık olup olmadığı kontrol edildi. Dış parçalarında sorun görülen kullanıcıların sorunları ayar

öncesi giderilerek ayara devam edildi. Daha sonra, iç parçalara IFT (impedance field telemetry) ölçümü yapıldı. İç parçanın düzgün çalışıp çalışmadığı, impedans değerlerinin normal sınırlarda olup olmadığı ve voltaj değerleri kontrol edildi. MAESTRO 9.0.2 programı yüklü bir dizüstü bilgisayarı, MAX arayüzü ve uygun ses işlemcisi programlama kabloları kullanılarak kullanıcı ayarları yapıldı.



Şekil 5.2.1. Ses işlemcisi test cihazı



Şekil 5.2.2. Mikrofon test cihazı

İç ve dış parçaları kontrol edilen koklear implant kullanıcılarının ses işlemcisi ayarına geçildi. Öncelikle tüm kullanıcıların işitebildikleri en düşük seviyeleri (THR) belirlendi. Bazı kullanıcılar belirlenen gerçek eşiklerini değil MCL seviyelerinin %10'una kilitletiği THR seviyelerini tercih etti. Daha sonra kullanıcıların rahatsız olmadıkları en yüksek seviyeler (MCL) belirlendi. Tüm kullanıcıların MCL seviyeleri sorarak veya davranışsal olarak elde edildi. Her bir kullanıcıya ilk olarak bifazik uyarım kullanılarak ayar yapıldı. Gerekli durumlarda parametre değişiklikleri yapıldı. THR ve MCL seviyeleri ilk olarak bifazik uyarım kullanılarak belirlendi ve ayar kayıt edildi. Daha sonra trifazik uyarım kullanılarak

THR ve MCL seviyeleri tekrar belirlendi ve ayar kayıt edildi. Hem bifazik hem de trifazik uyarımlarla yapılan ayarlar kayıt edilip ses işlemcisine yüklenmeden önce kullanıcıda herhangi bir rahatsızlık olup olmadığı kontrol edildi. Herhangi bir rahatsızlık veya yan etki görülmeyen ayarlar ses işlemcisine farklı programlar olarak yüklendi.

Ayarların yapıldığı gün hem bifazik hem de trifazik uyarım ile yapılan ayarlar odyolojik olarak ayrı ayrı değerlendirildi. Kullanıcılar sessiz kabine alınarak implantlı serbest alan eşikleri belirlendi. Test sırasında GSI Audiostar Pro saf ses odyometre cihazı ve serbest alan hoparlörleri kullanıldı. Kullanıcıların konuşmayı alma eşikleri (KAE) ve konuşmayı ayırt etme skorları (KAS) belirlendi. Konuşmayı alma eşiği testi için Türkçe fonetik dengeli üç heceli kelime listesi (EK-2) ve konuşmayı ayırt etme skoru için Türkçe fonetik dengeli tek heceli kelime listesi (EK-3) kullanıldı.



Şekil 5.2.3. GSI Audiostar Pro odymetri cihazı (62)

Kullanıcıların ayarları ve aynı gün yapılan odyolojik değerlendirmeleri bittikten sonra kullanıcılar evlerine gönderildi. Kullanıcılara, ses işlemcilerine yüklenen bifazik ve trifazik uyarım ile yapılan iki farklı programı farklı ortamlarda 15 gün boyunca ayrı ayrı denemeleri söylendi. Kullanıcıların bu iki farklı program ile yaşadıkları deneyimleri değerlendirebilmek için 15 gün sonra kullanıcılar telefon ile arandı. Telefon görüşmesi sırasında 10 sorudan oluşan bir anket (EK-4) yapıldı. Kendini ifade etmekte zorlanan katılımcıların velilerinden yardım alındı.

5.3. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, yüzde, minimum, maksimum) kullanıldı. Nicel verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ve grafiksel incelemeler ile sınıandı. Normal dağılım gösteren nicel değişkenlerin grup içi karşılaştırmalarında bağımlı gruplar için t testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin grup içi karşılaştırmalarında Wilcoxon signed-ranks test kullanıldı. Nicel değişkenler arası ilişkilerin değerlendirilmesinde Pearson korelasyon analizi ve Spearman korelasyon analizi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

Tablo 5.3.1. Spearman korelasyon katsayısı değerleri (67)

r	Yorum
0.00 — 0.19	Çok Zayıf
0.20 — 0.39	Zayıf
0.40 — 0.59	Orta
0.60 — 0.79	Güçlü
0.80 — 1.00	Çok Güçlü

Örnekleme sayısını belirlemek amacıyla G*Power (v3.1.9.2) programı kullanılarak güç analizi yapıldı. Çalışmanın gücü $1-\beta$ ($\beta =$ II. tip hata olasılığı) olarak ifade edilir. Alhabib ve ark. (6) makalesindeki BU ve TU kullanımını sırasında elde edilen KAS ölçüm farklarından yola çıkarak (BU ortalamaları:58,28 SD:26,13; TU ortalamaları:75,25 SD:26,13) için $\alpha=0.05$ düzeyinde %80 güç elde etmek için yapılan hesaplamada etki büyüklüğü (d) 0.650 bulunmuştur. Buna göre çalışmanın en az 21 ölçüm ile yapılması, çalışma sürecinde kayıplar olabileceği göz önüne alınarak en az 23 ölçüme ulaşılmasına karar verilmiştir.

6. BULGULAR

Çalışma, %44,4'ü (n=8) kadın, %55,6'sı (n=10) erkek toplam 18 koklear implant kullanıcısına ait %60,9'u (n=14) sağ, %39,1'i (n=9) sol olmak üzere toplam 23 kulak üzerinden yapıldı (Tablo 6.1.).

Kullanıcıların yaşları 10 ile 33 arasında değişmekte olup, ortalama $17,56 \pm 6,51$ olarak belirlendi (Tablo 6.1.) .

Ameliyat yaşları 1 ile 28 arasında değişmekte olup, ortalama ameliyat yaşı $6,57 \pm 7,01$ olarak belirlendi (Tablo 6.1.).

Tablo 6.1. Tanımlayıcı özelliklerin dağılımı

		n (%)
Cinsiyet	Kadın	8 (44,4)
	Erkek	10 (55,6)
Yaş	<i>Ort±Ss</i>	17,56±6,51
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	15 (10-33)
Taraf	Sağ	14 (60,9)
	Sol	9 (39,1)
Ameliyat yaşı	<i>Ort±Ss</i>	6,57±7,01
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	4 (1-28)

Tablo 6.2. Tanımlayıcı özelliklerin dağılımı

		n (%)
İmplant	Concerto	3 (13,0)
	Pulsar	6 (26,1)
	Sonata	7 (30,4)
	Synchrony ST	7 (30,4)
Elektrot	Compressed	1 (4,3)
	FLEX28	1 (4,3)
	FORM19	1 (4,3)
	Medium	1 (4,3)
	Standard	19 (82,6)
Ses İşlemcisi	Opus2	5 (21,7)
	Rondo2	3 (13,0)
	Rondo3	2 (8,7)
	Sonnet	10 (43,5)
	Sonnet2	3 (13,0)
Etiyoloji	Doğuştan İK	18 (78,3)
	Progresif İK	3 (13,0)
	Toksisite	1 (4,3)
	Yüksek ateş	1 (4,3)
Radyolojik bulgu (MR/BT)	Hipoplazik koklea	2 (8,7)
	Mondini	2 (8,7)
	Normal	19 (82,6)

İmplantları incelendiğinde, kullanıcıların %13'ünde (n=3) Concerto, %26,1'inde (n=6) Pulsar, %30,4'ünde (n=7) Sonata, %30,4'ünde (n=7) Synchrony ST olduğu saptandı (Tablo 6.2.).

Kullanıcıların %4,3'ünün (n=1) elektrot tipinin compressed, %4,3'ünün (n=1) FLEX28, %4,3'ünün (n=1) FORM19, %4,3'ünün (n=1) medium, %82,6'sının (n=19) standard olduğu saptandı (Tablo 6.2.).

Ses işlemcileri incelendiğinde, kullanıcıların %21,7'sinde (n=5) Opus2, %13'ünde (n=3) Rondo2, %8,7'sinde (n=2) Rondo3, 43,5'inde (n=10) Sonnet, %13'ünde (n=3) Sonnet2 kullandığı görüldü (Tablo 6.2.).

İşitme kaybı etiyojileri incelendiğinde, kullanıcıların %78,3'ünde (n=18) doğuştan işitme kaybı, %13'ünde (n=3) progresif işitme kaybı, %4,3'ünde (n=1) toksisite, %4,3'ünde (n=1) yüksek ateş kaynaklı işitme kaybı olduğu saptandı (Tablo 6.2.).

Radyolojik bulguları incelendiğinde, olguların %8,7'sinde (n=2) hipoplazik koklea, 8,7'sinde (n=2) monodini, %82,6'sında (n=19) normal bulgu görüldü (Tablo 6.2.).

Tablo 6.3. BU ve TU kullanım süresi, aktif elektrot sayısı, FS kanal sayısı ve rate farklarının değerlendirilmesi

		BU	TU	p	Fark
Kullanım süresi (yıl)	<i>Ort±Ss</i>	8,51±5,62	1,69±2,56		
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	10 (0-18)	1,1 (0-12)		
Aktif elektrot sayısı	<i>Ort±Ss</i>	10,43±1,50	10,83±1,07	<i>0,058</i>	-0,39±0,94
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	11 (8-12)	11 (8-12)		0 (-3-1)
FS kanal sayısı	<i>Ort±Ss</i>	2,78±1,20	3,57±0,73	<i>0,005*</i>	-0,78±1,13
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	3 (0-4)	4 (1-4)	*	-1 (-3-1)
Rate	<i>Ort±Ss</i>	1098,43±327,02	1302,14±120,06	<i>0,030*</i>	-0,203,71±308,30
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	1228,5 (461-1535)	1269,5 (1200-1600)		

^a*Wilcoxon Signed Rank Test*

* $p < 0,05$ ** $p < 0,01$

BU ve TU kullanımı sırasında FS kanal sayıları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı saptandı ($p=0,005$; $p < 0,01$) (Tablo 6.3.). TU kullanımı sırasında daha fazla FS kanalı aktif olduğu gözlemlendi.

BU ve TU kullanımı sırasında rate değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı saptandı ($p=0,030$). (Tablo 6.3.). TU kullanımı sırasında kullanıcıların rate değerleri daha yüksek olduğu gözlemlendi. BU ve TU uyarımı sırasında aktif elektrot sayısı aynı olan kulakların rate değerleri değerlendirmeye alındı (N:14).

BU ve TU kullanımı sırasında aktif elektrot sayıları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.).

Tablo 6.4. BU ve TU MCL seviyelerinin farklarının değerlendirilmesi

		BU MCL	TU MCL	<i>p</i>	Fark
E1	<i>Ort±Ss</i>	31,70±16,57	28,81±15,80	^b0,144	2,52±7,59
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	27,2 (8,8-68,2)	24 (9,7-70,8)		1,2 (-12,8-23)
E2	<i>Ort±Ss</i>	29,64±14,53	26,88±14,08	^b0,056	2,76±6,39
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	26,1 (11,2-68,5)	23,9 (9,6-69,5)		3 (-8,3-24)
E3	<i>Ort±Ss</i>	28,64±14,69	27,25±15,01	^b0,390	1,39±7,60
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	26,8 (7,3-61)	24,2 (8,8-71)		1,1 (-11,2-26,6)
E4	<i>Ort±Ss</i>	30,39±14,73	26,96±14,50	^b0,076	3,43±8,63
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	26,2 (12,3-64,9)	24,4 (8,8-68,5)		2 (-12,1-31,1)
E5	<i>Ort±Ss</i>	31,93±14,82	28,28±14,65	^b0,081	3,65±9,59
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	27,7 (9,9-63,1)	25,2 (9,6-65)		2,9 (-10,9-28,5)
E6	<i>Ort±Ss</i>	34,15±17,14	28,52±15,10	^b0,017*	5,63±10,46
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	28 (10,5-72,9)	24,6 (9,6-62)		4 (-8,2-36,3)
E7	<i>Ort±Ss</i>	32,03±14,62	28,83±15,18	^b0,046*	4,12±8,63
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	29 (15-60,1)	26,3 (11,5-68,3)		4 (-8,7-30,4)
E8	<i>Ort±Ss</i>	33,40±13,95	31,38±16,73	^a0,158	3,00±9,18
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	31 (15,4-61,9)	25,6 (11,5-67,2)		3,9 (-13,9-24,7)
E9	<i>Ort±Ss</i>	32,82±15,34	31,78±17,13	^b0,450	1,75±10,39
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	30,9 (14,2-71,2)	27,9 (11,5-71,6)		3 (-15,7-27,4)
E10	<i>Ort±Ss</i>	32,63±16,92	31,13±18,37	^b0,199	3,62±11,50
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	26,3 (12,8-73,4)	27,1 (10,5-80,6)		3,8 (-18,6-26,2)
E11	<i>Ort±Ss</i>	33,49±20,40	28,47±15,96	^a0,047*	6,62±10,65
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	26,4 (11,4-88,1)	24,1 (9,6-60,3)		5,3 (-8,3-28,9)
E12	<i>Ort±Ss</i>	30,32±19,92	17,45±6,75	^a0,018*	7,17±5,61
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	24,6 (13,5-79,2)	15,6 (11,5-27,7)		7,6 (0,2-14,7)

^aWilcoxon Signed Rank Test^bPaired Sample T Test**p*<0,05

Bifazik uyarım ve trifazik uyarım kullanımı sırasında tüm elektrotların ortalama MCL seviyeleri ayrı ayrı değerlendirildi (Tablo 6.4.).

