



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KOKLEAR İMPLANT AYARLAMADA NUCLEUS FITTING
SOFTWARE VE CUSTOM SOUND PROGRAMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

YETER SAÇLI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KULAK BURUN BOĞAZ ANABİLİM DALI

ODYOLOJİ VE KONUŞMA BOZUKLUKLARI BİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. EMİNE UFUK DERİNSU

2019-İSTANBUL

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Programın seviyesi : Yüksek Lisans
Anabilim Dalı : Kulak Burun Boğaz ABD- Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları BD
Tez Sahibi : Yeter SAÇLI
Tez Başlığı : Koklear İmplant Ayarlamada Nucleus Fitting Software ve Custom Sound Programlarının Karşılaştırılması
Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Pendik EAH-Odyoloji Bölümü
Sınav Tarihi : 19/07/2019

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

Danışman	Kurumu	İmza
Doç. Dr. E. Ufuk DERİNSU	Marmara Üniversitesi KBB ABD Odyoloji BD	
Sınav Jüri Üyeleri		
Doç. Dr. Ayça ÇİPRUT	Marmara Üniversitesi KBB ABD Odyoloji BD	
Doç. Dr. Sezer KÜLEKÇİ	İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Odyoloji Bölümü	

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 31/07/2019 tarih ve 143 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

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



Yeter SAÇLI

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca her zaman bilgi ve tecrübesini paylaşan, nezaketi ve içtenliğiyle tüm sorularımı cevaplandıran, yol gösteren, meslek yaşantıma büyük katkılar sağlayan değerli tez danışmanım Doç. Dr. E.Ufuk Derinsu'ya,

Deneyimlerini ve desteğini hiç esirgmeden, güler yüzü ve samimiyeti ile hep yanımda olan değerli hocam Doç. Dr. A.Ayça Çiprut'a,

Bilgi birikimleri ile hep yardımcı olan, yol gösteren Dr. Ody. Atılım Atılğan'a, Dr. Ody. Sıdika Cesur'a ve Uzm. Ody. Mustafa Yüksel'e,

Tez süresince verdikleri destek için Dr. Ody. Şengül Terlemez'e ve Uzm. Ody. Merve Bayrı'ye,

Yüksek lisans eğitimimi keyifli hale getiren ve çok kıymetli anılar biriktirdiğim dönem arkadaşlarım Ody. Büşra Türkoğlu'na, Ody. Esra Sarlık'a ve Ody. Ebru Sönmez Topçu'ya,

Lisans ve yüksek lisans eğitimini birlikte paylaştığım, her zaman sevgisini ve desteğini hissettiren, her koşulda yanımda olan canım dostum Ody. Sema Satıcı'ya,

Tüm hayatım boyunca attığım her adımda hep destek olan, sevgileri ile bana güç veren anneme, babama ve kardeşime sonsuz minnet, sevgi ve saygılarımla teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER	ii
KISALTMALAR/SİMGELER LİSTESİ	vi
TABLO LİSTESİ	viii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	6
4.1. Koklear İmplant Nedir?	6
4.2. Koklear İmplantın Temel Parçaları	6
4.2.1. Dış parçalar	6
4.2.1.1. Mikrofon	6
4.2.1.2. Konuşma işlemcisi	7
4.2.1.3. Bağlantı kablosu	7
4.2.1.4. Aktarıcı bobin	7
4.2.2. İç parçalar	7
4.2.2.1. Alıcı bobin	7
4.2.2.2. Mıknatıs	7
4.2.2.3. Elektronik paket	7
4.2.2.4. Elektrot kabloları	7
4.2.2.5. İntrakoklear elektrot dizisi	8
4.2.2.6. Ekstrakoklear elektrotlar	8
4.3. Koklear İmplant Nasıl Çalışır?	8

4.4. Koklear İmplant Programlama	8
4.4.1. Kullanılan uyaran parametreleri	9
4.4.1.1. Uyarım modları	9
4.4.1.2. Uyarın hızı (sıklığı)	10
4.4.1.3. Uyarın süresi ve şiddeti	10
4.4.2. Konuşma kodlama stratejileri	11
4.4.3. En az ve en rahat duyma seviyelerinin tespiti	12
4.4.3.1. Subjektif yöntemler	12
4.4.3.2. Objektif yöntemler	14
4.4.3.2.1. Elektriksel uyarılmış beyin sapı cevabı (EABR)	14
4.4.3.2.2. Elektriksel uyarılmış stapes refleks eşiğı (ESRT)	14
4.4.3.2.3. Elektriksel uyarılmış bileşik aksiyon potansiyeli (ECAP)	15
4.4.4. Cochlear marka konuşma işlemcilerinde programlama	17
4.4.4.1. Custom Sound	17
4.4.4.2. Nucleus Fitting Software	20
4.4.5. Koklear implant ayarlarının değerlendirilmesi	23
4.4.5.1. Subjektif testler	23
4.4.5.2. Objektif testler	25
5. GEREÇ VE YÖNTEM	27
5.1. Çalışma İzni ve Etik Kurul Onayı	27
5.2. Çalışmanın Yeri ve Tarihi	27
5.3. Araştırmanın Modeli	27
5.4. Araştırmanın Evreni	27
5.5. Çalışma Düzeni	29
5.5.1. NFS ile programlama	29

5.5.2. CS ile programlama	30
5.5.3. Koklear implantlı işitme eşikleri	30
5.5.4. Koklear implantlı konuşmayı anlama skoru	31
5.5.5. Koklear implantlı P1 dalgaları	31
5.5.6. Koklear implant memnuniyeti	32
5.6. Veri Analizi	33
6. BULGULAR	34
6.1. T Seviyeleri	34
6.2. C Seviyeleri	35
6.3. Programların Ayar Süreleri	36
6.4. Koklear İmplantlı İşitme Eşikleri	36
6.5. Koklear İmplantlı Konuşmayı Anlama Skorları	37
6.6. Koklear İmplantlı P1 Dalgaları	37
6.7. Koklear İmplant Kullanıcılarının Program Memnuniyetleri	38
7. TARTIŞMA VE SONUÇ	39
7.1. Farklı Programlama Yöntemlerinin T ve C Seviyelerine Etkisi.....	39
7.2. NFS ve CS'nin Programlama Süresine Etkisi.....	40
7.3. Farklı Programlama Yöntemlerinin Koklear İmplantlı İşitme Eşiklerine Etkisi.....	41
7.4. Farklı Programlama Yöntemlerinin Konuşma Testlerine Etkisi.....	42
7.5. Farklı Programlama Yöntemlerinin İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller ile İncelenmesi.....	44
7.6. Farklı Programlama Yöntemlerinin Kullanıcı Memnuniyetine Etkisi.....	44
7.7. NFS'nin Kısıtlılıkları	45
8. KAYNAKLAR	47

9. EKLER	55
Ek 1: Etik Kurul Onayı	55
Ek 2: Tek Heceli Fonetik Dengeli Konuşma Listeleri	56
Ek 3: Sözel Bildiri	57
10. ÖZGEÇMİŞ	58

KISALTMALAR/SİMGELER LİSTESİ

- ABR: Auditory Brainstem Response
- ACE: Advanced Combination Encoder
- ART: Auditory Nerve Response Telemetry
- BP: Bipolar
- C: Comfort
- CIS: Continuous Interleaved Sampling
- CL: Current Level
- CS: Custom Sound
- Cz: Verteks
- dB: Desibel
- EABR: Electrically Evoked Auditory Brainstem Response
- ECAP: Electrically Evoked Compound Action Potential
- ESRT: Electrical Stapedial Reflex Threshold
- HL: Hearing Level
- Hz: Hertz
- kHz: Kilohertz
- Kİ: Koklear İmplant
- MP: Monopolar
- NFS: Nucleus Fitting Software
- NRI: Neural Response Imaging
- NRT: Neural Response Telemetry
- pps: Pulse Per Second
- SNR: Signal to Noise Ratio
- SL: Sensation Level

SPEAK: Spectral Peak Strategy

SPL: Sound Pressure Level

SRS: Speech Recognition Score

SRT: Speech Reception Threshold

T: Threshold

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Katılımcıların implant modelleri dağılımı

Tablo 2: Katılımcıların cinsiyet dağılımı

Tablo 3: Katılımcıların yaş ve koklear implant kullanım süresi ortalamaları

Tablo 4: Katılımcıların cihaz kullanımı

Tablo 5: İşitme kaybının dil gelişimine göre sınıflandırılması

Tablo 6: P1 kaydı için kullanılan parametreler

Tablo 7: Koklear implant program memnuniyet skalası

Tablo 8: Kullanıcıların NFS ve CS'deki T seviyeleri ortalamaları ve p değerleri

Tablo 9: Kullanıcıların NFS ve CS'deki C seviyeleri ortalamaları ve p değerleri

Tablo 10: Programlama yöntemlerinin ayar süresi ortalamaları ve p değeri

Tablo 11: Kullanıcıların serbest alan işitme eşikleri ortalamaları ve p değerleri

Tablo 12: Kullanıcıların konuşmayı anlama skorları ortalamaları ve p değerleri

Tablo 13: Kullanıcıların P1 dalgalarının latans ortalamaları ve p değerleri

Tablo 14: Kullanıcıların P1 dalgalarının amplitüt ortalamaları ve p değerleri

Tablo 15: Programlara verilen puanların kişi dağılımları

Tablo 16: Programlara verilen puanların ortalamaları ve p değerleri

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1: Koklear implantın dış parçaları

Şekil 2: Koklear implantın iç parçaları

Şekil 3: Kullanılan uyarım modları

Şekil 4: Bifazik akım

Şekil 5: İleriye maskelemenin çıkarılması yöntemi

Şekil 6: ECAP dalgası

Şekil 7: Custom Sound programlama adımları

Şekil 8: Custom Sound uyarın seviyelerinin belirlenmesi

Şekil 9: Nucleus Fitting Software programlama adımları

Şekil 10: Nucleus Fitting Software-Ana Ses ve Bas&Tiz

Şekil 11: Nucleus Fitting Software-Konfor

Şekil 12: Nucleus Fitting Software-EŞik

Koklear İmplant Ayarlamada Nucleus Fitting Software ve Custom Sound Programlarının Karşılaştırılması

Öğrencinin Adı-Soyadı: Yeter SAÇLI

Danışman: Doç. Dr. Emine Ufuk DERİNSU

Anabilim Dalı: Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı, Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Bilim Dalı

1. ÖZET

Amaç: Bu araştırmada koklear implant ayarlamada kullanılan Nucleus Fitting Software (NFS) ve Custom Sound (CS) programlarının; T ve C seviyeleri, programlama süresi, hasta memnuniyeti ve ayarlamaların objektif ve subjektif testlerle kontrolü açısından karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmaya 16-80 yaş aralığında olup, Cochlear marka tek taraflı koklear implant kullanan 37 kişi dahil edilmiştir. Katılımcıların implantları NFS ve CS ile ayrı ayrı programlanmıştır. Her iki programlamayı yaparken de, kronometre ile süre tutulmuştur. Ayarlamaların ardından her bir program için subjektif değerlendirme açısından, katılımcıların serbest alanda işitme eşikleri ve kayıtlı konuşma kullanılarak konuşmayı anlama skorları hem gürültüsüz hem de sinyal-gürültü oranı +10 dB iken belirlenmiştir. Programların objektif değerlendirmesi için ise kortikal işitsel uyarılmış potansiyel ölçümleri yapılarak P1 cevapları saptanmıştır. Son olarak kullanıcılardan programları ses kalitesi, gürültüde konuşma anlaşılabilirliği açısından değerlendirmeleri ve programlardan birini tercih etmeleri istenmiştir.

Bulgular: NFS ve CS ile yapılan programlarda T ve C seviyeleri, işitme eşikleri, konuşma testleri, P1 cevapları ve hasta memnuniyeti açısından anlamlı farklılık elde edilmemiştir ($p>0,05$). NFS ile yapılan ayarlamalar ise CS'den daha kısa sürmüştür ($p<0,05$).

Sonuçlar: NFS; koklear implant ayarlamada objektif ve kısa sürede programlama yapılmasına olanak sağlayan yeni, pratik bir yazılımdır.

Anahtar Sözcükler: koklear implant, fitting, programlama, NRT, NFS

Comparison of Nucleus Fitting Software and Custom Sound Programs in Cochlear Implant Adjustment

Student's Name-Surname: Yeter SAÇLI

Consultant: Assoc. Prof. Emine Ufuk DERİNSU

Department: Department of Otolaryngology, Discipline of Audiology and Speech Disorder

2. ABSTRACT

Aim: The aim of this study is to compare Nucleus Fitting Software (NFS) and Custom Sound (CS) programs which are used in cochlear implant adjustment in terms of T and C levels, programming time, patient satisfaction and control of adjustments with objective and subjective tests.

Materials and Methods: The study included 37 participants who are in the 16-80 age range using a Cochlear single-sided cochlear implant. The implants of the participants were individually programmed with NFS and CS. While performing both programming, the time has been kept with the stopwatch. In terms of subjective evaluation for each program following the adjustments, in the free field the participants' hearing thresholds and speech recognition scores using recording speech were both quiet and the signal-to-noise ratio was +10 dB were determined. For objective evaluation of the programs, cortical auditory evoked potential measurements were performed and P1 responses were determined. Finally, users were asked to evaluate programs in terms of sound quality, speech intelligibility in noise and to choose one of the programs.

Results: There were no significant differences in T and C levels, hearing thresholds, speech tests, P1 responses and patient satisfaction in the programs performed with NFS and CS ($p>0,05$). Adjustments with NFS were shorter than CS ($p<0,05$).

Conclusion: NFS is a new, practical software that allows the programming of the cochlear implant in a short time.

Keywords: cochlear implant, fitting, programming, NRT, NFS

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Koklear implant, bilateral ileri veya çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybı olan ve geleneksel işitme cihazlarından fayda göremeyen bireylerde tercih edilen bir cihazdır (Stach, 2010). Bu elektronik cihaz; mekanik ses enerjisini, elektrik sinyallerine dönüştürerek, sesleri doğrudan kokleaya aktarır ve seslerin algılanmasını sağlar. Özetle işitme sisteminde iç kulağın yerine geçerek işlev görür (Clark, 2003).

Koklear implant; temel olarak iç ve dış olmak üzere iki kısımdan oluşur. İç kısım; cerrahi müdahale ile deri altına yerleştirilen alıcı bobin, mıknatıs ve elektrot dizilerini içerir. Dış kısım ise ameliyat sonrası kulak arkasına takılan bir ses işlemcisi ve kafa derisi altındaki alıcıyla bir mıknatıs vasıtası ile irtibatı sağlayan iletici bobinden oluşur. Dış parça tarafından toplanan çevresel sesler, mıknatıs aracılığıyla kafa derisi altındaki alıcıya gönderilir. Alıcıya gelen sesler, elektriksel kodlara dönüştürülerek iç kulağa yerleştirilen elektrotlara iletilir. İşitme sinirine yakın olarak yerleştirilen elektrotlar vasıtası ile oluşan akım, sinirde aksiyon potansiyeli oluşturarak işitsel bilgi halinde beyne gönderilir (Zwolan, 2015).

Koklear implantlar, kullanıcıların beklentileri ve ihtiyaçları doğrultusunda belirli aralıklarla ayarlanır. Bu ayarlamalar, implanta özel yazılımların yüklü olduğu bilgisayarlar aracılığıyla objektif veya subjektif uygulamalar ile gerçekleştirilir (Wolfe ve Schafer, 2015). Kullanıcılara ait T seviyesi (threshold-en az duyma seviyesi) ve C seviyesi (comfort-en rahat duyma seviyesi) belirlenerek, kişilerin işitmeleri optimum düzeyde tutulmaya çalışılır. Yapılan bu ayarlamalar çeşitli testler kullanılarak kontrol edilebilir (Shapiro, 2006).

Söz konusu yazılımlar oldukça teknik bilgi gerektirir ve detaylı arayüzlere sahiptirler. Bu arayüzlerden biri olan Custom Sound, Cochlear firması tarafından geliştirilmiş ve koklear implant ayarlamada yıllardır kullanılan geleneksel bir programdır (Patrick ve ark., 2006).

Uzun yıllardır farklı firmalar; söz konusu arayüzleri basitleştirmeye, uygulama süresini azaltmaya, hastaya bağımlılığı ve subjektiviteyi en aza indirmeye çalışmaktadırlar (Botros ve ark., 2013).

Bu amaçla koklear implant ayarlamada daha önce kullanılan Custom Sound (CS) programından farklı olarak söz konusu firma tarafından Nucleus Fitting Software (NFS) adı verilen yeni bir arayüz geliştirilmiştir.

Programlama arayüzlerinden NFS, CS'ye göre daha basit ve sade şekilde geliştirilmiştir. NFS ile ayarlamaların kullanıldığı çalışmalarda, koklear implantların daha kısa sürede ve daha az deneyim ile programlanabildiği belirtilmiştir. Ayrıca azalan programlama süresi sebebiyle, bu arayüzün daha çok hasta odaklı olduğu ve implant kullanıcılarına daha fazla danışmanlık yapılabileceği ifade edilmiştir (Tóth ve ark., 2015; Durankaya ve ark., 2015).

Koklear implant programlarının kullanıcılara sağladığı faydayı değerlendirmek adına hem objektif hem de subjektif bazı testler yapılabilir. Daha önce yapılan çalışmalarda, NFS ve CS karşılaştırmaları subjektif yöntemler ile değerlendirilmiş olup, objektif testler kullanılmamıştır.

Bu araştırmada koklear implant kullanıcılarının konuşma işlemcilerini ayarlamada kullanılan CS ve NFS programlarının, subjektif ve objektif test yöntemleri kullanılarak karşılaştırılması planlanmaktadır. Bu çalışmada;

1. CS ve NFS kullanılarak yapılan ayarlamalarda oluşan T ve C seviyelerinin incelenmesi,
2. Her iki arayüz ile yapılan ayarlamalarda, programlama sürelerinin karşılaştırılması,
3. Programlama sonrasında kişilerin koklear implant ayarından gördüğü faydayı belirlemek için uygulanan objektif ve subjektif test sonuçlarının değerlendirilmesi,
4. İmplant kullanıcılarının her iki programa ilişkin fikir ve memnuniyetlerinin ortaya konması,
5. NFS'nin, CS'ye göre avantaj ve dezavantajlarının belirlenmesi amaçlanmıştır.

Bu plan doğrultusunda; her iki program ile yapılan ayarlamalar ve test sonuçları incelendiğinde, hastaların implant programlarından göreceği faydalar arasında bir farklılık olmayacağı düşünülmektedir. Ayrıca implantın daha kısa sürede

ayarlanmasına olanak sağladığı düşünölen NFS arayüzünün, hem klinisyen hem de hastalar için zaman tasarrufu sağlayacağı ve kolaylık yaratabileceğı düşünölmektedir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Koklear İmplant Nedir?

Koklear implant, işitme sinirini uyarmak için ameliyatla cilt altına yerleştirilen elektronik bir cihazdır. Kokleadaki zarar görmüş tüy hücreleri, sesi kodlama görevini yerine getiremediği için bu cihaz; sesleri, elektriksel olarak işitme siniri aracılığıyla beyne iletir (Grayden ve Clark, 2006).

Koklear implantlar, bilateral ileri veya çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybı olan ve işitme cihazından sınırlı fayda gören bireyler için uygundur (Wolfe ve Musgrave, 2017).

4.2. Koklear İmplantın Temel Parçaları

Günümüzde mevcut olan koklear implant sistemleri, işitme kayıplı bireylere ses iletimini sağlamak için birlikte çalışan birçok ortak bileşene sahiptir. Bu bileşenler, cerrahi olarak yerleştirilen iç parçalardan ve harici olarak takılan dış parçalardan oluşur (Zwolan, 2009).

4.2.1. Dış parçalar

Koklear implantın dış parçaları; mikrofon, konuşma işlemcisi, bağlantı kablosu ve bobinden oluşur (Zwolan, 2015). Koklear implantın dış parçaları Şekil 1’de gösterilmektedir.



Şekil 1: Koklear implantın dış parçaları

(<https://www.cochlear.com/au/en/home/products-and-accessories/cochlear-nucleus-system/nucleus-sound-processors/nucleus-6/>, Erişim Tarihi: 21 Ocak 2019)

4.2.1.1. Mikrofon: Çevreden gelen sesleri yakalayıp, konuşma işlemcisine gönderir (Zwolan, 2015).

4.2.1.2. Konuşma işlemcisi: Mikrofondan gelen sesler burada, dijital kodlara dönüştürülür (Zwolan, 2015).

4.2.1.3. Bağlantı kablosu: Konuşma işlemcisinde dönüştürülen kodların, kişinin kafasına yerleşmiş olan aktarıcı bobine iletilmesini sağlar (Zwolan, 2015).

4.2.1.4. Aktarıcı bobin: Bilgiyi transkutanöz iletim (radyo frekans dalgaları) ile cilt altındaki alıcı bobine aktarır. İki bobin birbirine ortalarında yer alan mıknatıs aracılığı ile bağlıdır (Hughes, 2013).

4.2.2. İç parçalar

Koklear implantın iç parçaları; alıcı bobin, mıknatıs, elektronik paket, elektrot kabloları, intrakoklear elektrot dizisinden ve ekstrakoklear elektrotlardan oluşur (Hughes, 2013). Koklear implantın iç parçaları Şekil 2’de gösterilmektedir.