BU kullanımı sırasında 6, 7, 11 ve 12. elektrot ortalama MCL seviyelerindeki farklılık istatistiksel olarak TU kullanımına göre anlamlı olarak daha yüksek olduğu saptandı ($p<0,05$).

BU ve TU kullanımı sırasında 1, 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10 elektrot ortalama MCL seviyelerindeki farklılık istatistiksel olarak anlamlı gözlenmedi ($p>0,05$).



Tablo 6.5. BU ve TU THR seviyelerinin farklarının değerlendirilmesi

		BU THR	TU THR	p	Fark
E1	<i>Ort±Ss</i>	3,68±2,86	4,14±2,53	^a0,135	-0,57±2,41
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	2,6 (1-11)	3,4 (1-9,8)		-1,4 (-4,7-4,8)
E2	<i>Ort±Ss</i>	3,51±2,80	4,02±2,54	^a0,189	-0,51±2,39
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	2,4 (1-10,7)	2,9 (1-8,9)		-1,3 (-4,5-5,3)
E3	<i>Ort±Ss</i>	3,43±3,01	3,84±2,45	^a0,224	-0,42±2,33
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	2,2 (0,7-11,3)	3,2 (0,9-9,2)		-0,6 (-4,4-5,9)
E4	<i>Ort±Ss</i>	2,95±2,30	3,45±1,86	^a0,230	-0,50±2,19
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	2,2 (1-10,5)	3,4 (0,9-6,2)		-0,5 (-4,1-4,4)
E5	<i>Ort±Ss</i>	5,03±2,91	4,20±2,57	^b0,036*	0,83±1,79
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	4,6 (1,5-12,6)	3,8 (1-10,3)		0,3 (-1,3-5,6)
E6	<i>Ort±Ss</i>	5,45±3,67	4,53±2,84	^b0,051	0,92±2,15
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	4,8 (1,6-17,5)	3,7 (1,2-11,4)		0,3 (-2,1-7,1)
E7	<i>Ort±Ss</i>	5,10±3,57	4,63±3,16	^b0,030*	1,01±1,93
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	4,5 (1,7-17,5)	3,9 (1,2-12,1)		0,5 (-1,4-6,4)
E8	<i>Ort±Ss</i>	5,44±3,69	4,69±3,29	^b0,112	0,86±2,43
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	4,6 (1,7-17,5)	4,3 (1,2-13,9)		0,8 (-4,2-7,7)
E9	<i>Ort±Ss</i>	5,43±3,40	4,99±3,10	^b0,184	0,65±2,15
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	4,5 (1,5-15,3)	4,5 (1,2-12,2)		0,7 (-2,1-6,5)
E10	<i>Ort±Ss</i>	5,84±3,93	5,05±3,31	^a0,024*	1,35±2,74
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	4,5 (1,6-15,3)	4,3 (1,1-13)		1 (-2,4-10,4)
E11	<i>Ort±Ss</i>	6,19±3,86	4,94±3,34	^a0,027*	1,51±2,86
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	4,9 (1,8-15,1)	4,2 (1-10,9)		0,9 (-2,4-10)
E12	<i>Ort±Ss</i>	6,17±5,51	4,47±4,31	^a0,237	0,72±1,40
	<i>Medyan</i>				
	<i>(Min-Maks)</i>	3,1 (1,6-17,1)	1,6 (1,2-11,6)		1,3 (-2,2-1,7)
	p	^b0,134	^b0,336		^b0,207

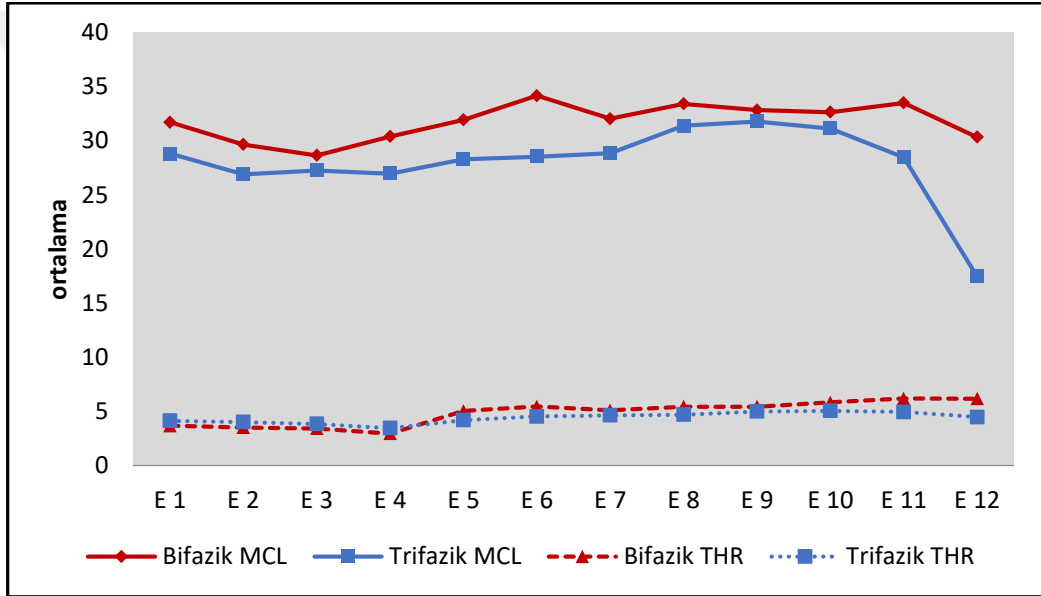
^aWilcoxon Signed Rank Test^bPaired Sample T Test

*p<0,05

Bifazik uyarım ve trifazik uyarım kullanımında tüm elektrotların ortalama THR seviyeleri ayrı ayrı değerlendirildi (Tablo 6.5.).

BU kullanımı sırasında 5, 7, 10 ve 11. elektrot ortalama THR seviyelerindeki farklılık istatistiksel olarak TU kullanımına göre anlamlı olarak daha yüksek olduğu saptandı ($p < 0,05$).

BU ve TU kullanımını sırasında 1, 2, 3, 4, 6, 8, 9, 12. elektrot ortalama THR seviyelerindeki farklılık istatistiksel olarak anlamlı gözlenmedi ($p > 0,05$).



Şekil 6.1. Her bir elektrotun BU ve TU kullanımı sırasında ortalama MCL ve THR seviyeleri (N:23)

Tablo 6.6. MCL ve THR ortalama değerlerinin BU ve TU değerlendirmeleri

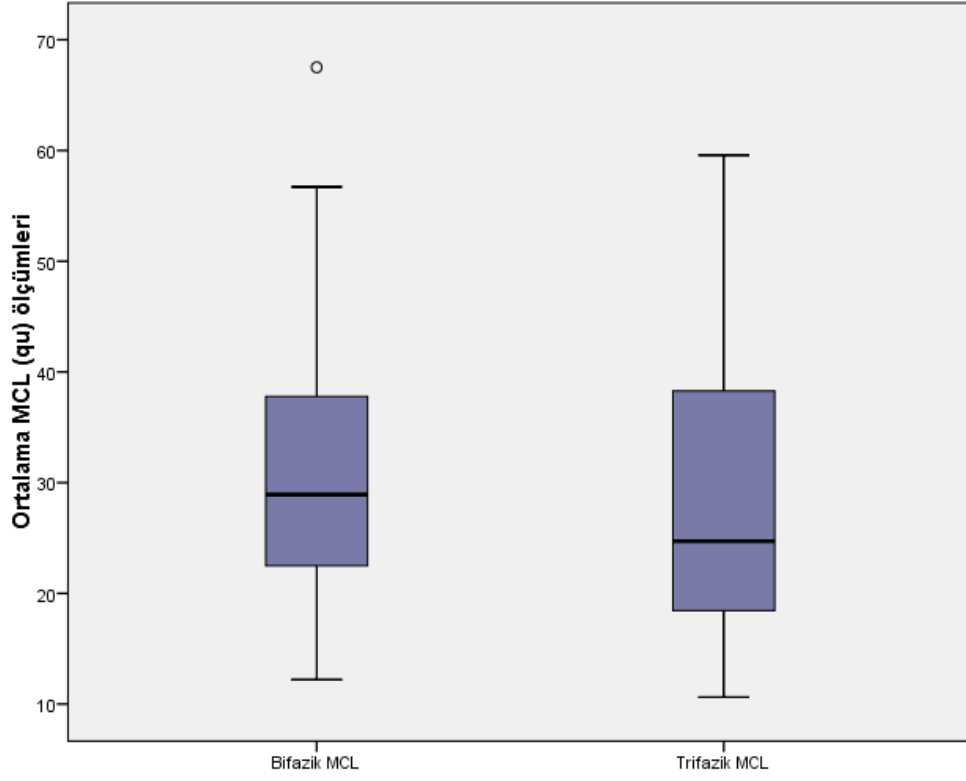
		MCL ortalama	THR ortalama
Bifazik	<i>Ort±Ss</i>	35,55±15,09	4,82±3,20
Uyarım	<i>Medyan</i>		
	<i>(Min-Maks)</i>	28,9 (12,2-67,5)	3,9 (1,6-13,1)
Trifazik	<i>Ort±Ss</i>	28,95±14,22	4,45±2,71
Uyarım	<i>Medyan</i>		
	<i>(Min-Maks)</i>	24,7 (10,6-59,6)	4,01 (1,1-10,6)
	<i>p</i>	0,055	0,693

^a*Wilcoxon Signed Rank Test*

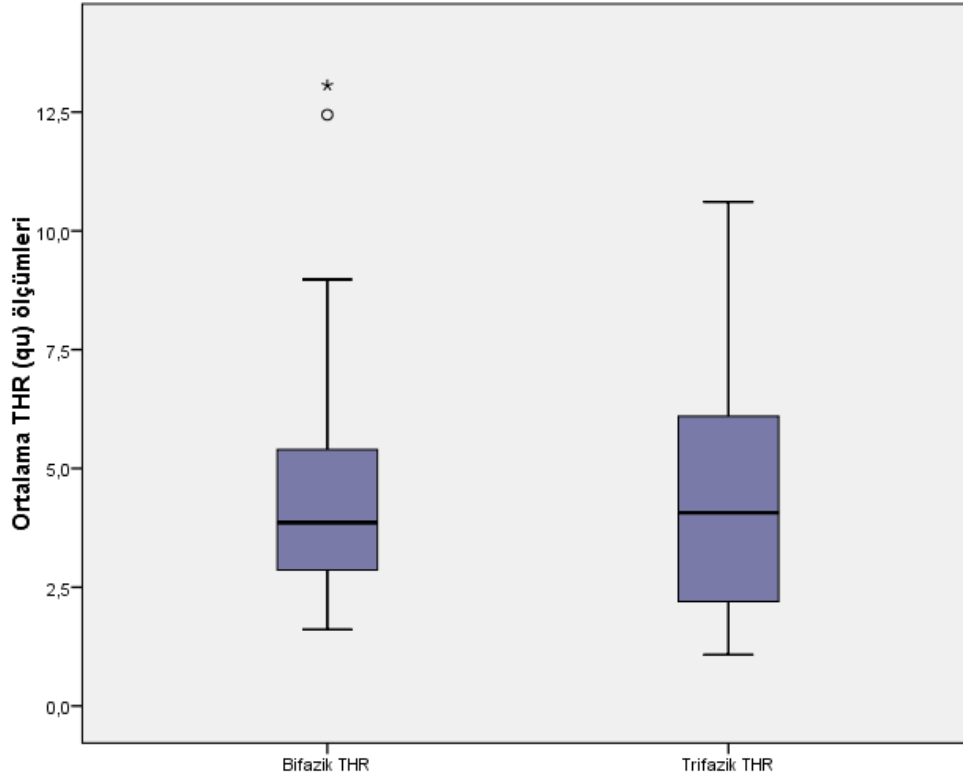
Bifazik uyarım ve trifazik uyarım kullanımı sırasında ortalama MCL ve THR seviyeleri değerlendirildi (Tablo 6.6.).