Şekil 2: Koklear implantın iç parçaları

(<https://www.cic-berlin-brandenburg.de/bir-ci-nedir/>, Erişim Tarihi: 21 Ocak 2019)

4.2.2.1. Alıcı bobin: Dış parçada yer alan aktarıcı bobinden radyo frekans sinyallerini alır (Hughes, 2013).

4.2.2.2. Mıknatıs: Dış parçadaki aktarıcı bobinin, kafada sabit kalmasını sağlar (Hughes, 2013).

4.2.2.3. Elektronik paket: Gelen radyo frekans sinyalini analiz ederek; iletilecek akımın hız, miktar ve sıra bilgisini çözer (Hughes, 2013).

4.2.2.4. Elektrot kabloları: Elektronik paketten, kokleaya yerleştirilen elektrot kontaklarına akım taşır (Hughes, 2013).

4.2.2.5. İntrakoklear elektrot dizisi: İşitme siniri liflerinin uyarılmasını sağlayan intrakoklear elektrotlar, tonotopik bir düzene sahiptir (Hughes, 2013).

4.2.2.6. Ekstrakoklear elektrotlar: Monopolar uyarımı sağlamak için bir veya iki ekstrakoklear elektrot bulunur. Bu elektrotlar genellikle elektronik paket içerisinde veya elektronik paketin yanındaki elektrot hattı üzerinde bulunabilir (Hughes, 2013).

4.3. Koklear İmplant Nasıl Çalışır?

Konuşma işlemcisi üzerinde yer alan mikrofonlar, çevreden gelen akustik sinyalleri toplar. Konuşma işlemcisinde dijital kodlara dönüştürülen sinyal, aktarıcı bobin ile alıcı bobine iletilir. İç parçada yer alan elektronik pakette çözülen bu kodlar, kokleaya yerleştirilmiş elektrotlara aktarılır. Elektrotlardan gönderilen elektriksel sinyaller, işitme siniri liflerini uyarır. Böylelikle sesin, işitme sinirinden kortekse kadar iletilmesi sağlanır (Stach, 2010).

4.4. Koklear İmplant Programlama

Koklear implanttan maksimum performans ve fayda sağlanabilmesi için, koklear implantın belirli aralıklarla ayarlanması gerekir. Bu ayarlamalar başlangıçta daha sık gerçekleşir. Çünkü klinisyen; implant kullanıcısına ve ailesine koklear implantın kullanımı, bakımı ile ilgili danışmanlık yapar ve implantın ayarlarını kontrol eder. İmplantın alıştırma sürecinin ardından kontroller daha geniş zaman dilimlerinde yapılır (Wolfe ve Schafer, 2015). Ayarların yapılmasındaki amaç, gelen akustik uyarıların implantın her bir elektrotu için kullanılabilir elektriksel sinyal haline dönüştürülmesini programlamaktır. Ayarlamaların doğru yapılması, kişilerin konuşma algısını etkiler. Bu durum odyologların; programlama yaparken kullanıcının yaşı, işitme kayıplı geçen süre ve ek engel durumu başta olmak üzere birçok faktörü göz önünde bulundurmasını gerektirir (Shapiro, 2006).

Hastanın konuşma işlemcisi bir ara kablo aracılığı ile uygun implant programlama yazılımının yüklü olduğu bilgisayara bağlanır. Böylece T ve C seviyeleri, uyarım modu, akım genişliği, uyarım süresi, uyarım sıklığı vb. uyarım parametreleri kontrol edilebilir (Clark, 2003).

İlk programlamadaki önemli adımlardan biri de impedans ölçümüdür. Çünkü bu ölçüm, implanta gönderilecek elektriksel akıma karşı oluşan toplam direnci gösterir.

Elektrot impedansları genellikle ilk programlamada yüksektir. Fakat sonraki programlarda uyum süreciyle birlikte impedanslar azalır ve dengelenir (Wolfe ve Schafer, 2015).

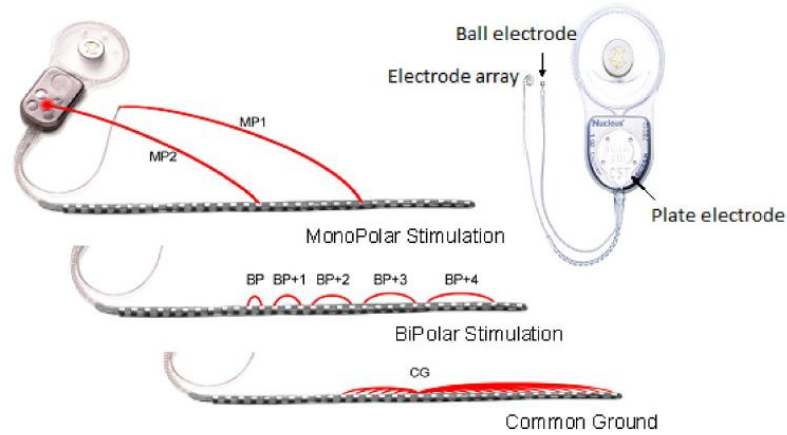
4.4.1. Kullanılan uyaran parametreleri

4.4.1.1. Uyarım modları

Uyarım modları, işitme sinirine akım iletebilecek bir elektrik devresi oluşturmak için kanalların nasıl bağlandığını gösterir. Koklear implanttaki bu elektrik devresi; iç parçada yer alan akım kaynağından, bir aktif elektrottan ve bir referans elektrottan oluşur.

Aktif elektrot, intrakoklear bir elektrottur ve ideal olarak scala timpani içine yerleştirilmiştir. Referans elektrot ise genellikle ekstrakoklear bir elektrottur ve koklea dışında internal stimülatör üzerinde yer alır. Alternatif olarak elektrot hattı üzerinde de yer alabilir.

Monopolar (MP), bipolar (BP) ve common ground en sık kullanılan elektrot uyarım modlarından (Wolfe ve Schafer, 2015).



Şekil 3: Kullanılan uyarım modları (Seligman, 2007)

Akım, MP uyarımda aktif bir intrakoklear elektrot ile musculus temporalis'e yerleştirilen yuvarlak elektrot (MP1) veya mastoid kemiğe yerleştirilen yassı elektrot (MP2) arasından geçer. Ayrıca referans elektrot olarak her ikisi de (MP1+2) seçilebilir.

Uyarım BP olduğunda, iç kulakta yer alan elektrotlardan biri aktif, diğeri referans elektrot olarak seçilir (Arora ve ark., 2012). Aktif ve referans elektrot yan

yana seçilirse BP olarak adlandırılır. Aralarında bir elektrot varsa BP+1, iki elektrot varsa BP+2 olarak adlandırılır. BP uyarım, daha fazla odaklanmış sinyal sağlarken, MP uyarım ise koklea boyunca tonotopik bir sinyalin sağlanmasına izin verir. Ek olarak, BP uyarımda elektriksel akım daha dar bir alana yayıldığından istenilen ses algısına ulaşabilmek için MP uyarıma göre daha yüksek akım seviyeleri gerekir. Bu durum pil ömrünü kısaltır (Wolfe ve Schafer, 2015).

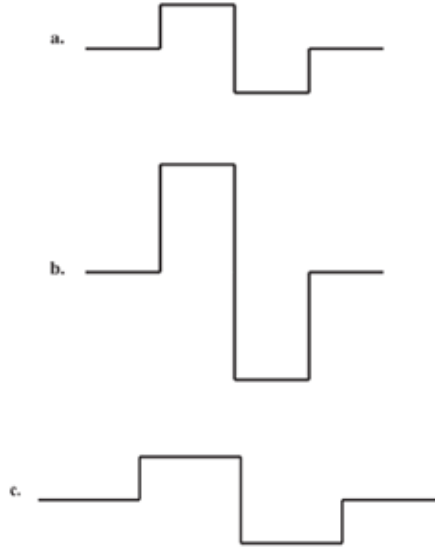
Common ground uyarımda ise, iç kulaktaki elektrotlardan birisi aktif elektrot olarak belirlenirken, diğer tüm intrakoklear elektrotlar referans olur (Arora ve ark., 2012). Bütün elektrotlar birbirine elektriksel olarak bağlı olduğu için, kısa devre durumunu tespit etmede etkili uyarım modudur (Wolfe ve Schafer, 2015).

4.4.1.2. Uyarın hızı (sıklığı)

Günümüz koklear implantlarında genellikle bifazik uyarım kullanılır. Uyarın hızı, bir saniyede gönderilen bifazik uyarın sayısı olarak tanımlanır ve birimi pps (pulse per second) olarak kısaltılır. Uyarın hızındaki değişiklikler, kullanıcıların perde ve şiddet algısında değişikliklerle sonuçlanır. Örneğin; daha yüksek uyarın hızı, temporal sumasyon nedeniyle genellikle daha yüksek bir sinyal ve daha yüksek bir perde algısı oluşturur (Wolfe ve Schafer, 2015).

4.4.1.3. Uyarın süresi ve şiddeti

Uyarın şiddeti iki şekilde artırılabilir. Birinci olarak Şekil 4b'deki gibi akım şiddeti artırılabilir. İkinci olarak ise Şekil 4c'deki gibi akım genişliği (pulse width) artırılabilir. Pulse width, uyarıcının akım verdiği süredir ve mikrosaniye cinsinden ölçülür. Pulse width ile uyarın hızı arasında ters bir ilişki vardır. Daha geniş bir pulse width daha düşük bir uyarım hızı anlamına gelmektedir (Wolfe ve Schafer, 2015).



Şekil 4: Bifazik akım (Wolfe ve Schafer, 2015).

a) Orijinal sinyal, b) Akım şiddeti artırılmış sinyal, c) Akım genişliği artırılmış sinyal

4.4.2. Konuşma kodlama stratejileri

Konuşma kodlama stratejileri; gelen akustik sinyalin frekans, şiddet ve zamansal ipuçlarını elektriksel kod haline dönüştürmek için kullanılan algoritmalar (Wolfe ve Schafer, 2015). Konuşmanın frekans bilgisi uyarım bölgesi tarafından iletilir. Konuşmanın şiddeti, uyarının akım genişliği ve akım yüksekliğinin toplamıyla belirlenir. Zamansal ipuçları ise uyarım hızı ve elektrotların uyarım sırası ile oluşturulur (Rance ve Dowell, 1997). Bu stratejiler, kullanıcının genel iletişim potansiyelini en üst düzeye çıkarmada son derece önemli bir rol oynamaktadır. Koklea içerisindeki ateşlemeyi olabildiğince doğal olarak taklit etmek için son yıllarda farklı konuşma işleme stratejileri geliştirilmiştir (Babacan, 2010). Koklear implant sisteminde kullanılan bazı konuşma işleme stratejileri şöyledir:

- a. SPEAK (Spectral Peak Strategy): Gelen sinyal, merkez frekansları 250 Hz-10 kHz arasında olan 20 frekans bandına bölünür. Gelen sinyalin spektral özellikleri göz önüne alınarak en yüksek enerjiye sahip 6 ile 8 arasında değişen elektrot (maxima) seçilir. Genellikle 6 elektrot kullanılarak Nucleus 24 serisi implantlarda uygulanmaktadır. 250 Hz'lik sabit bir analiz oranı ve 250 pps sabit uyarım hızı kullanılır (Arora ve ark., 2012).

- b. CIS (Continuous Interleaved Sampling): Elektrotlar üzerindeki eş zamanlı olmayan uyarım avantajını kullanarak, kısa fakat hızlı uyarımla; gelen sinyalin zamansal yapısını korumayı amaçlamaktadır (Somek ve ark., 2006).
- c. ACE (Advanced Combination Encoder): Akustik sinyalin zamansal ve spektral ipuçlarını vurgular. Sinyal spektrumundan en yüksek enerjiye sahip 6, 8, 12 veya 20 maxıma seçilir ve kanal başına 250 ile 2400 pps'lik bir hızda uyarım sağlar. Yüksek uyarım oranlarına sahiptir ve şu anda Cochlear marka cihazların kullanımı için standart strateji olarak kabul edilmektedir (Bazon ve ark., 2016).

4.4.3. En az ve en rahat duyma seviyelerinin tespiti

Koklear implant programlaması yapılırken, her elektrot için bir dinamik aralık oluşturulur. Dinamik aralık, en az duyma seviyesi (T) ve en rahat duyma seviyesi (C) arasındaki farktır (Özdemir, 2006). T ve C seviyeleri objektif veya subjektif yöntemlerle belirlenebilir. Bu tercih durumu; kullanıcının yaşına, koklear implant kullanım süresine ve bilişsel yeteneklerine bağlı olarak değişiklik gösterebilir (Atılğan, 2008).

4.4.3.1. Subjektif yöntemler

Subjektif (davranışsal) yöntemler, hem çocuk hem de yetişkin koklear implant kullanıcılarında tercih edilebilir. Ayarlama yapılırken genellikle önce T, ardından C seviyeleri belirlenir. Çocuk koklear implant kullanıcılarında; T ve C seviyelerini belirlemek için çocuğun yaşına göre davranış gözlem odyometrisi, görsel pekiştireç odyometrisi veya oyun odyometrisi kullanılabilir. Ayrıca canlı ses modunda çocuğun verdiği tepkiler göz önünde bulundurularak da ayarlama yapılabilir.

Yetişkin koklear implant kullanıcılarında T seviyelerini belirlerken, kişilere referans vermek adına önce eşik üzerinde bir elektriksel uyarım gönderilir. İşitilebilirlik sağlandıktan sonra, geleneksel eşik belirleme yöntemi kullanılır. Kullanıcılar düşük sinyal seviyelerine azalan (descending) yöntem kullanıldığında artan (ascending) yöntemle göre daha fazla yanıt verme eğilimindedirler. Bu nedenle düşük şiddetteki girdilerin işitilebilirliğini sağlamak için, T seviyesine verilen yanıtlar artan (ascending) yöntemle dayandırılmalıdır. Her iki yöntemle de gönderilen sinyallerin adımları programlamalarda farklılık gösterebilir. Örneğin; yeni implante

olmuş bir kullanıcıda adımlar daha büyük iken, deneyimli kullanıcılarda daha küçük adımlarla T seviyeleri belirlenebilir. Bilgisayar/işlemci arabirimini kullanarak, odyolog tarafından sunulan sinyallere; kullanıcıların el kaldırarak, ‘evet’ diyerek veya ses yüksekliği skalasını kullanarak sözel geri bildirimde bulunması istenir. İmplanttaki her bir elektrot için bu şekilde ayarlama yapılabilir. Çocuklarda ise T seviyeleri ayarlanırken dikkat süreleri de baz alınmalıdır. Bu yüzden ayarlama interpolasyon kullanılabilir. Bu yöntemle, implantın farklı frekans bölgelerinden seçilen elektrotların T seviyeleri belirlenir ve kalan ara elektrotların T seviyeleri klinisyen tarafından birbirine yakın şekilde ayarlanarak, tahmin edilir.

İmplant kullanıcılarında T seviyelerinin uygun şekilde ayarlanmaması, bazı problemlere sebep olabilir. Örneğin, T seviyeleri olması gerekenden daha düşük ayarlanırsa, kullanıcılar düşük şiddetteki seviyeleri yeterince duyamaz. Olması gerekenden daha yüksek ayarlandığında ise kişilerin dinamik aralıkları gereksiz yere daralacaktır. Bu durumda kullanıcı, gereğinden fazla ortam gürültüsü duymaya başlar.

Yetişkin koklear implant kullanıcılarında C seviyeleri belirlenirken, tıpkı T seviyelerini ayarlar gibi geleneksel yöntem kullanılabilir. Ayrıca canlı ses modunda, sesler kademeli olarak artırılarak kullanıcılara sorulabilir. C seviyelerinin ayarları; konuşmayı tanımayı, ses kalitesini ve kişinin kendi sesini etkileyebilir.

İyi bir konuşma algısı ve ses kalitesi sağlayan bir program oluşturmak için gerekli en önemli bileşenlerden biri eşit ses yüksekliğidir. C seviyeleri belirlendikten sonra klinisyenin, elektrot dizisi boyunca gürlük eşitlemesi (loudness balancing) yapması gerekmektedir. Bunu yaparken, genellikle apikal bölgeden iki elektrot seçilerek başlanır ve bazal bölgeye kadar devam eder. Fakat başlangıç elektrotları, implant kullanıcılarının ses toleransına göre de farklılık gösterebilmektedir. Eşitleme yaparken, klinisyenin implant kullanıcılarına verdiği yönerge büyük önem taşımaktadır. Gönderilen sinyalin frekansından ziyade şiddetine odaklanması gerektiği belirtilmelidir. Kullanıcının, klinisyeni sözel geri bildirimlerle yönlendirmesiyle gürlük eşitleme işlemi tamamlanır (Wolfe ve Schafer, 2015).

4.4.3.2. Objektif yöntemler

Davranışsal testlerle yanıt alınamayan bebek ve çocuklarda, güvenilir yanıt alınamayan yetişkinlerde, ek engeli olan veya ses yüksekliği yargıları güç olan bireylerde objektif yöntemler kullanılarak programlama yapılabilir (Grayden ve Clark, 2006).

Koklear implant ayarlamada yaygın olarak kullanılan objektif testler:

1. Elektriksel Uyarılmış Beyin Sapı Cevabı (EABR)
2. Elektriksel Uyarılmış Stapes Refleks Eşiği (ESRT)
3. Elektriksel Uyarılmış Bileşik Aksiyon Potansiyeli (ECAP)

4.4.3.2.1. Elektriksel uyarılmış beyin sapı cevabı (EABR)

İşitsel beyin sapı cevapları (ABR), sese yanıt olarak işitme sinirinden beyin sapına kadar olan bölgeden kaynaklanan biyoelektriksel aktivitenin kaydedilmesidir. EABR’de, akustik uyarın yerine elektriksel uyarın kullanılır. Fakat kayıt ve değerlendirme ABR’deki gibi yapılmaktadır. Preoperatif, intraoperatif ve postoperatif dönemde kullanılabilen EABR’den yanıt alınmış olması, akustik sinirin intakt olduğunu ve implantın doğru yerleştüğünü bize gösterir. Testin zaman alması ve uygulanmasındaki güçlükler (artifakt vb.) sebebiyle genellikle tercih edilmemektedir (Hughes, 2013).

4.4.3.2.2. Elektriksel uyarılmış stapes refleks eşiği (ESRT)

Stapes refleksi, yüksek şiddetteki uyarana cevaben orta kulaktaki stapes kasının kasılmasıdır. Refleks, immitansmetre yardımıyla ipsilateral veya kontralateral olarak ölçülebilir. Koklear implant kullanıcılarında, implant içinden elektriksel uyarın gönderilerek, kontralateral (implante edilmemiş) kulaktan yanıt olarak bir stapes refleksi kaydedilebilir.

Elektriksel uyarılmış stapes refleks eşiği, ölçülebilir bir yanıt ortaya çıkaran en düşük elektriksel stimülasyon seviyesi olarak adlandırılır. ESRT ölçümü hem intraoperatif hem postoperatif olarak yapılabilir. İntraoperatif ölçümlerde, hastaya verilen anestetik ilaçlar refleksin görülmesini engelleyebilir. Ayrıca test yapılabilmesi için orta kulakta herhangi bir patoloji olmaması ve hastanın hareketsiz olması gerekmektedir (Hodges ve ark., 1997; Kosaner ve ark., 2009). Yapılan

çalışmalar; bazı implant modellerinde postoperatif ölçüm sonuçlarının davranışsal olarak ölçülen C seviyeleri ile büyük oranda korele olduğunu ortaya koymuştur (Spivak ve ark., 1994; Stephan ve Welzl-Muller, 2000; Kosaner ve ark., 2009).

4.4.3.2.3. Elektriksel uyarılmış bileşik aksiyon potansiyeli (ECAP)

Elektriksel uyarılmış bileşik aksiyon potansiyeli; işitme sinirini uyarmak için intrakoklear bir elektrota bifazik elektrik sinyalinin gönderilip, yakındaki bir başka intrakoklear elektrottan kaydın alınması ile ölçülür. Bu ölçüm, ek bir ekipman gerektirmemektedir (Greisiger, 2016).

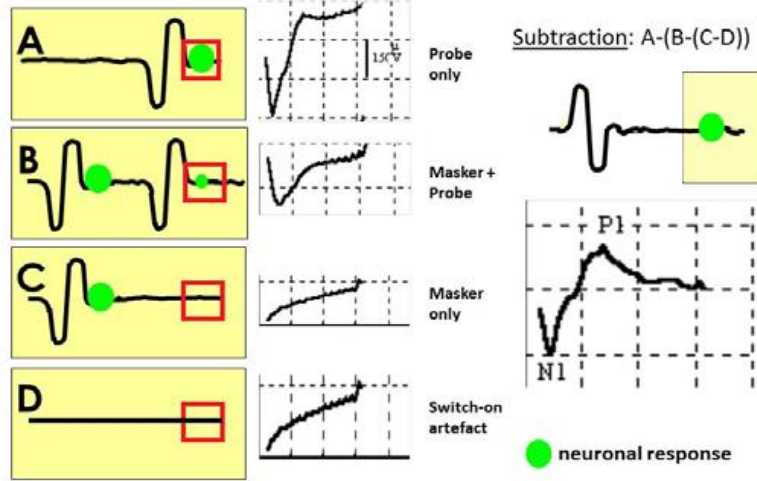
Bu test, gerek değerlendirme gerekse uygulanabilirlik açısından birçok avantaj sunar. Bunlar:

1. Anesteziden daha az etkilenirler.
2. Yanıtlar intrakoklear bir elektrottan alındığı için miyojenik aktiviteden (kas artifaktı) etkilenmezler.
3. Koklea içerisinde ölçüldüğü ve işitme sinirine yakın olduğu için, kafa yüzeyinden elde edilen dalgalara göre daha büyük amplitütlü cevaplar gözlenir.
4. Test süresi, beyin sapı ve kortikal ölçümlere göre daha kısadır.
5. Maturasyondan daha az etkilenir (Hughes, 2013).