BU ve TU kullanımı sırasında ortalama MCL seviyelerine bakıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p>0.05$).

BU ve TU kullanımı sırasında tüm kullanıcıların ortalama THR seviyelerine bakıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p>0.05$).



Şekil 6.2. Ortalama MCL (N:23) değerleri dağılımı



Şekil 6.3. Ortalama THR (N:23) değerleri dağılımı

Tablo 6.7. BU ve TU için MCL ve THR ortalama değerlerin ilişkisi

	MCL-THR	
	r	p
Bifazik Uyarım	0,528	0,010*
Trifazik Uyarım	0,626	0,001**

Spearman Korelasyon Katsayısı

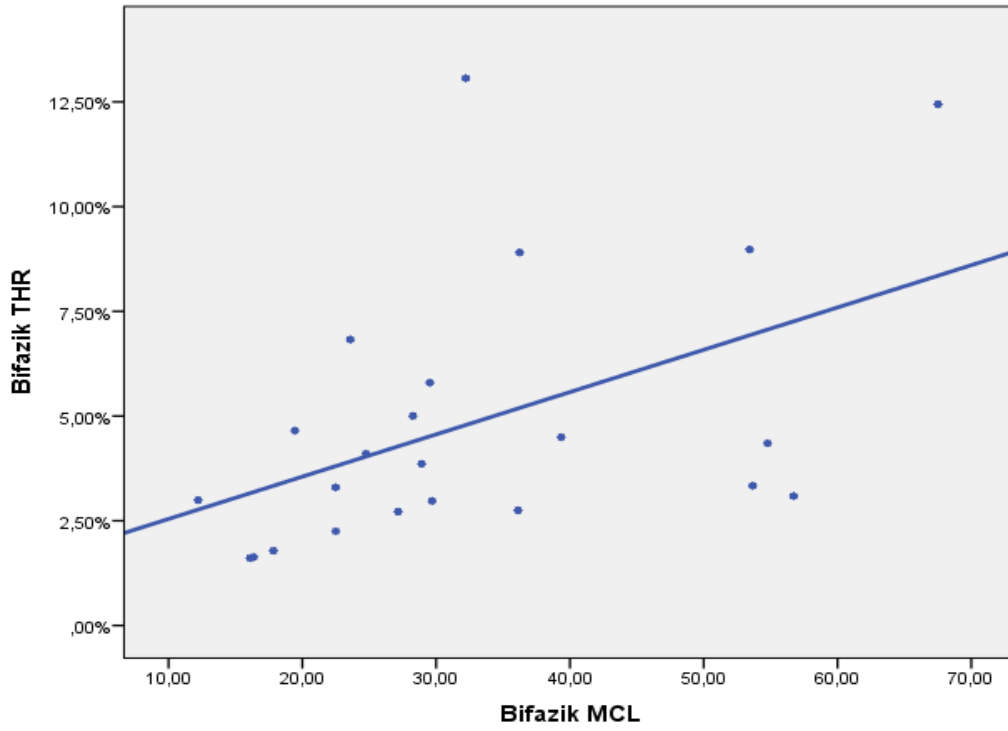
* $p < 0,05$

** $p < 0,01$

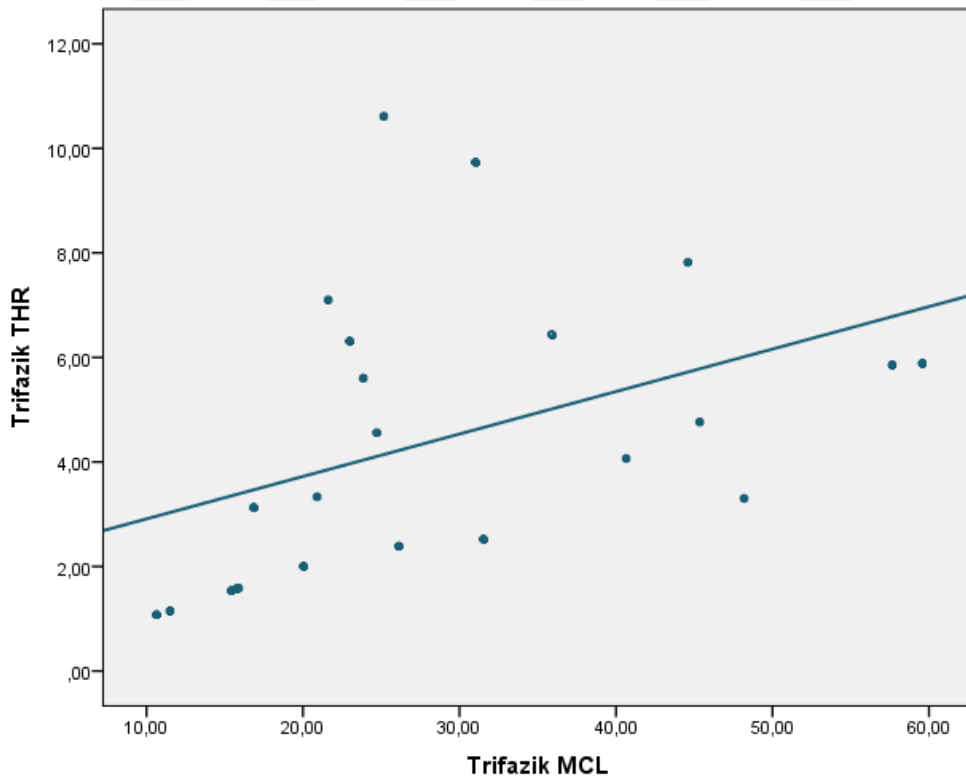
Bifazik uyarım ve trifazik uyarım kullanımı sırasında elde edilen MCL ve THR seviyeleri arasındaki ilişki değerlendirildi (Tablo 6.7.).

BU kullanımı sırasında MCL ile THR seviyeleri arasında pozitif yönde istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptandı ($r=0,528$; $p=0,010$; $p < 0,05$).

TU kullanımı sırasında MCL ile THR seviyeleri arasında pozitif yönde istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptandı ($r=0,626$; $p=0,001$; $p < 0,01$).



Şekil 6.4. BU MCL ve THR ilişkisi



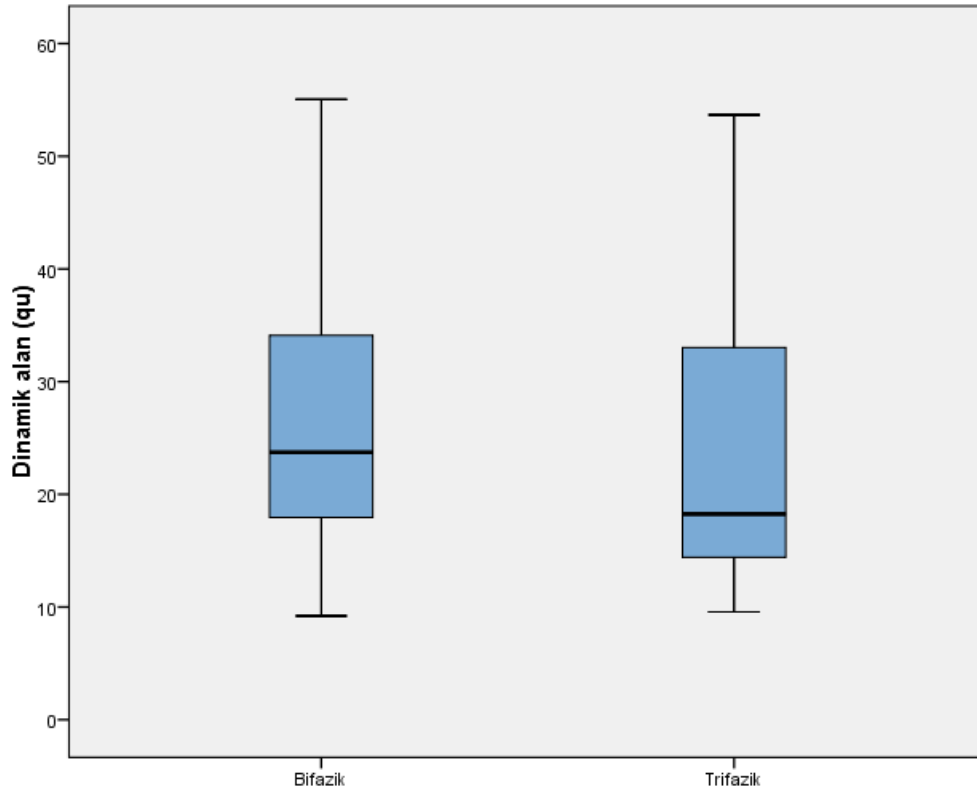
Şekil 6.5. TU MCL ve THR ilişkisi

Tablo 6.8. Bifazik Uyarım ve Trifazik Uyarım Dinamik Alan Değerlendirilmesi

		Bifazik Uyarım	Trifazik Uyarım	<i>p</i>
Dinamik	<i>Ort±Ss</i>	27,73±13,85	24,49±13,30	<i>0,031*</i>
Alan	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	23,7(9,2-55,1)	18,2(9,6-53,7)	

*a*Wilcoxon Signed Rank Test **p*<0,05

Bifazik uyarım ve trifazik uyarım kullanımı sırasında edilen dinamik alanlar arasındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,031$; $p<0,05$) (Tablo 6.8.).



Şekil 6.6. BU ve TU dinamik alanların dağılımı

Tablo 6.9. SSO, KAE ve KAS değerlerinin BU ve TU Değerlendirmeleri

		SSO	KAE	KAS
Bifazik Uyarım	<i>Ort±Ss</i>	34,40±8,26	51,82±14,43	30,05±19,47
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	32,5 (17,5-55)	50 (25-75)	28 (0-65)
Trifazik Uyarım	<i>Ort±Ss</i>	29,72±5,27	41,73±13,36	49,73±23,91
	<i>Medyan (Min-Maks)</i>	28,8 (22,5-41,3)	35 (25-70)	56 (8-96)
	<i>p</i>	0,006**	0,001**	0,001**

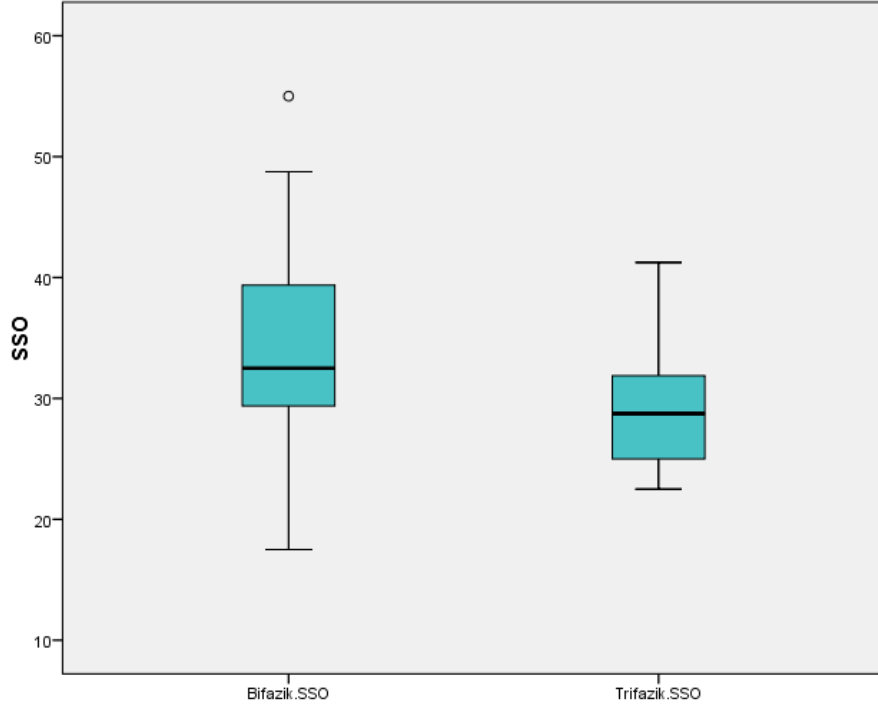
^aWilcoxon Signed Rank Test ** $p < 0,01$

Bifazik uyarım ve trifazik uyarım kullanımını sırasında elde edilen SSO, KAE ve KAS sonuçları değerlendirildi (Tablo 6.9.).