Bir ECAP yanıtı elde edilebilmesi için, kaydedilen sinyal üzerindeki artifaktların ortadan kaldırılması/azaltılması gerekmektedir. En yaygın kullanılan iki artifakt azaltma yöntemi:

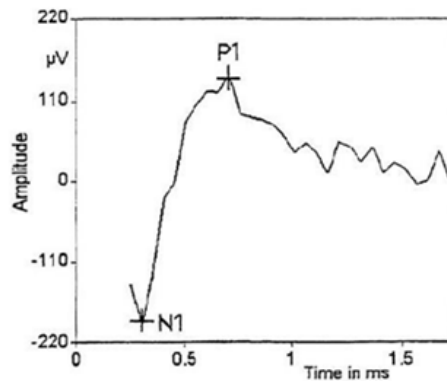
1. Alterne Polarite: Uyarıcı akım polaritesi ters çevrildiğinde, artifakt polaritesi de tersine döner. Ancak fizyolojik cevap değişmez. Alterne yanıtların ortalaması alındığında, artifaktlar iptal olur ve yalnızca nöral yanıtlar kalır.
2. İleriye Maskelemenin Çıkarılması Yöntemi (Forward Masking Subtraction Method): ECAP yanıtını artifakttan ayırmak için nöral refraktör özelliklerden yararlanır. Şekil 5'te ileriye maskelemenin çıkarılması yönteminin prensipleri gösterilmiştir. Şekil 5A'da, sadece prob uyarıcı gönderilmiştir. Prob uyarıcı nöral yanıt ortaya çıkarırken elektriksel artifakt da oluşturur. Şekil 5B'de maske ve prob uyarıcı birlikte gönderilir. Maske, hem nöral cevaba hem de artifakta neden olur. Ama prob ton, maske uyarımından sonra,

refraktör süre içerisinde gönderildiğinden sadece elektriksel kirlilik kaydedilir. Şekil 5C’de sadece maske uyarını gönderilir. Şekil 5D’de ise sistemin çalışabilirliğini ölçen sıfır amplitütlü bir uyarın gönderilir. A-(B-(C-D)) formülü uygulandığında artifaktsız sadece nöral yanıt kalır (Greisiger, 2016).



Şekil 5: İleriye maskelemenin çıkarılması yöntemi (Greisiger, 2016).
A) Sadece prob, B) Maske ve prob, C) Sadece maske, D) Sıfır amplitütlü uyarın

Şekil 6’da gösterildiği üzere, ECAP uyarın başlangıcından sonra yaklaşık 0,2-0,4 ms’de ortaya çıkan bir negatif tepe (N1) ve yaklaşık 0,6-0,8 ms’de ortaya çıkan daha küçük bir pozitif tepeden (P1) oluşur (Cullington, 2000).



Şekil 6: ECAP dalgası (Kamal, 2017)

Koklear implant sistemleri, elektrot impedansının ve ECAP’in hızlı ve kolay bir şekilde ölçülmesini sağlayan iki yönlü telemetri özellikleri ile donatılmıştır

(Eggermont, 2017). Telemetry, elektromanyetik indüksiyon bağlantısı aracılığıyla implantın iç parçasından radyo frekansları ile veri iletimini ifade eder. Başka bir deyişle, uyarım için iç parçaya ve iç parçadan işlemci ile programlama bilgisayarına sinyal iletiminde kullanılır. Böylelikle iç parçanın bütünlüğü değerlendirilebilir, işitme sinirinden gelen yanıtlar ölçülebilir ve iç parçanın ihtiyaç duyduğu güç miktarı tahmin edilebilir. Telemetry ile iç parçada yer alan elektrotlar değerlendirilebilir; dirençleri, kısa veya açık devre durumu saptanabilir. Buna impedans telemetry denir ve her fitting oturumu öncesinde ölçülmelidir. Bir başka telemetry çeşidi ise komplians telemetrydir. Komplians telemetry ile implant sisteminin verebileceği maksimum akım miktarı hesaplanır (Wolfe ve Schafer, 2015).

Koklear implant firmaları tarafından ECAP, farklı şekillerde isimlendirilmiştir. Bunlar; NRT (Neural Response Telemetry, Cochlear Corporation), NRI (Neural Response Imaging, Advanced Bionics Corporation) ve ART (Auditory Nerve Response Telemetry, Med-El Corporation) dir (Wilson ve Whalen, 2009).

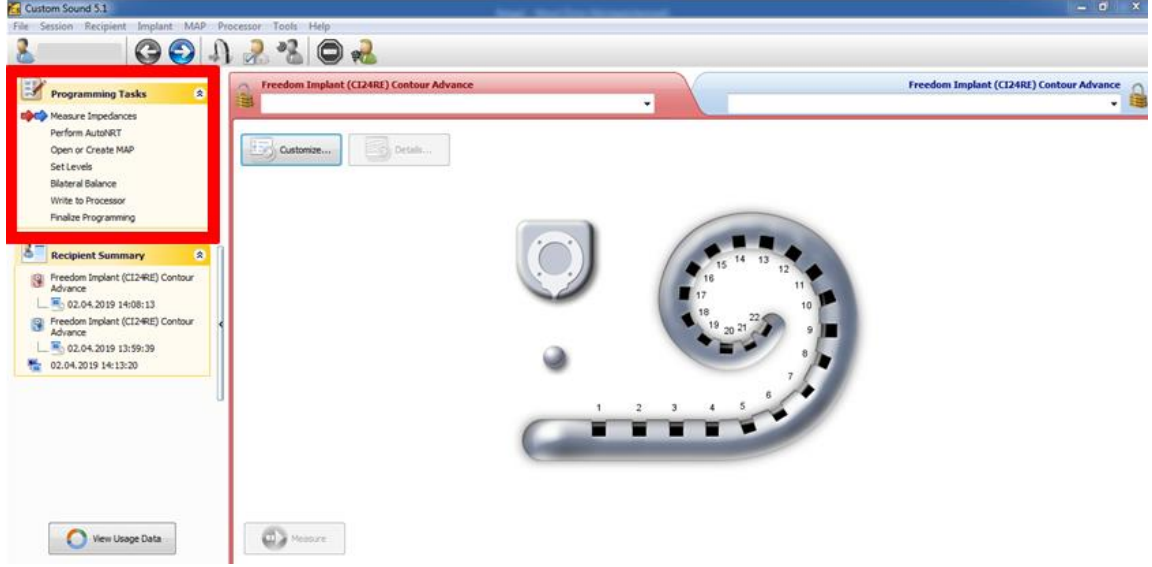
Programlamada ECAP'in kullanıldığı Nucleus 24 modellerinde, ECAP eşiklerinin T ve C seviyeleri arasında olduğu belirtilmiştir (Smooenburg ve ark., 2002; Cafarelli Dees ve ark., 2005; Ji ve ark., 2014). Ayrıca yetişkinlerde ECAP eşiklerinin, C seviyelerine yakın olduğu gözlenmiştir (Brown ve ark., 1998).

4.4.4. Cochlear marka konuşma işlemcilerinde programlama

Cochlear marka konuşma işlemcilerinde programlama yaparken kullanılan iki farklı bilgisayar yazılımı mevcuttur. Bunlar: Custom Sound ve Nucleus Fitting Software.

4.4.4.1. Custom Sound

Klinisyenin, koklear implant sisteminin duyulabilir ve rahat bir ses vermesini sağlamak için konuşma işlemcisini programlamada kullandığı yazılımlardandır. Custom Sound'da impedans ölçümü, map açma ya da oluşturma, T ve C seviyeleri ayarlama, işlemciye yazdırma ve program sonlandırma şeklinde programlama adımları yer almaktadır. Her hastaya uygulanamamakla birlikte AutoNRT ve bilateral eşitleme bölümleri de mevcuttur ve gerektiğinde kullanılabilir. Programlama adımları Şekil 7'de gösterilmektedir.



Şekil 7: Custom Sound programlama adımları

Programlamada hasta kaydı açıldıktan veya mevcut hasta bulunduğundan sonraki ilk adım impedans ölçümüdür. İmpedanslar normal aralıkta ise elektrotlar yeşil renkte, normal sınırların dışında ise kırmızı renkte görünür. Klinisyen, istediği takdirde impedansları grafik veya tablo şeklinde daha detaylı görebilir. İmpedans ölçümü, elektrotlarda açık veya kısa devre olması durumunda kritik öneme sahiptir. Bu durumlarda bazı elektrotların kapatılması söz konusu olabilir.

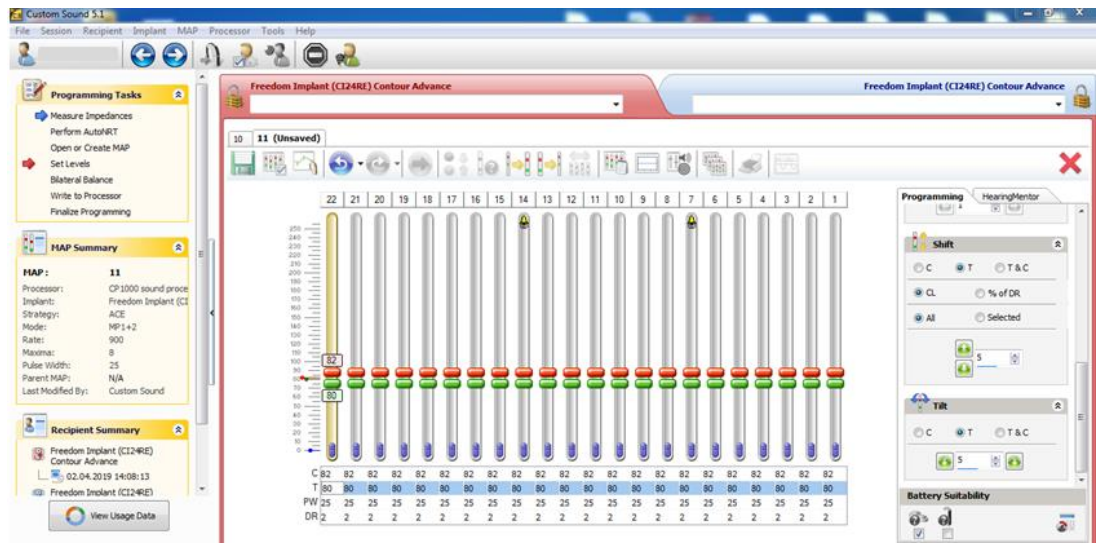
Programlamada ikinci adım sinyal kodlama stratejisi, uyarım modu, uyarım hızı, maxima ve pulse width gibi işleme parametrelerinin seçildiği map açma ya da oluşturma bölümüdür. Programın varsayılan ayarı; ACE stratejisi, MP1+2 uyarım modu, 900 pps uyarım hızı, 8 maxima ve 25 μ s pulse width şeklindedir. Klinisyenlerin özellikle ilk programı oluştururken varsayılan ayarları kullanması, hastanın ilerleme kaydedememesi durumunda parametrelerde değişiklik yapması önerilir.