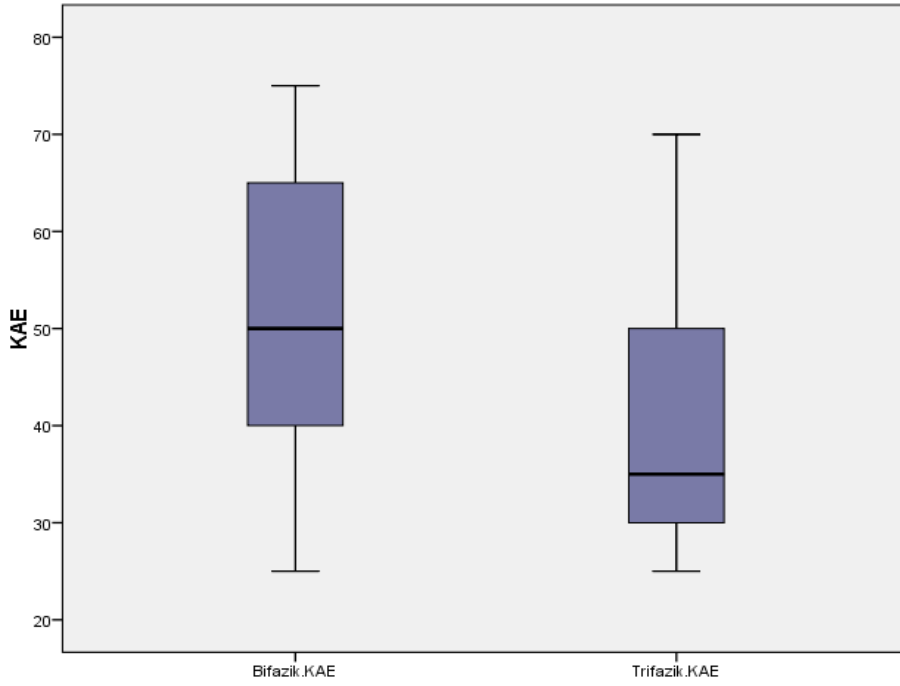
TU kullanımını sırasında elde edilen SSO sonuçlarının, BU kullanımını sırasında elde edilen sonuçlara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğu saptandı ($p=0,006$; $p < 0,01$) (Şekil 6.7.).

TU kullanımını sırasında elde edilen KAE sonuçlarının da BU kullanımını sırasında elde edilen sonuçlara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğu saptandı ($p=0,001$; $p < 0,01$) (Şekil 6.8.).

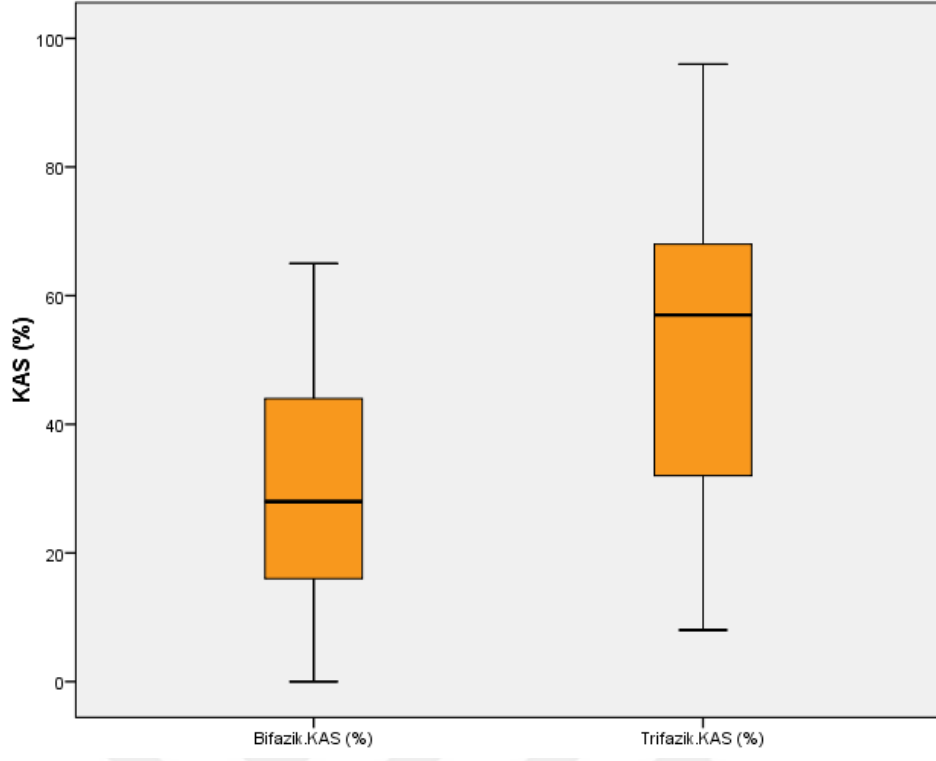
TU kullanımını sırasında elde edilen KAS sonuçlarının, BU kullanımını sırasında elde edilen sonuçlara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu saptandı ($p=0,001$; $p < 0,01$) (Şekil 6.9.).



Şekil 6.7. SSO değerlerinin BU ve TU kullanımı sırasında karşılaştırması



Şekil 6.8. KAE değerlerinin BU ve TU kullanımı sırasında karşılaştırması



Şekil 6.9. KAS değerlerinin BU ve TU kullanımı sırasında karşılaştırması

Tablo 6.10. BU ve TU kullanımına göre memnuniyet sorularının değerlendirilmesi

		BU	TU	p
Soru 1	<i>Ort±Ss</i>	4,72±0,75	5,00±00	<i>^a0,102</i>
	<i>Medyan</i>	5,0(2-5)	5 (5-5)	
	<i>(Min-Maks)</i>			
Soru 2	<i>Ort±Ss</i>	3,22±1,06	4,55±0,51	<i>^a0,002**</i>
	<i>Medyan</i>	3 (1-5)	5 (4-5)	
	<i>(Min-Maks)</i>			
Soru 3	<i>Ort±Ss</i>	3,61±1,42	4,94±0,23	<i>^a0,003**</i>
	<i>Medyan</i>	4 (1-5)	5 (4-5)	
	<i>(Min-Maks)</i>			
Soru 4	<i>Ort±Ss</i>	3,22±1,39	4,38±1,09	<i>^a0,019*</i>
	<i>Medyan</i>	3 (1-5)	5 (2-5)	
	<i>(Min-Maks)</i>			
Soru 5	<i>Ort±Ss</i>	3,17±1,15	4,61±0,50	<i>^a0,001**</i>
	<i>Medyan</i>	3 (0-5)	5 (4-5)	
	<i>(Min-Maks)</i>			
Soru 6	<i>Ort±Ss</i>	2,33±1,23	3,72±0,67	<i>^a0,001**</i>
	<i>Medyan</i>	2 (0-4)	4 (3-5)	
	<i>(Min-Maks)</i>			
Soru 7	<i>Ort±Ss</i>	3,17±1,58	4,28±0,96	<i>^a0,007**</i>
	<i>Medyan</i>	3 (0-5)	5 (2-5)	
	<i>(Min-Maks)</i>			
Soru 8	<i>Ort±Ss</i>	2,89±1,32	4,38±0,97	<i>^a0,001**</i>
	<i>Medyan</i>	3 (0-5)	5 (2-5)	
	<i>(Min-Maks)</i>			
Soru 9	<i>Ort±Ss</i>	3,06±1,05	4,16±0,92	<i>^a0,003**</i>
	<i>Medyan</i>	3 (0-5)	4 (2-5)	
	<i>(Min-Maks)</i>			
Soru 10	<i>Ort±Ss</i>	3,06±0,80	4,61±0,50	<i>^a0,001**</i>
	<i>Medyan</i>	3 (1-4)	5 (4-5)	
	<i>(Min-Maks)</i>			

^aWilcoxon Signed Rank Test * $p < 0,05$

** $p < 0,01$

Bifazik ve trifazik uyarım ile yapılan ayarlar kullanıcı memnuniyeti açısından ayrı ayrı değerlendirildi (Tablo 6.10.).

Kullanıcıların bifazik ve trifazik uyarım kullanımı sırasında ses işlemcilerini kullanma süreleri arasında anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p>0,05$).

Kullanıcıların trifazik uyarım kullanımı sırasında ses yüksekliğinden memnuniyet düzeyleri, bir ve birden fazla kişi ile karşılıklı konuşmaları anlama düzeyleri, müzik dinlerken ve TV izlerken zevk alma düzeyleri, telefon ile rahat konuşabilme düzeyleri ve programlarından genel memnuniyet düzeyleri bifazik uyarım kullanımına göre anlamlı olarak yüksek saptandı ($p<0,01$, $p<0,05$).

Kullanıcıların trifazik uyarım kullanımı sırasında rahatsızlık (acı, ağrı v.b) düzeyleri ve yüksek seslerden veya gürültüden rahatsız olma düzeyleri anlamlı olarak düşük saptandı ($p<0,01$, $p<0,05$).

Tablo 6.11. TU kullanım süresi kısa olanların BU ve TU için memnuniyet değerlendirmesi

		BU	TU	<i>p</i>	Fark
Soru 1	<i>Ort±Ss</i>	5,00±0,00	5,00±0,00	<i>^a1,000</i>	0±0
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	5 (5-5)	5 (5-5)		0 (0-0)
Soru 2	<i>Ort±Ss</i>	2,71±0,95	4,57±0,53	<i>^a0,024*</i>	-1,86±1,21
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (1-4)	5 (4-5)		-2 (-4-0)
Soru 3	<i>Ort±Ss</i>	3,71±1,70	4,86±0,38	<i>^a0,109</i>	-1,14±1,68
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	5 (1-5)	5 (4-5)		0 (-4-0)
Soru 4	<i>Ort±Ss</i>	3,14±1,35	4,29±1,25	<i>^a0,066</i>	-1,14±1,21
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (2-5)	5 (2-5)		-1 (-3-0)
Soru 5	<i>Ort±Ss</i>	2,57±1,40	4,43±0,53	<i>^a0,042*</i>	-1,86±1,77
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (0-4)	4 (4-5)		-2 (-5-0)
Soru 6	<i>Ort±Ss</i>	1,57±1,27	3,43±0,53	<i>^a0,024*</i>	-1,86±1,21
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	1 (0-4)	3 (3-4)		-2 (-4-0)
Soru 7	<i>Ort±Ss</i>	3,14±1,57	4,29±0,95	<i>^a0,066</i>	-1,14±1,46
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (1-5)	5 (3-5)		-1 (-4-0)
Soru 8	<i>Ort±Ss</i>	2,57±1,40	4,29±1,11	<i>^a0,039*</i>	-1,71±1,70
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (0-4)	5 (2-5)		-2 (-5-0)
Soru 9	<i>Ort±Ss</i>	2,57±1,40	3,86±1,21	<i>^a0,066</i>	-1,29±1,80
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (0-4)	4 (2-5)		-1 (-5-0)
Soru 10	<i>Ort±Ss</i>	2,57±0,79	4,29±0,49	<i>^a0,016*</i>	-1,71±0,95
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (1-3)	4 (4-5)		-1 (-3--1)

^aWilcoxon Signed Rank Test

**p*<0,05

***p*<0,01

Aynı memnuniyet değerlendirme soruları trifazik uyarım kullanım süresi 6 aydan az olan kullanıcılar için değerlendirildi (Tablo 6.11.).

Bifazik uyarım ve trifazik uyarım kullanımı sırasında ses işlemcilerini kullanma süreleri, rahatsızlık (acı, ağrı v.b) düzeyleri, yüksek seslerden veya gürültüden rahatsız olma düzeyleri, bir kişi ile karşılıklı konuşmaları anlama düzeyleri, müzik dinlerken zevk alma düzeyleri ve telefon ile rahat konuşabilme düzeyleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).

Kullanıcıların trifazik uyarım kullanımı sırasında ses yüksekliğinden memnuniyet düzeyleri, bir ve birden fazla kişi ile karşılıklı konuşmaları anlama düzeyleri, televizyon izlerken zevk alma düzeyleri, programlarından genel memnuniyet düzeyleri bifazik uyarım kullanımına göre anlamlı olarak yüksek saptandı ($p<0,01$, $p<0,05$).