Koklear implant kullanıcısı için program oluşturulmasında, ayarlamaların çoğu hem zaman tüketimi hem de önem açısından T ve C seviyeleri ayarlama aşamasında yapılır. Bu aşamada uyarım seviyeleri ve birçok uyarım parametresi ayarlanabilir. Kullanıcıların T ve C seviyeleri çalışan aktif elektrotlarda istenilen adım aralığında ayarlanabilir. Başlangıçta 10'ar 10'ar azaltılıp, 5'er 5'er artırmak önerilse de, özellikle tecrübeli yetişkinlerde 2 ve 4'lük adımlar tercih edilebilir. İmplantta kullanılabilir toplam 22 elektrot bulunmaktadır. Elektrotların ayarlamaları 22

elektrotta da yapılabileceği gibi interpolasyon ile de ayarlanabilir. İnterpolasyon ile ayarlanırken varsayılan ayarda seçili olan 1, 6, 11, 16 ve 22. elektrotlar kullanılabilir gibi klinisyen istediği elektrotları da seçebilir (Wolfe ve Schafer, 2015). İnterpolasyon ile ayarlamalar genellikle daha küçük yaştaki implant kullanıcılarında uyarım seviyelerinin tahmininde kullanılmaktadır (Sainz ve ark., 2003). Yazılımdaki uyarım birimi ‘Current Level (CL)’dir. Uyarım aralığı 0 ile 255 CL arasındadır.

Belirlenen C seviyeleri sonrasında gürlük eşitlemesi (loudness balancing) yapılmalıdır. Aynı anda iki kanal seçilerek, kanallar arasında eşit ses yüksekliği sağlanır. Bu durum daha iyi ses kalitesi ve konuşma tanıma performansı için gereklidir. Gürlük eşitlemesi sonrasında klinisyen, canlı ses modunda bütün elektrotları aktifleştirerek ses seviyesini ve kalitesini optimal hale getirmelidir. Gerektiği takdirde C seviyeleri global olarak artırılıp azaltılabilir. Eğer bilateral implant ayarı yapılıyorsa bilateral eşitleme kısmında kontrol gerçekleştirilebilir.

Canlı sese geçmeden önce eğer yapılmadıysa; yazılım, kompiyans telemetri ile implantın sağlayabileceği maksimum akım miktarını ölçer. Bu durumda implanttaki her elektrotun çıkabileceği en fazla seviye belirlenir. C seviyesi bu sınırın üzerine çıkıyorsa klinisyenin başka çözümler araması gerekmektedir. Örneğin, pulse width değerini her bir elektrot için ya da global olarak değiştirebilir. Şekil 8’de CS programında uyarım seviyelerinin ayarlandığı ekran gösterilmektedir.



Şekil 8: Custom Sound uyarım seviyelerinin belirlenmesi

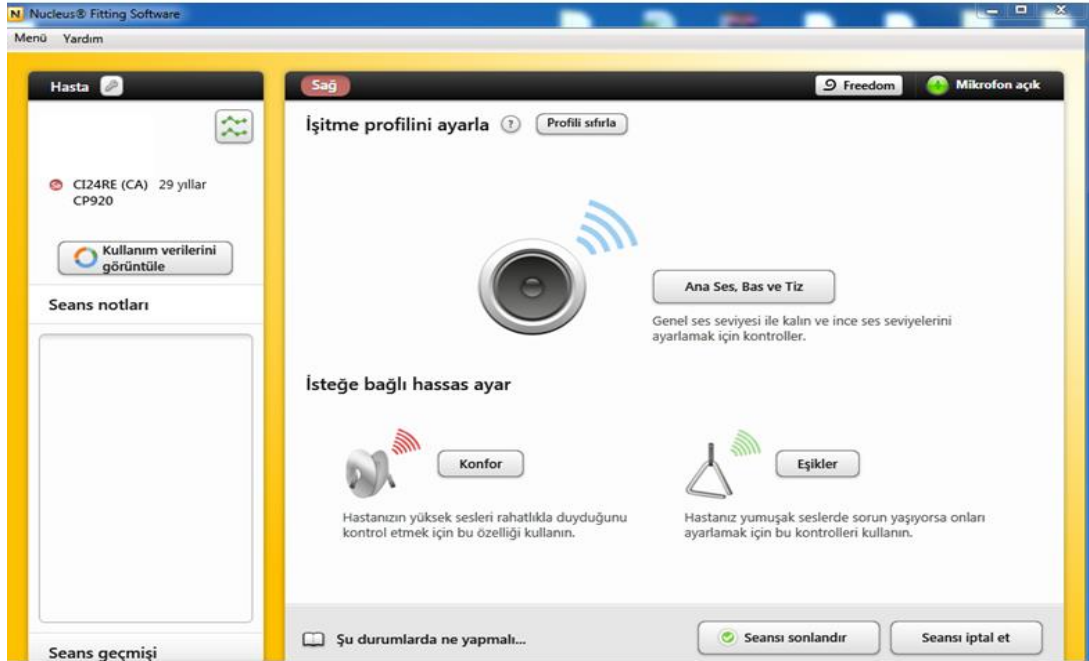
Yazılımdaki ‘AutoNRT’ seçeneği ile bu özelliği destekleyen implant modellerinde ECAP ölçümleri yapılabilir. Varsayılan AutoNRT ayarları 1, 6, 11, 16 ve 22. elektrotlarda ölçüm yapmaya izin verir. Fakat bu elektrotlar ve elektrotların sayısı klinisyen tarafından değiştirilebilir. Ayrıca klinisyen, NRT başlangıç seviyesini ve adımlarını da değiştirebilir.

İmplant ayarları yapıldıktan sonra, tüm bu işlemler cihaza kaydedilir. Bir implanta maksimum dört program kaydedilebilir. Oluşturulan ayarlar klinisyenin yönlendirmesi veya hastanın isteklerine bağlı olarak farklı dinleme özellikleri ile cihaza yüklenebilir.

Program sonlandırma ile klinisyenin yapılan oturum için aldığı notlar kaydedilerek, ayarlama tamamlanır (Wolfe ve Schafer, 2015).

4.4.4.2. Nucleus Fitting Software

Nucleus Fitting Software; Cochlear firması tarafından geliştirilen, koklear implant kullanıcılarına NRT tabanlı programlar oluşturmaya uygun yeni ve pratik bir yazılımdır. Daha az zaman alan programlama ile daha çok hasta danışmanlığını hedefler. NFS’de programlama adımları: AutoNRT, Ana Ses (Master Volume), Bas ve Tiz (Bass&Treble), Konfor (Comfort) ve Eşik (Threshold)’tir.



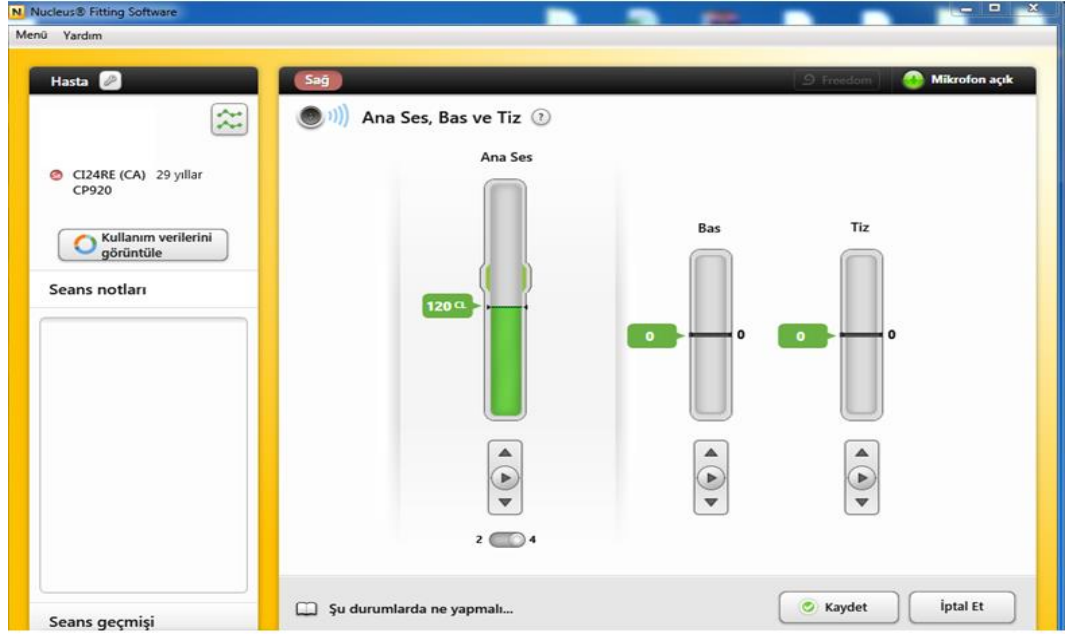
Şekil 9: Nucleus Fitting Software programlama adımları

Yazılıma koklear implant bağlantısı gerçekleştirildikten ve hasta kaydı açıldıktan veya var olan hasta seçildikten sonra, sistemde impedans ölçümü otomatik olarak yapılır.

İmpedans ölçümü sonrası ilk aşama, AutoNRT ile beş elektrot üzerinden ECAP ölçümü gerçekleştirmektir. 1, 6, 11, 16 ve 22. elektrottan ECAP eşikleri alınır. Klinisyen ECAP ölçümü için manuel olarak elektrot seçiminde bulunamaz. Eğer ölçüm yapılan elektrotta yanıt yoksa sistem otomatik olarak yan elektrotta geçer. T ve C seviyeleri, ölçülen AutoNRT eşiklerine göre ayarlanır. AutoNRT ölçümü, bu özelliği destekleyen CI24RE(CA), CI24RE(ST), CI422, CI512 gibi bazı implant modellerinde yapılabilir.