Tablo 6.12. TU kullanım süresi uzun olanların BU ve TU için memnuniyet değerlendirmesi

		BU	TU	<i>p</i>	Fark
Soru 1	<i>Ort±Ss</i>	4,55±0,93	5,00±0,00	<i>a0,102</i>	-0,45±0,93
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	5 (2-5)	5 (5-5)		0 (-3-0)
Soru 2	<i>Ort±Ss</i>	3,55±1,04	4,55±0,52	<i>a0,031*</i>	-1,00±1,26
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	4 (2-5)	5 (4-5)		-1 (-3-1)
Soru 3	<i>Ort±Ss</i>	3,55±1,29	5,00±0,00	<i>a0,011*</i>	-1,45±1,29
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	4 (1-5)	5 (5-5)		-1 (-4-0)
Soru 4	<i>Ort±Ss</i>	3,27±1,49	4,45±1,04	<i>a0,090</i>	-1,18±1,99
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (1-5)	5 (2-5)		-1 (-4-3)
Soru 5	<i>Ort±Ss</i>	3,55±0,82	4,73±0,47	<i>a0,004**</i>	-1,18±0,60
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	4 (2-5)	5 (4-5)		-1 (-2-0)
Soru 6	<i>Ort±Ss</i>	2,82±0,98	3,91±0,70	<i>a0,014*</i>	-1,09±0,94
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (1-4)	4 (3-5)		-1 (-2-0)
Soru 7	<i>Ort±Ss</i>	3,18±1,66	4,27±1,01	<i>a0,042*</i>	-1,09±1,45
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (0-5)	5 (2-5)		0 (-4-0)
Soru 8	<i>Ort±Ss</i>	3,09±1,30	4,45±0,93	<i>a0,006**</i>	-1,36±1,21
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (1-5)	5 (2-5)		-1 (-4-0)
Soru 9	<i>Ort±Ss</i>	3,36±0,67	4,36±0,67	<i>a0,015*</i>	-1,00±0,89
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (3-5)	4 (3-5)		-1 (-2-0)
Soru 10	<i>Ort±Ss</i>	3,36±0,67	4,82±0,40	<i>a0,003**</i>	-1,45±0,52
	<i>Medyan</i> (<i>Min-Maks</i>)	3 (2-4)	5 (4-5)		-1 (-2- -1)

^a*Wilcoxon Signed Rank Test*

**p*<0,05

***p*<0,01

Aynı memnuniyet değerlendirme soruları trifazik uyarım kullanım süresi 6 aydan fazla olan kullanıcılar için değerlendirildi (Tablo 6.12.).

Bifazik uyarım ve trifazik uyarım kullanımı sırasında ses işlemcilerini kullanma süreleri ve yüksek seslerden veya gürültüden rahatsız olma düzeyleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).

Kullanıcıların trifazik uyarım kullanımı sırasında ses yüksekliğinden memnuniyet düzeyleri, bir ve birden fazla kişi ile karşılıklı konuşmaları anlama düzeyleri, müzik dinlerken ve TV izlerken zevk alma düzeyleri, telefon ile rahat konuşabilme düzeyleri ve programlarından genel memnuniyet düzeyleri bifazik uyarım kullanımına göre anlamlı olarak yüksek saptandı ($p<0,01$, $p<0,05$).

Kullanıcıların trifazik uyarım kullanımı sırasında Bifazik uyarım kullanımına göre rahatsızlık (acı, ağrı v.b) düzeyleri anlamlı olarak düşük saptandı ($p=0,011$; $p<0,05$).

7. TARTIŞMA

Bilateral veya unilateral sensörinöral işitme kayıplı hastalar koklear implanttan fayda görebilmektedir. Ancak bazı koklear implant kullanıcılarının ayarları sırasında bazı problemler yaşanabilir. Bu problemlerin en önemlilerinden bir tanesi kullanıcılarda fasiyel sinir uyarımlarının (FSU) görülmesidir. FSU görülmesi kullanıcıyı çok rahatsız eden ve Kİ kullanım süresi ile Kİ'den görülen faydayı kısıtlayan bir durumdur. Kullanıcıların ses işlemcisi ayarları sırasında bazı parametre değişiklikleri yapılarak veya trifazik uyarım kullanımı ile FSU'nun önüne geçilebilmektedir. Literatürde trifazik uyarım kullanılarak başarılı bir şekilde FSU'nun önüne geçilebildiği gösterilmiştir. Bir çalışmada trifazik uyarım kullanımıyla kullanıcıların %90'ında FSU'nun önüne geçilebildiği bir diğer çalışmada ise 13 kullanıcının 12'sinde FSU yan etkisinin ortadan kaldırılabilirdiği gösterilmiştir (13). Bu çalışmada, koklear implant kullanıcılarının ses işlemcisi ayarları FSU'nun düzeltilebilmesi için bifazik uyarım kullanımında bazı parametre ayarları ile ve trifazik uyarım kullanımı ile yapılmış ve bu iki durumda elde edilen sonuçlar ve kullanıcı memnuniyetleri değerlendirilmiştir.

Katılımcıların kullandığı elektrot tiplerine bakıldığında Kİ kullanıcılarının %86,9'u uzun elektrot (standard ve FLEX28) kullanmaktadır. Braun ve ark.'ın yaptığı çalışmada, FSU görülen Kİ kullanıcılarının %98,4'ü uzun elektrot (standard, FLEX28 ve FLEXsoft) kullanmıştır (64). Hem bu çalışmada hem de FSU görülen Kİ kullanıcıları ile yapılan çalışmalarda, katılımcıların çoğunluğu uzun elektrot kullanmaktadır. Bu durum FSU'nun sadece koklear anomalisi olup kısa ve sert elektrot kullanılan Kİ kullanıcılarında değil kokleası normal olan ve uzun elektrot kullanılabilen Kİ kullanıcılarında da görülebileceğini göstermektedir.

Literatürde, ince yapı (fine structure-FS) ses işleme stratejisi kullanan kullanıcıların sesli harf ve tek heceli kelime anlaşılabilirliklerinin daha yüksek olduğu aynı zamanda konuşma anlama ve müzik dinleme gibi durumlarda kullanıcıların bu stratejileri daha fazla tercih ettikleri görülmüştür (71, 72). Bu çalışmada, aktif FS kanal sayısı trifazik uyarım kullanımı sırasında bifazik uyarıma göre anlamlı olarak yüksek olduğu gözlemlendi ($p=0,005$; $p<0,01$) (Tablo 6.3.). TU kullanımı sırasında Kİ kullanıcılarında daha fazla aktif FS kanalı olmasıyla beraber konuşma anlaşılabilirliği

performansları da yükselmiştir. Literatürde FSU görülen kullanıcılarda aktif FS kanalı değerlendirmeleri ile alakalı bilgi bulunamadığı için karşılaştırma yapılamadı.

Aktif elektrot sayıları arasında trifazik uyarım (medyan: 11 elektrot) ve bifazik uyarım (medyan: 11 elektrot) sırasında anlamlı bir farklılık gözlenmedi. Farklı bir diğer çalışmada da BU (medyan:9) ve TU (medyan:9) kullanımı sırasında aktif elektrot sayıları arasında bir farklılık olmadığı gözlenmiştir (64).

Literatürde uyarım hızları ile alakalı yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir. Riss ve ark. yaptığı çalışmada uyarım hızının artmasıyla beraber Kİ kullanıcılarında konuşma anlaşılabilirliğinin arttığını gözlemlemişlerdir (76). Farklı bir çalışmada, uyarım hızının artmasıyla özellikle gürültüde konuşma anlaşılabilirliğinin arttığı elde edilmiştir (77). Beuchner ve ark. yaptığı çalışmada, uyarım hızlarındaki azalma ile Kİ kullanıcılarının konuşma anlaşılabilirliği performanslarının arttığını gözlemlemiştir (78). Farklı bir çalışmada ise, uyarım hızlarındaki değişikliğin Kİ kullanıcılarının konuşma anlaşılabilirliğine herhangi etkisi olmadığı elde edilmiştir (79). Yapılan farklı çalışmalarda, bazı Kİ kullanıcılarının yüksek uyarım hızından fayda gördüğü elde edilirken bazı kullanıcılarda düşük uyarım hızından fayda gördüğü elde edilmiştir (80, 81). Uyarım hızları (rate) karşılaştırıldığında, TU kullanımı (1302 pps) sırasında BU kullanımına (1098 pps) göre kullanıcıların rate değerleri daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p=0,030$, $p<0,05$) (Tablo 6.3.). Literatürden farklı olarak bu çalışmada TU ve BU kullanımı sırasında uyarım hızları karşılaştırıldı. Çalışma öncesi düşüncemiz doğrultusunda çalışmamızda TU kullanımı sırasında uyarım hızı artışıyla Kİ kullanıcılarının konuşma anlaşılabilirliği performanslarında artış olacağı ile uyumlu sonuçlar elde edildi. TU kullanımı ile Kİ kullanıcıların uyarım hızlarında ve KAS değerlendirmelerinde artış gözlemlendi. Literatürde FSU görülen ve TU kullanan kullanıcıların uyarım hızı değerlendirmeleri ile alakalı bilgi bulunamadığı için karşılaştırma yapılamadı.

Braun ve ark. 15 Kİ kullanıcısı ile yaptığı çalışmada trifazik uyarım kullanımı sırasında elde edilen MCL seviyelerinin (51,12qu) bifazik uyarım kullanımı sırasında elde edilen MCL seviyelerine (36,37qu) göre anlamlı olarak yüksek elde etmiştir (13). 11 Kİ kullanıcısı ile yapılan farklı bir çalışmada trifazik kullanımı sırasında elde edilen MCL seviyelerinin (36,6qu) bifazik uyarım

kullanımı sırasında elde edilen MCL seviyelerine (31,6qu) göre anlamlı olarak yüksek elde edilmiştir (6). Farklı bir çalışmada, MCL seviyelerinin trifazik uyarım sırasında bifazik uyarıma göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir (7). Bu çalışmada ise herhangi bir FSU ortaya çıkmadan elde edilebilen trifazik uyarım MCL seviyeleri (28,95qu) ile bifazik uyarım MCL seviyeleri (35,55qu) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 6.7.). Literatürdeki diğer çalışmalar gibi trifazik uyarım ve bifazik uyarım MCL seviyeleri arasında farklılık gözlenmese de trifazik uyarım kullanımı ile FSU'nun önüne geçilebilmiş ve kullanıcılar bu ses yüksekliği ve kullanım rahatlığı açısından bu programdan memnun kalmışlardır.

Alhabib ve ark. elde ettikleri THR seviyelerinin trifazik uyarım kullanımında (3,58qu) bifazik uyarım kullanımına (4,04qu) göre anlamlı olarak düşük olduğunu gözlenmiştir (6). Bahmer'in çalışmasında THR seviyeleri trifazik uyarım sırasında bifazik uyarıma göre daha yüksek elde edilmiştir. Bu çalışmada ortalama trifazik uyarım THR seviyeleri (4,45qu) ile bifazik uyarım THR seviyeleri (4,82qu) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 6.7.). Bir çalışmada, THR ölçümünün konuşma anlaşılabilirliği açısından etkisi çok düşük ve doğru MCL seviyeleri elde edilebildiği durumlarda THR ölçümü yapılmasına gerek duyulmadığı belirtilmiştir (73).

Bir çalışmada trifazik ve bifazik uyarımda ölçülen MCL ve THR seviyeleri arasında pozitif anlamlı bir ilişki olduğu gözlemlenmiştir (6). Bu çalışmada da hem trifazik uyarım ($r=0,626$; $p=0,001$; $p<0,01$) hem de bifazik uyarım ($r=0,528$; $p=0,010$; $p<0,05$) ile elde edilen MCL ve THR seviyeleri arasında pozitif yönde anlamlı korelasyon olduğu gözlemlendi.

Elektriksel dinamik alan, her elektrot için Kİ kullanıcısının algılayabildiği en düşük eşik seviye (THR / T) ve rahatsız olmadığı en yüksek seviye (MCL / C) arasındaki şarj miktarı olarak belirlenir (74). Dinamik alan genişliği ve konuşma algısı ilişkisi ile alakalı yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçlar değişkenlik göstermektedir. Bu çalışmalarda elde edilen sonuçların tutarsız elde edilmesine, çalışmalarda farklı konuşma algı testi materyalleri kullanılması, sonuçların kişiden kişiye değişebilmesi ve farklı Kİ adaptasyon süreçleri sebep olarak gösterilmiştir. Elde edilen genel düşünce elektriksel dinamik alan genişliği bazen konuşma

algısının iyileşmesine etki etse de genellikle elektriksel dinamik alanın konuşma algısında anlamlı bir etkisi olmadığıdır (74, 75). Çalışma öncesi düşüncemiz elektriksel dinamik alanın geniş olmasının konuşma algısına bir etkisinin olmayacağı yönündeydi. Çalışmamızda elde edilen elektriksel dinamik alanlar değerlendirildiğinde, BU ortalama dinamik alanları (27,73qu) TU ortalama dinamik alanlarına (24,49qu) göre anlamlı ($p=0,031$) olarak daha yüksek olduğu gözlemlendi (Tablo 6.8.). Fakat BU kullanımı ile Kİ kullanıcılarında daha geniş bir elektriksel dinamik alan sağlanmasına rağmen ileride de tartışılacak olan konuşma algı testlerinde elde edilen sonuçlar TU kullanımı ile elde edilen sonuçlardan daha kötüdür. Elde edilen bu sonuç düşüncemizi destekler niteliktedir. BU kullanımı ile daha geniş bir dinamik alana rağmen daha kötü konuşma testi sonuçlarının elde edilmesinin sebebi araştırılması adına aynı uyarım şeklini kullanan Kİ kullanıcıları arasında daha geniş bir çalışma yapılabilir.

Alhabib ve ark. çalışmasında trifazik uyarım sırasında bifazik uyarıma göre MCL ve THR seviyelerinin anlamlı olarak daha yüksek bulmuştur. Bununla beraber, her iki uyarım şekli ile elde edilen SSO'larında bir farklılık gözlenmemiş, bifazik uyarım ile elde edilen SSO'ların biraz daha iyi olduğu gözlenmiştir. Elde edilen KAE sonuçlarında anlamlı bir farklılık gözlenmemiş, KAS sonuçlarında trifazik uyarım ($p=0.001$) ile anlamlı olarak daha iyi sonuçlar elde edilmiştir (6). Diğer bir çalışmada trifazik uyarım ile MCL ve THR seviyeleri daha yüksek elde edilmiş ve trifazik uyarım kullanımında SSO ve KAS sonuçlarının daha iyi olduğu gözlenmiştir (11). Bu çalışmada ise, trifazik uyarım kullanımı sırasında MCL ve THR seviyelerinde bifazik uyarıma göre daha düşük seviyeler gözlemlendi. Buna rağmen, trifazik uyarım kullanımı ile kullanıcılarda daha düşük SSO ($p=0,006$; $p<0,01$), daha düşük KAE ($p=0,001$; $p<0,01$) ve daha yüksek KAS ($p=0,001$; $p<0,01$) sonuçları elde edildi.

Çoğu çalışma, işitme ve dil becerilerinin değerlendirilmesi yoluyla koklear implantın etkinliğini değerlendirmektedir. Ancak bu değerlendirmeler, koklear implantın sosyal ilişkiler, memnuniyet ve kullanıcının kolay iletişim kurma yeteneği üzerindeki etkisi ve yaşam kalitesi ile alakalı bilgi vermemektedir.

Araştırmalarımıza göre şuan literatürde bulunmayan ve literatürden farklı olarak, bu çalışmada farklı uyarım şekilleri karşısında elde edilen memnuniyeti

ölçmek için 10 soruluk bir anket uygulandı. Kullanıcılar her iki uyarım şeklini en az 15 gün deneyimledikten sonra anket uygulaması telefon ile yapıldı. Anket uygulamalarının bazıları doğrudan kullanıcı ile bazıları ise velileri ile yapıldı. Elde edilen yanıtlar tüm kullanıcılar (Tablo 6.10.) için ve kısa / uzun süreli trifazik uyarım deneyimi olanlar için ayrı olarak değerlendirilmiştir.

Elde edilen anket sonuçlarına göre, her iki uyarım şekli sırasında kullanıcıların ses işlemcilerini uzun süreli kullandıkları gözlemlendi. Trifazik uyarım kullanımı sırasında kullanıcılar ses yüksekliğinden daha fazla memnun oldu. Trifazik uyarım kullanımı sırasında kullanıcıların deneyimlediği rahatsızlık (ağrı, acı vb) ve gürültüden veya yüksek sesten rahatsız olmaları bifazik uyarıma göre anlamlı olarak daha düşük olduğu gözlemlendi.

Anket sonuçları, kullanıcıların bir kişi ile karşılıklı konuşmaları veya birden fazla kişinin bulunduğu ortamdaki konuşmaları trifazik uyarım kullanımı ile daha rahat anlayabildiklerini gösterdi. Kullanıcılar müzik dinlerken, TV izlerken ve telefon ile konuşurken trifazik uyarım kullanıldığında daha rahat ettiklerini bildirdi. Genel olarak hangi uyarım şeklinden memnun kaldıkları sorulduğunda kullanıcılar trifazik uyarım kullanımı sırasında daha memnun olduklarını aktardı.

Aynı anket sonuçları kısa ve uzun süreli trifazik uyarım deneyimi olan kullanıcılar için değerlendirildi. Kısa süreli (6 aydan daha az süre kullanım) trifazik uyarım deneyimi yaşayan kullanıcıların trifazik uyarım kullanımı sırasında bifazik uyarım kullanımına göre, ses yüksekliğinden daha memnun oldukları, birebir yapılan karşılıklı konuşmaları daha iyi anlayabildikleri, birkaç kişinin bulunduğu konuşmaları daha iyi anlayabildikleri, TV izlemekten daha çok zevk aldıkları ve genel olarak trifazik uyarım kullanımından daha çok memnun kaldıkları gözlemlendi. Kullanıcıların deneyim süresi uzadığında trifazik uyarım kullanımı sırasında bifazik uyarım kullanımına göre daha az rahatsızlık hissettikleri, müzik dinlemekten daha çok zevk aldıkları ve telefon ile daha rahat konuştukları gözlemlendi. Sadece deneyim süresi arttığında yüksek seslerden rahatsız olma düzeylerinde bir iyileşme olsa da anlamlı bir değişiklik olmadığı gözlemlendi.

8. SONUÇ

Sonuç olarak, FSU görülen Kİ kullanıcılarında bifazik uyarım kullanımı sırasında yan etkilerin önüne geçebilmek için bazı parametre değişiklikleri yapıldı. FSU önlenbilse de bazı kullanıcılar ses yüksekliğinden memnun kalmadı. Tüm kullanıcılara trifazik uyarım ile ayar yapıldı, ayarları sırasında ve 15 günlük deneyim sonrasında kullanıcıların tamamı trifazik uyarım ile yapılan programlarını tercih etti. Bu sebeple, FSU görülen koklear implant kullanıcılarında bifazik uyarım ile yan etkilerin önlenildiği, memnun kalınan ve kullanıcıyı tatmin eden bir program elde edilemiyorsa trifazik uyarım ile ayar çok kullanışlı bir seçenek olduğu görüldü. Bu çalışmada ve literatürdeki diğer çalışmalarda da elde edilen sonuçlarda görüldüğü gibi FSU yan etkilerinin önüne geçilebildiği, daha iyi konuşma anlaşılabilirliği ve daha konforlu bir program sunduğu için trifazik uyarım, FSU / İOU problemi yaşayan koklear implant kullanıcılarının hayat kalitesini arttırmaya yardımcı olabilecek faydalı bir araçtır.

8.1. Çalışmanın Sınırlılıkları ve İleri Çalışma Önerileri

FSU görülen Kİ kullanıcıları sayısının az olması sebebiyle koklear implant deneyim sürelerine bakılarak bir değerlendirme yapılamadı.

Çalışma grubunun daha fazla olduğu, uzun süreli trifazik program kullanan ve uzun süreli bifazik program kullanan kullanıcıların işitsel performansları ve memnuniyetleri değerlendirilebilir. Farklı yaş grupları ve anomali durumları göz önünde bulundurularak trifazik uyarım ile yapılan programın etkileri incelenebilir.

9. KAYNAKLAR

1. Yoon PJ. Pediatric cochlear implantation. *Current Opinion in Pediatrics*. 23(3), 346-350, 2011.
2. Baydar Y, Pınar E, Katılmış H, Soy FK, Çamlı C. Yenidoğan İşitme Taraması Sonuçları ve Önemi. *Tepecik Eğitim Hast Derg*. 22 (2), 93-96, 2012.
3. Deep NL, Dowling EM, Jethanamest D, Carlson ML. Cochlear Implantation: An Overview. *Journal of Neurological Surgery, Part B: Skull Base* 80(2), 2018.
4. Alzhrani F, Halawani R, Basodan S, Hudeib R. Investigating Facial Nerve Stimulation After Cochlear Implantation in Adult and Pediatric Recipients. *131(2) 374-379*, 2020.
5. Espahbodi M, Sweeney AD, Lennon KJ, Wanna GB. Facial nerve stimulation associated with cochlear implant use following temporal bone fractures. *Am J Otolaryngol*. 36(4), 578-82, 2015.
6. Alhabib SF, Abdelsamad Y, Yousef M, Alzhrani F. Performance of cochlear implant recipients fitted with triphasic pulse patterns. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 278 (2), 2020.
7. Bahmer A, Baumann U. The Underlying Mechanism of Preventing Facial Nerve Stimulation by Triphasic Pulse Stimulation in Cochlear Implant Users Assessed With Objective Measure. *Otology & Neurotology*. 37(9), 1231-7, 2016.
8. Halawani R, Aldhfeeri A, Alajlan S, Alzharani F. Complications of post-cochlear implantation in 1027 adults and children. *Ann Saudi Med*. 39(2), 77-91, 2019.
9. Gonzalez RIB, Castillo SC, Lee GR. Fitting parameters for cochlear implant. *Bol Med Hosp Infant Mex*. 74(1), 65-69, 2017.
10. Frinjs JH, Kalkman RK, Briare JJ. Stimulation of the Facial Nerve by Intracochlear Electrodes in Otosclerosis: A Computer Modeling Study. *Otology&Neurotology*. 30(8), 1168-74, 2009.
11. Abdelhamed MZE. Evaluation of the Triphasic Pulse Stimulation in Eliminating Facial Nerve Stimulation in Cochlear Implant Recipients. *19(2), 23-34*, 2019.

12. Bahmer A, Adel Y, Baumann U. Preventing facial nerve stimulation by triphasic pulse stimulation in cochlear implant users: Intraoperative recording. *Otol Neurotol.* 38(10), 438-444, 2017.
13. Braun K, Walker K, Sürth W, Löwenheim H, Tropitzsch A. Triphasic pulses in cochlear implant patients with facial nerve stimulation. *Otol Neurotol* 40(10), 1268-1277, 2019.
14. Moller AR. Anatomy and Physiology of the Auditory System. p.51-68. In: Moller AR, Langguth B, Ridder DD, Kleinjung T, editors. *Textbook of Tinnitus.* Springer Verlag, 2011.
15. Emanuel DC, Letowski T, Maroonroge S. Auditory Function. p.307-334. In: Rash CE, Russo MB, Letowski T, Schmeisser E, editors. *Auditory function: Physiology and function of the hearing system,* 2009.
16. El Boghdady, N. *Multichannel EEG Analysis of Sound Coding Strategies for Cochlear Implants,* 2014.
17. Clark WW, Ohlemiller KK. *Anatomy and Physiology of Hearing for Audiologists,* pp. 96-98, 111-113, Cengage Thomson Delmar Learning, 2007.
18. Akyıldız N. *Kulak hastalıkları ve mikrocerrahisi,* Ankara, Bilimsel Tıp Yayınevi, 1998.
19. Yetişer S. Kafa tabanı, temporal kemik, dış kulak ve orta kulak anatomisi. pp.2801-2015 In: Cummings CW. et al, editors. Koç. C. (Çeviri editörü), 4th edition, Ankara, Güneş Tıp Kitabevi, 2007.
20. Pickles JO. Auditory pathways: anatomy and physiology. p.3-25. In: Celesia GG, Hickok G, editors. *Handbook of Clinical Neurology.* Elsevier, 2015.
21. Belgin, E. Periferik İşitme Sisteminin Anatomi ve Fizyolojisi p.27-38. İçinde: Belgin, E. Editör, *Temel Odyoloji,* Ankara, Güneş Tıp Kitabevleri, 2015.
22. Silverthorn DU. *Human Physiology.* p.353-362, 5th edition, San Francisco, 2010.
23. Mehanna AM, Gamaleldin OA, Fathalla MF. The misplaced cochlear implant electrode array. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 117:96-104, 2019.