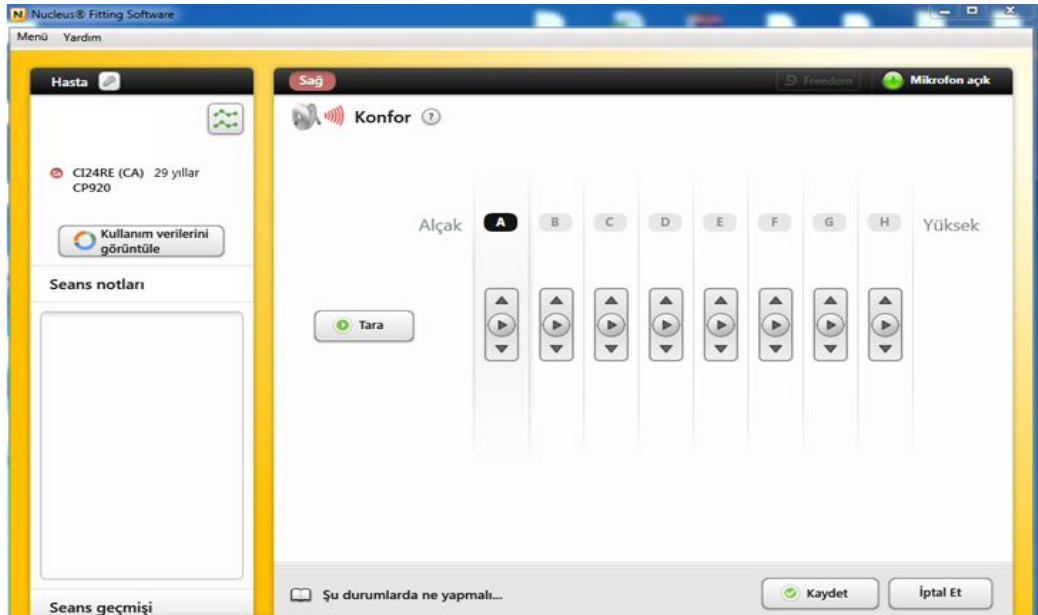
Ana Ses (Master Volume), hem T hem de C seviyelerini aynı anda değiştirebilen yeni bir kullanıcı kontrolüdür. Ana Ses ayarı başlangıçta 120 CL'de varsayılan olarak açılır. T seviyesi ise başlangıçta 80 CL'de olup, dinamik aralık 40 CL'dir. Klinisyen tarafından varsayılan 120 CL'lik seviye 2 veya 4 CL'lik adımlarla değiştirilebilir. Tüm bu ayarlamalar sırasında implant mikrofonu açık durumdadır. Böylelikle her bir adımlık artışta klinisyen, kullanıcının geri dönüşlerini dikkate alabilir. Bu artışlar, hastanın sesi en rahat duyduğu yerde bırakılır. Bu seviye genellikle Ana Ses sütunu üzerinde yer alan bombeli alana denk gelir. Burası AutoNRT ölçümü sonrası elde edilen ECAP eşiği ortalamasıdır. Belirtilen aralık ortalama NRT eşiği ± 16 CL'dir (Şekil 10). Eğer maksimum artışa rağmen hasta sesleri az duyduğunu belirtiyorsa, NFS otomatik olarak pulse width ayarını değiştirir. Fakat bu değişim her elektrot için ayrı olarak gerçekleştirilememektedir.

Bas ve Tiz (Bass&Treble) kontrolünde programlama yazılımı, alçak ve yüksek frekans bölgesindeki elektrotları ayarlar. Bas ve tiz ayarları başlangıçta sıfıra ayarlıdır. Hastanın talebi doğrultusunda sesin incelik ve kalınlık ayarı 2 CL'lik adımlarla yapılabilir. Bu ayarlar T ve C seviyelerini eş zamanlı olarak etkiler. Bas (19+20+21. elektrot) ve tiz (2+3+4. elektrot) kontroller ± 30 CL aralığında ayarlanabilir. İlgili elektrotlar çalışmıyorsa, en yakın elektrotlarda ayarlama yapılır.



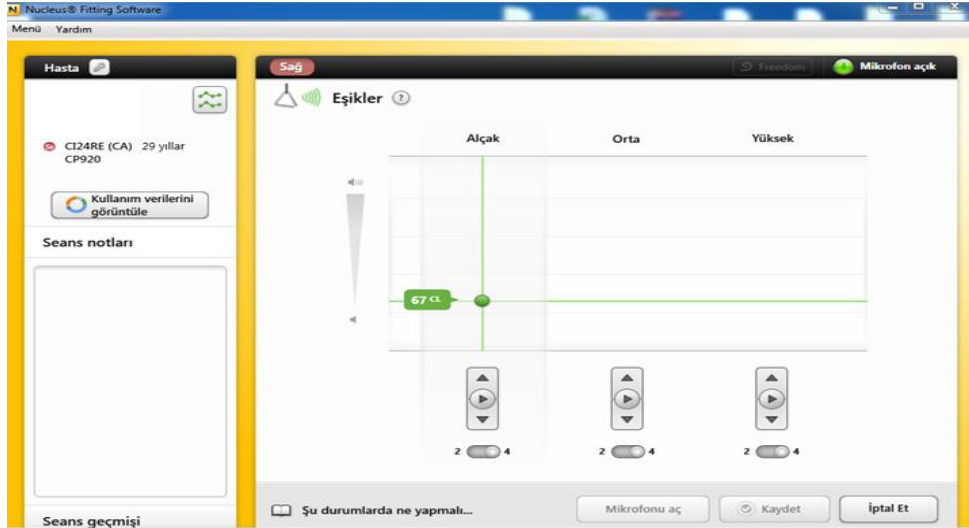
Şekil 10: Nucleus Fitting Software-Ana Ses ve Bas&Tiz

Konfor (Comfort) bölümünde C seviyelerinin hızlı bir taraması yapılır. Sistemin kanalları sekiz frekans bandına bölünmüştür. Gürlük eşitlemesi ile şiddet dengelemesine olanak sağlar. CL adımları 2'şerli olarak yapılabilir. Bu ayarlar T ve C seviyelerini eş zamanlı olarak etkiler. Kontroller ± 30 CL aralığında ayarlanabilir (Şekil 11).



Şekil 11: Nucleus Fitting Software-Konfor

Ana Ses, Bas ve Tiz ile Konfor ayarları sonrasında koklear implant kullanıcıları hafif sesleri duymada problem yaşadığını belirtiyorsa Eşik (Threshold) bölümünde değişiklik yapılabilir. Bu ayar zorunlu değildir. Genellikle daha önceki adımlarda oluşan dinamik aralık kullanıcılar için yeterli olur. Ayar yapılmak istenirse; alçak (22.elektrot), orta (11.elektrot) ve yüksek (1.elektrot) frekanslardaki elektrotlarda düzenleme yapılabilir (Şekil 12).



Şekil 12: Nucleus Fitting Software-Eşik

Tüm ayarlamalar yapıldıktan sonra, kullanıcının işlemcisine yapılan ayarlar yazdırılır. En fazla dört program kaydedilebilir. Yapılan ayar, kullanıcıların istekleri ve klinisyenin yönlendirmesi ile farklı dinleme özelliklerinde yüklenebilir (Botros ve ark., 2013; Cochlear, 2016).

NFS arayüzü ile programlama yapılabilmesi için koklear implantta en az 12 elektrotun çalışabilir durumda olması gerekmektedir. Ayrıca NFS ile hibrit ve beyin sapı implantı programlanamamaktadır (Cochlear, 2016).

4.4.5. Koklear implant ayarlarının değerlendirilmesi

Koklear implant ayarları subjektif ve objektif testler kullanılarak değerlendirilebilir.

4.4.5.1. Subjektif testler

Program aktivasyonu sonrası ilk yapılması gereken, kişilerin postoperatif işitme eşiklerinin belirlenmesidir. Skinner ve ark (1997), yetişkin koklear implant

kullanıcılarında 250-6000 Hz aralığında cihazlı serbest alan işitme eşiklerinin 20-30 dB HL olması gerektiği görüşündedir. Bu aralıkta olan işitme eşikleri, kişilerin koklear implantlarının optimal şekilde ayarlandığının ve kullanıcıların düşük şiddetteki sesleri dahi duyabileceğinin bir göstergesidir. Bimodal kullanıcılarda, işitme cihazından sağlanacak ses girişini engellemek için serbest alan testlerinde dikkat edilmelidir. Testin yapılacağı sessiz kabinin kalibrasyonu yapılmış olmalıdır. Hoparlör genellikle 0° azimutta, kişiye 1-1.5 m mesafede yerleştirilir. Bazı kliniklerde yetişkin ve çocuklarda $\pm 45^\circ$ ve 90° 'lik açılar da kullanılmaktadır (Gifford, 2013). Serbest alan testlerinde uyarın olarak frekans modülasyonu veya warble ton ile dar bant gürültü kullanılabilir (Gifford, 2013; Scherf ve ark., 2007).

Konuşmayı anlama testleri, koklear implant ayarları ile iletişim yeterliliğini ve etkinliğini değerlendirmede önemli bir role sahiptir. Birçok klinisyen, kişilerin konuşma performansını sessiz koşulda tek heceli kelimeler kullanarak değerlendirir ve bunu günlük ortamdaki iletişim yeterliliği ile ilişkilendirmeye çalışır. Buna ek olarak, bir işitme kaybının günlük iletişim üzerindeki etkisini daha iyi görebilmek için gürültüde konuşma testlerinin yapılması tavsiye edilir. Farklı paradigmlar kullanılarak elde edilen bilgiler, optimum cihaz ayarlarının ve uygun hasta danışmanlığı için gerekli yöntemlerin belirlenmesinde faydalı olabilir.

Yetişkin hastalarda, klinikte rutin olarak Konuşmayı Alma Eşiği (Speech Reception Threshold-SRT) ve Konuşmayı Anlama Skoru (Speech Recognition Score-SRS) testleri uygulanır (McArdle ve Hnath-Chisolm, 2015). SRT testi, belirli bir şiddet seviyesinde hastanın kendisine sunulan kelimelerin %50'sini doğru olarak tekrarlayabilme becerisini ölçer. SRT eşiği, kişilerin bu kelimeleri tekrar edebildiği en düşük şiddet düzeyidir (Gelfand, 2016). SRS testi ise, testin yapıldığı koşulda kişilerin konuşmayı anlama becerisini değerlendirir. Çoğu odyolog tarafından tercih edilen sunum seviyesi, kelimelerin 30-40 dB SL'de gönderilmesidir. Bu seviye, SRT eşiğinin üzerine eklenen 30-40 dB'yi ifade eder (McRackan, 2016). SRS testinde; anlamsız kelimeler, cümleler veya tek heceli kelimeler kullanılabilir. Fakat genellikle tek heceli kelimeler tercih edilmektedir (McArdle ve Hnath-Chisolm, 2015). Kelime listeleri çoğunlukla 25 veya 50 fonetik dengeli tek heceli sözcükten oluşur. Kişilerin kelimeleri tekrar etmesine bağlı olarak SRS hesaplanır (Stach, 2003).