24. Briggs RJ, Tykocinski M, Stidham K, Roberson JB. Cochleostomy site: implications for electrode placement and hearing preservation. *Acta Otolaryngol.* 125(8):870-6, 2005.
25. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538335/figure/article-26313.image.f1/> (Erişim: 16.07.2021)
26. Naples JG, Ruckenstein MJ. Cochlear Implant. *Otolaryngol Clin North Am.* 53(1):87-102, 2020.
27. Jahagir M, Pirouz P. Chapter 12 – Auditory System, p. 363-392. In: Jahangir M, Pirouz P, editör, *Functional and Clinic Neuroanatomy*, Academic Press, USA, 2020.
28. <https://audioarchive1.blogspot.com/2021/01/santral-isitme-sistemi.html> (Erişim: 16.07.2021)
29. Redleaf M, Blough R. Distance from the labyrinthine portion of the facial nerve to the basal turn of the cochlea temporal bone histopathologic study. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology.* 105, 323-326, 1996.
30. Soloperto D, Di Maro F, Le Pera B, Marchioni D. Surgical anatomy of the facial nerve: from middle cranial fossa approach to endoscopic approach. A pictorial review. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 277(5):1315-1326, 2020.
31. American Speech and Language Association. Type, Degree, and Configuration of Hearing Loss. 2015 <https://www.asha.org/siteassets/uploadedfiles/ais-hearing-loss-types-degree-configuration.pdf> (Erişim: 17.07.2021)
32. Bist SS, Varshney S, Gupta S, Bhagat S. Sensorineural Hearing Loss in Adults: Etiological Study. *International Journal of Advanced and Integrated Medical Sciences.* 2(4): 178-182, 2017.
33. Dedhia K, Worman T, Meredith MA, Rubinstein JT. Patterns of Long-term Hearing Loss in Hearing Preservation Cochlear Implant Surgery. *Otol Neurotol.* 37(5):478-86, 2016.
34. Swanepoel D, Laurent C. Classification of Hearing Loss, p.1-4. In: Fagan J, editor. *Audiology and Hearing Aids For Otolaryngologists*, 2019.
35. Clark JG. Uses and abuses of hearing loss classification. *ASHA.* 23, 493-500, 1981.

36. American Speech and Language Association. Effects of Hearing Loss on Development. 2015 <https://www.asha.org/siteassets/uploadedfiles/ais-hearing-loss-types-degree-configuration.pdf> (Erişim: 17.07.2021)
37. Dobie RA, Van Hemel S. Hearing Loss in Children. In: Dobie RA, Van Hemel S. editors. Hearing Loss: Determining Eligibility for Social Security Benefits. Washington, National Academies Press, 2004.
38. Bogar M, Bento RF, Tsuji RK. Cochlear anatomy study used to design surgical instruments for cochlear implants with two bundles of electrodes in ossified cochleas. *Rev Bras Otorrinolaringol.* 74(2):194-9, 2008.
39. Sosyal Gvenlik Kurumu Sağlık Uygulama Tebliğinde Değişiklik Yapılmasına Dair Tebliğ. 26 Kasım 2016. Sayı: 29900. Ankara
40. Geers AE. Speech, language and reading skills after early cochlear implantation. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery.* 130(5): 634-638, 2004.
41. Helms J, Weichbold V, Baumann U, Von Specht H, Schon F, Muller J et. al. Analysis of ceiling effects occurring with speech recognition tests in adult cochlear-implanted patients. *Journal for oto-rhino-laryngology and its related specialities.* 66(3): 130-135, 2004.
42. Lenarz T. Cochlear implant – state of the art. *GMS Current Topics in Otorhinolaryngology.* 16:1-29, 2017.
43. <https://blog.medel.com/what-is-a-cochlear-implant/> (Erişim: 19.07.2021)
44. Wolfe J, Schafer EC. Programming Cochlear Implants, p. 2-3 2nd edition, San Diego, Plural Publishing, 2015.
45. Usami SI, Moteki H, Tsukada K, Miyagawa M, Nishio SY, Takumi Y, et. al. Hearing preservation and clinical outcome of 32 consecutive electric acoustic stimulation surgeries. *Acta Oto-Laryngol* 134: 717-727, 2014.
46. Kaufman AC, Naples JG, Bigelow DC, Eliades SJ, Brant JA, Kaufman HS, Ruckenstein MJ. Lateral Wall Electrodes Increase the Rate of Postactivation Nonauditory Percepts. *Otol Neurotol.* 41(5):e575-e579, 2020.
47. <https://pronews.cochlearamericas.com/perimodiolar-advantage-cochlear-ci532-slim-modiolar-electrode/> (Erişim: 03.04.2022).
48. <https://entokey.com/cochlear-implantation-current-and-future-device-options/> (Erişim: 19.07.2021)

49. Dhanasingh A, Jolly C. An overview of cochlear implant electrode array designs. *Hearing Research*. 356: 93-103, 2017.
50. Dhanasingh A. The rationale for FLEX (cochlear implant) electrode with varying array lengths. *World Journal of Otorhinolaryngology – Head and Neck Surgery*. 7(1): 45-53, 2021.
51. Alsabella RM, Hagr A, Al-Momani MO, Garadat SN. Cochlear implant device activation and programming 5 days postimplantation. *Otol Neurotol* 35:e130-4, 2014.
52. Günther S, Baumann U, Stöver T. Early Fitting in Cochlear Implantation. 39(4), 250-256, 2018.
53. Zhou N, Zhu Z, Dong L, Galvin JJ 3rd. Effect of pulse phase duration on forward masking and spread of excitation in cochlear implant listeners. *PLoS One*.15(7):e0236179, 2020.
54. Tognola G, Burdo S, Caponio M, Norgia M. Measurement of Electrode Current Pulses From Cochlear Implants. *IEEE Transactions on instrumentation and measurement*. 54(5), 2105-2112, 2005.
55. Verschuur CA. Effect of stimulation rate on speech perception in adult users of Med-el CIS speech processing strategy. *International Journal of Audiology*. 44(1), 58-63, 2005.
56. Balkany T, Hodges A, Menapace C, Hazard L, Driscoll C, Gantz B, et.al. Nucleus Freedom North American clinical trial. *Otolaryngology Head and Neck Surgery*, 136(5), 757-762, 2007.
57. Weber BP, Lai WK, Dillier N, von Wallenberg EL, Killian MJ, Pesch J, et.al. Performance and preference for ACE stimulation rates obtained with Nucleus RP 8 and Freedom System. *Ear and Hearing*. 28(2), 46-48, 2007.
58. Dillon MT, Buss E, King ER, Deres EJ, Obarowski SN, Anderson ML, Adunka MC. Comparison of two cochlear implant coding strategies on speech perception. *Cochlear Implants Int*. 17(6), 263-270, 2016.
59. Nogueira W, Büchner A, Lenarz T, Edler B. A Psychoacoustic “NofM”-Type Speech Coding Strategy for Cochlear Implants. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing* 18, 3044-3059, 2005.

60. Hochmair I, Nopp P, Jolly C, Schmidt M, Schösser H, Garnham C, Anderson I. MED-EL Cochlear implants: state of art and a glimpse into the future. *Trends Amplif.* 10(4), 201-219, 2006.
61. https://www.researchgate.net/figure/Signal-processing-of-a-modern-coding-strategy-Where-CIS-channels-code-only-the_fig1_264895361 (Erişim: 25.08.2021).
62. Shepherd RK, Javel E. Electrical stimulation of the auditory nerve: II. Effect of stimulus waveshape on single fibre response properties. *Hear Res.* 130:171–88, 1999.
63. <https://blog.medel.pro/triphasic-pulses-for-facial-nerve-stimulation/> (Erişim: 27.08.2021).
64. Braun K, Walker K, Sürth W, Löwenheim H, Tropitzsch A. Triphasic pulses in cochlear implant patients with facial nerve stimulation. *Otol Neurotol* 40(10), 1268-1277, 2019.
65. Padilla M, Landsberger DM. Reduction in spread of excitation from current focusing at multiple cochlear locations in cochlear implant users. *Hear Res.* 333:98-107, 2016.
66. Jerger J, Fifer R, Jenkins H, Mecklenberg D. Stapedius reflex to electrical stimulation in a patient with cochlear implant. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 95, 151-7, 1986.
67. Jerger J, Oliver T, Chmiel R. Prediction of dynamic range from stapedius reflex in cochlear implant patients. *Ear Hear* 9, 4-8, 1988.
68. Kosaner J, Anderson I, Turan Z, Deibi M. The Use of ESRT in Fitting Children with Cochlear Implants. 5(1), 62-71, 2009.
69. Kaufman AC, Naples JG, Bigelow DC, Eliades SJ, Brant JA, Kaufman HS, Ruckenstein MJ. Lateral Wall Electrodes Increase the Rate of Postactivation Nonauditory Percepts. *Otol Neurotol.* 41(5):e575-e579, 2020.
70. Kelsall DC, Shallop JK, Brammeier TG, Prenger EC. Facial nerve stimulation after Nucleus 22-channel cochlear implantation. *Am J Otol.* 18, 336-341, 1997.
71. Müller J, Brill S, Hagen R, Moeltner A, Brockmeier S, Stark T, et al. Clinical trial results with the MED-EL fine structure processing coding

- strategy in experienced cochlear implant users. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 74(4), 185-198, 2012.
72. Riss D, Hamzawi J, Blineder M, Honeder C, Ehrenreich I, Kaider A, et al. FS4, FS4-p, and FSP: A 4 month Crossover Study of 3 Fine Structure Sound-Coding Strategies. *Ear and Hearing*, 35(6), 272-281, 2014.
73. Boyd PJ. Effects of programming threshold and maplaw settings on acoustic thresholds and speech discrimination with MED-EL COMBI 40+ cochlear implant.
74. Nunn TB, Jiang D, Green T, Boyle PJ, Vickers DA. A systematic review of the impact of adjusting input dynamic range (IDR), electrical threshold (T) level and rate of stimulation on speech perception ability in cochlear implant users. *Int J Audiol.* 58(6):317-325, 2019.
75. Kim SY, Jeon SK, Oh SH, Lee JH, Suh MW, Lee SY, Lim HJ, Park MK. Electrical dynamic range is only weakly associated with auditory performance and speech recognition in long-term users of cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 111:170-173, 2018.
76. Riss D, Hamzawi JS, Blineder M, Flak S, Baumgartner WD, Kaider A, Arnold C. Effects of Stimulation Rate With the FS4 and HDCIS Coding Strategies in Cochlear Implant Recipients. *Otol Neurotol.* 37(7):882-8, 2016.
77. Frijns JH, Klop WM, Bonnet RM, Briaire JJ. Optimizing the number of electrodes with high-rate stimulation of the clarion CII cochlear implant. *Acta Otolaryngol.* 123(2):138-42, 2003.
78. Buechner A, Frohne-Büchner C, Gaertner L, Stoeber T, Battmer RD, Lenarz T. The Advanced Bionics High Resolution Mode: stimulation rates up to 5000 pps. *Acta Otolaryngol.* 130(1):114-23, 2010.
79. Weber BP, Lai WK, Dillier N, von Wallenberg EL, Killian MJ, Pesch J, Battmer RD, Lenarz T. Performance and preference for ACE stimulation rates obtained with nucleus RP 8 and freedom system. *Ear Hear.* 28(2 Suppl):46S-48S, 2007.
80. Balkany T, Hodges A, Menapace C, Hazard L, Driscoll C, Gantz B, Kelsall D, Luxford W, McMenemy S, Neely JG, Peters B, Pillsbury H, Roberson J, Schramm D, Telian S, Waltzman S, Westerberg B, Payne S. Nucleus

Freedom North American clinical trial. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 136(5):757-62, 2007.

81. Holden LK, Skinner MW, Holden TA, Demorest ME. Effects of stimulation rate with the Nucleus 24 ACE speech coding strategy. *Ear Hear.* 23(5):463-76, 2002.



10. EKLER

EK 1

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmanın Adı: Fasiyal Sinir Uyarımı (FNS) Görülen Koklear İmplant Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ile Programlama
Sorumlu Araştırmacının Adı: Muhammed Emin GÜRKAN

"Fasiyal Sinir Uyarımı (FNS) Görülen Koklear İmplant Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ile Programlama" isimli bir çalışmada yer almak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışmaya davet edilmenizin nedeni koklear implant programlaması sırasında ortaya çıkan fasiyal sinir uyarımının Trifazik uyarım (TU) kullanılarak önlenemediğini ve koklear implant ile sese erişim azalmadan veya sese erişim artarak, Bifazik uyarıma (BU) göre daha hızlı ve rahatsız etmeyen bir program oluşturulabildiğinin araştırılmasıdır. Bu çalışma, araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Bu çalışma kapsamında sizlere BU ve TU ile iki farklı ayar yapılarak bu ayarların odyolojik değerlendirmeleri yapılacaktır. Ayar ve değerlendirmeler toplamda ortalama 1 saat sürecektir. Çalışmaya katılma konusunda karar vermeden önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan sonra ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak isterseniz sizden bu formu imzalamanız istenecektir. Bu araştırma İstanbul Medipol Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Odyoloji Anabilim Dalı, Dr. Öğr. Üyesi Oğuz YILMAZ yürütücülüğünde Yüksek Lisans öğrencisi Muhammed Emin GÜRKAN tarafından gerçekleştirilecektir.

Çalışmanın amacı nedir; benden başka kaç kişi bu çalışmaya katılacak?

- Bu çalışmanın amacı koklear implant programlaması sırasında ortaya çıkan fasiyal sinir uyarımının Trifazik uyarım (TU) kullanılarak önlenemediğini ve koklear implant ile sese erişim azalmadan veya sese erişim artarak, Bifazik uyarıma (BU) göre daha hızlı ve rahatsız etmeyen bir program oluşturulabildiğini araştırmaktır.
- Çalışmaya 20 gönüllü alınması planlanmaktadır.

Bu çalışmaya katılmamı mı?

Bu çalışmada yer alıp almamak tamamen size bağlıdır. Şu anda bu formu imzalaranız bile istediğiniz herhangi bir zamanda bir neden göstermeksizin çalışmayı bırakmakta özgürsünüz. Aynı şekilde çalışmayı yürüten araştırmacı çalışmaya devam etmenizin sizin için uygun olmayacağına karar verebilir ve sizi çalışma dışı bırakabilir.

Bu çalışmaya katılırsam beni ne bekliyor?

- Bu çalışma kapsamında sizlere BU ve TU ile iki farklı ayar yapılarak bu ayarların odyolojik değerlendirmeleri yapılacaktır. Ayar ve değerlendirmeler toplamda ortalama 1 saat sürecektir.

Bu çalışmaya katılmamın maliyeti nedir?

Çalışmaya katılmakla parasal yük altına girmeyeceksiniz ve size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır.

Kişisel bilgilerim nasıl kullanılacak?

Çalışmada kişisel bilgileriniz, araştırmayı ve istatistiksel analizleri yürütmek için kullanılacaktır ancak kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır. Yalnızca gereği halinde, sizinle ilgili bilgileri etik kurullar ya da resmi makamlar inceleyebilir. Çalışmanın sonunda, kendi sonuçlarınızla ilgili bilgi isteme hakkınız vardır. Çalışma sonuçları çalışma bitiminde literatürde yayınlanabilecektir ancak kimliğiniz kesinlikle açıklanmayacaktır.

Daha fazla bilgi için kime başvurabilirim?

Çalışma ile ilgili ek bilgiye gereksiniminiz olduğunuzda aşağıdaki kişi ile lütfen iletişime geçiniz.

ADI : Muhammed Emin GÜRKAN
TELEFON : ██████████

(Hastanın Beyanı)

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Odyoloji Tezli Yüksek Lisans Öğrencisi Muhammed Emin GÜRKAN tarafından bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Araştırmanın yürütülmesi sırasında herhangi bir neden göstermeden araştırmadan çekilebilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

Araştırmadan elde edilen benimle ilgili kişisel bilgilerin gizliliğinin korunacağını biliyorum.

Araştırma sırasında kendi haklarım ile ilgili ya da araştırma ile ilgili daha fazla bilgi temin etmek için ayrıca bu araştırma nedeniyle bir sağlık sorunu yaşarsam herhangi bir saatte Ody. Muhammed Emin GÜRKAN'ı ██████████'numarasından arayabileceğimi biliyorum.

Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen araştırmacı tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabileceğimi biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu araştırmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın, gönüllülük içerisinde katılmayı kabul ediyorum.

Katılımcı

Adı, soyadı:
Tel:
İmza:
Tarih:

Katılımcı Yakını

Adı, soyadı:
Tel:
İmza:
Tarih:

Katılımcı ile görüşen araştırmacı

Adı soyadı: Ody. Muhammed Emin GÜRKAN
Tel: ██████████
İmza:
Tarih:

EK 2

HARİTA	KAPALI	DEĞERLİ	KIZILCIK	KİLİMCİ
FOTOĞRAF	MARMARA	ÇİLİNGİR	TABAKA	SİPARİŞ
HEDİYE	YASEMİN	YAKACAK	KIYMETLİ	PATLICAN
TEBEŞİR	KOLONYA	DÖNEMEÇ	CESARET	GELİNLİK
SİNEMA	KARANLIK	ELBİSE	KAHVECİ	ESİNTİ
TÜKENMEZ	BADANA	KIZAMIK	LACİVERT	MAYDANOZ
SALINCAK	KAÇAMAK	PAPATYA	KANARYA	KİTAPLIK
ODUCU	AYDINLIK	GİYECEK	ÇANKIRI	AKASYA
HARİKA	BOYALI	GÜVERCİN	ŞİKAYET	GEZİNTİ
BAYRAKLI	YOĞURTLU	KIVILCIM	KARAVAN	GELENEK
HAMARAT	HASTALIK	FABRİKA	BEGONYA	MAKİNA
HÜNERLİ	DEMİRCİ	ARALIK	ÖĞRENCİ	HATALI
HEMŞİRE	KULAKLIK	SEKRETER	HASTANE	EMANET
HAVADAR	OKYANUS	YASAMA	LOKANTA	GÖRENEK
PASKALYA	DOKUMA	AĞUSTOS	KARANFİL	ÇEKMECE
PARMAKLIK	HALICI	ÜNİTE	PASTANE	BEREKET
MERDİVEN	SONBAHAR	ÇAYDANLIK	DOMATES	TEDAVİ
SIRADAĞ	İŞİTME	TÜKETİM	SÜPÜRGE	BAHARAT
ASANSÖR	SARIYER	OTOBÜS	KÖSTEBEK	BANKACI
COĞRAFYA	LİMONLU	HARABE	ECZANE	KIRMIZI
HARİTA	ADANA	SERİNLİK	KANEPE	HAREKET
ARACI	KÖSTEBEK	POSTACI	HAZİRAN	ELEMAN
PUSULA	CEVİZLİ	TABURE	KIVIRCIK	ETİKET
TELEFON	İNDİRİM	TUTACAK	SÜREKLİ	ALMANYA
ŞEKERLİ	FISTIKLI	GEMİCİ	SANDALYE	HAZİNE
KAFADAR	TARAFSIZ	EFLATUN	IHLAMUR	DERECE
YÜKSEKLİK	KAPLICA	DANIŞMA	ÖNERİ	SİGORTA
KİRACI	ÇİÇEKLİ	ARKADAŞ	HARİTA	HÜRRİYET
KORKULU	AKARSU	DAĞITIM	DENETİM	HİKAYE
SATILIK	SANAYİ	ÜRETİM	KELİME	SANAYİ

EK 3

1-KAS	BEŞ	AZ	ÇAY	KİR
2-AT	GÖZ	BORÇ	OT	ÇAN
3-NEY	İN	DÜŞ	FİL	ÖL
4-ÖÇ	KAR	ET	ÖN	SEN
5-BİR	LAF	HÜR	KOR	KAKP
6-KÜF	DİŞ	KAZ	AL	AN
7-SAZ	MUZ	ÇOK	SARP	HİÇ
8-FON	AK	MUŞ	TEZ	ŞOK
9-PES	ÖRT	OL	DOST	FAR
10-YÜN	ÇAT	LEŞ	KUL	MES
11-BEK	KOÇ	POT	KEM	KİM
12-PAY	FAL	BAL	ŞIK	ÇİT
13-SEL	NET	TUŞ	BUZ	HARF
14-AÇ	ŞEN	ŞEF	NAL	NAR
15-DÜN	RUH	PEK	SAP	SÖZ
16-KOZ	DAĞ	ÇİZ	RAF	COP
17-ÜRK	TEL	FER	TÜL	FİŞ
18-ZAR	KIZ	HAT	CEP	BAS
19-BOY	SET	VE	TERK	KOR
20-BAŞ	YIL	TAP	KAN	TAY
21-TÜRK	KÖK	İÇ	ŞAL	ŞU
22-YAŞ	PİL	BEL	GÜZ	EK
23-VER	ZAM	KURT	KÜP	İZ
24-ÇAK	YIK	YEM	DİN	KAÇ
25-ŞAP	BEY	ZIT	LOŞ	LİF

EK 4

Kullanıcı Adı:

Doğum Tarihi:

Kullanılan Program:

1) Ses işlemcinizi günde kaç saat kullanıyorsunuz?

0	1	2	3	4	5
Hiç kullanmadım	1 saatten az	1-3 saat	3-5 saat	5-10 saat	10 saat ve üzeri

2) Ses yüksekliğinden memnun musunuz?

Hiç memnun değilim	Ses çok az	Ses az	Ses normal	Memnunum	Çok memnunum
--------------------	------------	--------	------------	----------	--------------

3) Rahatsızlık (acı, ağrı vb.) hissettiniz mi?

Her zaman hissettim	Genellikle hissettim	Ara sıra hissettim	Nadiren hissettim	Çok az hissettim	Hiç hissetmedim
---------------------	----------------------	--------------------	-------------------	------------------	-----------------

4) Yüksek seslerden veya gürültüden rahatsız oldunuz mu?

0	1	2	3	4	5
Her zaman rahatsız oldum	Genellikle rahatsız oldum	Ara sıra rahatsız oldum	Nadiren rahatsız oldum	Çok az rahatsız oldum	Hiç rahatsız olmadım

5) Bir kişi ile yapılan karşılıklı konuşmaları anlayabildiniz mi?

Hiç anlayamadım	Çok az anlayabildim	Nadiren anlayabildim	Ara sıra anlayabildim	Genellikle anlayabildim	Her zaman anlayabildim
-----------------	---------------------	----------------------	-----------------------	-------------------------	------------------------

6) Birden fazla kişinin bulunduğu konuşmaları anlayabildiniz mi?

Hiç anlayamadım	Çok az anlayabildim	Nadiren anlayabildim	Ara sıra anlayabildim	Genellikle anlayabildim	Her zaman anlayabildim
-----------------	---------------------	----------------------	-----------------------	-------------------------	------------------------

7) Müzik dinlerken zevk aldınız mı?

0	1	2	3	4	5
Hiç zevk almadım	Çok az zevk aldım	Nadiren zevk aldım	Ara sıra zevk aldım	Genellikle zevk aldım	Her zaman zevk aldım

8) TV izlerken zevk aldınız mı?

Hiç zevk almadım	Çok az zevk aldım	Nadiren zevk aldım	Ara sıra zevk aldım	Genellikle zevk aldım	Her zaman zevk aldım
------------------	-------------------	--------------------	---------------------	-----------------------	----------------------

9) Telefon ile rahat konuşabildiniz mi?

Hiç konuşamadım	Çok az konuşabildim	Nadiren konuşabildim	Ara sıra konuşabildim	Genellikle konuşabildim	Her zaman konuşabildim
-----------------	---------------------	----------------------	-----------------------	-------------------------	------------------------

10) Genel olarak programınızdan ne kadar memnun kaldınız?

0	1	2	3	4	5
Hiç memnun kalmadım	Çok az memnun kaldım	Biraz memnun kaldım	Orta derecede memnun kaldım	Memnun kaldım	Çok memnun kaldım

EK 5

**T.C. İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE;**

Y1190128 numaralı Muhammed Emin GÜRKAN isimli odyoloji tezli yüksek lisans öğrencinizin koklear implant kullanıcıları ile 04.10.2021 - 30.04.2022 tarihleri arasında MEDERS MEDİKAL'de çalışma yapabilmesi uygun görülmüştür.

Bilgilerinize arz ederiz.

04.10.2021

Julie Koşaner

Uluslararası İşitsel İmplantlar ve

Rehabilitasyon Müdürü



11. ETİK KURUL ONAYI

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

E-10840098-772.02-1279

02/04/2021

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Fasiyal Sinir Uyarımı (FNS) Görülen Koklear İmplant Kullanıcılarında Trifazik Uyarım ile Programlama			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	MUHAMMED EMİN GÜRKAN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Odyolog			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	Karar No:305		Tarih: 18/03/2021	
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.			

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ	Tıp Tarihi ve Etik	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E imzalıdır
Prof. Dr. Mete ÜNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E imzalıdır
Doç. Dr. Mehmet Kemal ÖZDEMİR	Elektrik ve Elektronik	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E imzalıdır
Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E imzalıdır
Doç. Dr. Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E imzalıdır
Dr. Öğr. Üyesi Nezih HACIHASANOĞLU ÇAKMAK	Biyokimya	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E imzalıdır
Dr. Öğr. Üyesi Neriman İpek KIRMIZI	Tıbbi Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E imzalıdır

* :Toplantıda Bulunma