Değerlendirmede kullanılan SRS testi sessizlikte yapılabildiği gibi, gürültü varlığında belirli bir sinyal-gürültü oranında (SNR) da yapılabilir. Genellikle sensörinöral işitme kaybına sahip bireylerin konuşmayı anlaması için 10-12 dB'lik SNR'ye ihtiyacı olduğu belirtilmiştir (McArdle ve Hnath-Chisolm, 2015; Dirks ve ark., 1982; Beattie ve ark., 1997).

Konuşma testleri, canlı ses veya kayıtlı konuşma kullanılarak yapılabilir. Fakat canlı ses ile yapılan testler, klinisyenin sesini dengelemek durumunda olması ve ses şiddetinde meydana gelebilecek değişiklikler sebebiyle daha zordur (Gelfand, 2016; Garadat ve ark., 2017; Tye-Murray, 2019;).

Koklear implant etkinliğini değerlendirmek için işitme ve konuşma testlerinin dışında, anket formları da mevcuttur (Hinderink ve ark., 2000) Fakat sadece koklear implanttan görülen faydayı değerlendiren herhangi bir Türkçe anket bulunmamaktadır.

4.4.5.2. Objektif testler

Kortikal işitsel uyarılmış potansiyellerden olan P1-N1-P2 kompleksi, eşik tahmininde kullanılan objektif bir test yöntemidir. Bu test ile, merkezi işitsel sistemin sese verdiği yanıtlar ölçülerek, işitme kaybının ve işitme cihazı/koklear implantın etkileri hakkında bilgi sahibi olunabilir (Gifford, 2013; Mostafa ve ark., 2018).

P1-N1-P2 kompleksi, uyaran sunumunu takiben 50 ila 250 ms içinde meydana gelir (Picton, 2010). Yetişkin implant alıcıları için P1, N1 ve P2 latansları sırasıyla yaklaşık 40-80 ms, 75-150 ms ve 150-200 ms'de meydana gelir (Pereira ve ark., 2014; Hughes, 2013).

P1 latansı; klinisyene işitme cihazı ve koklear implantın, hastalara yeterli fayda sağlayıp sağlamadığını değerlendirmede yardımcı olan objektif bir veridir. P1 latansı kronolojik yaşa bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Maturasyon tamamlanıncaya kadar dalganın latansı azalır. Yetişkin dalga formuna ulaşması 14-16 yaş civarındadır (Pasman ve ark., 1999; Ponton ve ark., 2000).

Koklear implant kullanıcıları için serbest alanda yapılan P1 ölçümünde tonal uyaran, konuşma uyarını, gürültü gibi pek çok sinyal kullanılabilir. Test genellikle 70 dB'lik ses şiddetinde yapılır. Bunun sebebi, uyaran şiddeti ile artan amplitüdün

yaklaşık 70 dB civarında platoya ulaşmasıdır (Hall, 2007). İyi bir dalga kaydı açısından tekrarlanabilirlik önemlidir. Yapılan çalışmalarda P2 dalgasının tekrarlanan uyaranlara karşı habituasyon gösterip göstermediği açık değildir (Hall, 2007; Rust, 1977).

P1-N1-P2 kompleksinde elektrot yerleşimi için birçok farklı seçenek mevcuttur. Yaygın kullanılan yerleşim; pozitif (noninverting) elektrot vertekse (Cz), referans (inverting) elektrot enseye ya da kontralateral mastoide, toprak (ground) elektrot ise alna veya bileğe yerleştirilebilir (Hughes, 2013).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Koklear implant ayarlamada kullanılan NFS ve CS programlarının; T ve C seviyeleri, programlama süresi, hasta memnuniyeti ve ayarlamaların objektif ve subjektif testlerle kontrolü açısından karşılaştırılmasını amaçlayan çalışmamızın bu bölümünde; çalışma izni ve etik kurul onayı, çalışmanın yeri ve tarihi, araştırmanın modeli, araştırmanın evreni, çalışma düzeni ve veri analizine ilişkin bilgiler verilmiştir.

5.1. Çalışma İzni ve Etik Kurul Onayı

Bu çalışma Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı, Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Programı Yüksek Lisans tezi olarak yapılmış olup, Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 07.12.2018 tarihinde 09.2018.847 protokol kodu ile çalışma izni alınmıştır (Ek 1). Bütün katılımcılar, gönüllülük esasına dayalı olarak bilgilendirilmiş ve gönüllü onam formu imzalamışlardır.

5.2. Çalışmanın Yeri ve Tarihi

Bu çalışma, Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Odyoloji Kliniği'nde Ocak 2019-Mayıs 2019 tarihleri arasında yürütülmüştür.

5.3. Araştırmanın Modeli

Bu çalışmada; koklear implant ayarlamada kullanılan NFS ve CS programlarının karşılaştırılması amacıyla grup içi deneysel araştırma modeli kullanılmıştır.

5.4. Araştırmanın Evreni

Araştırma evrenini Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde koklear implant ameliyatı olan ve Cochlear marka tek taraflı implant kullanan 37 kişi oluşturmaktadır. Araştırmaya katılan katılımcılar 16-66 yaş aralığındadır. Katılımcıların hepsi bilateral ileri/çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybına sahip olup, bir kulağında en az altı aydır koklear implant kullanmaktadır. Katılımcıların implantları NRT'ye olanak sağlayan CI24RE(CA), CI24RE(ST),

CI422, CI512 modellerinden oluşmaktadır (Tablo 1) ve tüm elektrotları (22 adet) aktiftir.

Tablo 1: Katılımcıların implant modelleri dağılımı

İmplant Modeli	CI24RE(CA)	CI24RE(ST)	CI422	CI512
(N: 37)	31	1	4	1

Araştırma grubuna, ek fiziksel ve psikolojik engeli olan ve yaş aralığı 16-80 dışında olan kişiler dahil edilmemiştir.

Çalışmamızdaki katılımcıların; 19'u kadın, 18'i erkek (Tablo 2), yaş ortalaması $31,97 \pm 14,06$ yaş, implant kullanım süresi ortalaması $4,06 \pm 4,03$ yıldır (Tablo 3). Katılımcıların 12'sinde bimodal, 25'inde unilateral implant kullanımı mevcuttur (Tablo 4). Değerlendirme sırasında bimodal katılımcıların işitme cihazları çıkarılmıştır. Sadece koklear implant performansları değerlendirilmiştir. Katılımcıların 20'si prelingual (dil edinimi öncesi oluşan işitme kaybı), 2'si perilingual (dil edinim döneminde oluşan işitme kaybı), 15'i postlingualdir (dil edinimi sonrasında oluşan işitme kaybı) (Tablo 5).

Tablo 2: Katılımcıların cinsiyet dağılımı

Cinsiyet	Kadın	Erkek
(N: 37)	19	18

Tablo 3: Katılımcıların yaş ve koklear implant kullanım süresi ortalamaları

Katılımcıların Yaş Ortalamaları (Yıl)	Katılımcıların Koklear İmplant Kullanım Süresi Ortalamaları (Yıl)
$31,97 \pm 14,06$	$4,06 \pm 4,03$

Tablo 4: Katılımcıların cihaz kullanımı

	Bimodal (Koklear İmplant+İşitme Cihazı)	Unilateral (Koklear İmplant)
(N: 37)	12	25

Tablo 5: İşitme kaybının dil gelişimine göre sınıflandırılması

	Prelingual	Perilingual	Postlingual
(N: 37)	15	2	20

5.5. Çalışma Düzeni

Katılımcıların implantları ayrı ayrı NFS ve CS programları kullanılarak ayarlanmıştır. Program önceliği randomize olarak belirlenmiştir.

Her iki programlamayı yaparken de, ayarlama zamanını tespit etmek adına kronometre ile süre tutulmuştur.

İmplant ayarı hem NFS, hem de CS ile yapıldıktan sonra katılımcılar, sessiz kabine alınmıştır. Her iki programlama sonrasında da serbest alanda hoparlör 0° açı ve 1 m mesafede olacak şekilde, kişilerin işitme eşikleri belirlenmiştir. Yine aynı koşullar altında kayıtlı konuşma kullanılarak, katılımcıların konuşmayı anlama skorları sessizlikte ve gürültüde saptanmıştır.

Aynı oturumda katılımcılar, her iki program sonrasında da objektif bir test olan işitsel uyarılmış kortikal potansiyeller ile değerlendirilmiştir.

Her program ayarı ile ilgili testler bittiğinde katılımcıların; sesin doğallığı, gürültüde konuşma anlaşılabilirliği ile ilgili fikirleri alınmış ve programlardan birini tercih etmeleri istenmiştir.

5.5.1. NFS ile programlama

Katılımcıların Cochlear marka konuşma işlemcileri, programlama kablosu ile bilgisayara bağlanmıştır. Bağlantı ile birlikte kronometre ile süre tutulmuştur. Tüm ayarlamalar Nucleus Fitting Software 2.0 arayüzünde gerçekleştirilmiştir.

Bağlantı tamamlandığında açılan hasta kaydı sonrasında, impedans ölçümü otomatik olarak gerçekleşmektedir.

Programlamada NRT'nin kullanılabilmesi için hasta profili sıfırlanmıştır ve AutoNRT ekranında beş elektrot üzerinden ECAP ölçümü yapılmıştır. Ölçüm tamamlandığında Ana Ses ekranında hastanın en rahat olduğu seviye belirlenmiş ve Bas&Tiz bölümünden ses inceliği/kalınlığı ayarı 2 CL'lik adımlarla yapılmıştır.

Daha sonra Konfor bölümünde kullanıcıların gürlük eşitlemesi (loudness balancing) ayarı gerçekleştirilmiştir. Sekiz elektrotta ses şiddetleri dengelenmiştir.

İmpedans ölçümü ve ECAP dışındaki tüm ayarlarda NFS'in özelliği gereği hasta ile iletişimi sağlayan mikrofon özelliği daima açıktır.

Ayarlamalar bittiğinde, yapılan program işlemciye kaydedilmiştir ve süre durdurulmuştur.

5.5.2. CS ile programlama

Katılımcıların Cochlear marka konuşma işlemcileri, programlama kablosu ile bilgisayara bağlanmıştır. Bağlantı ile birlikte kronometre ile süre tutulmuştur. Tüm ayarlamalar Custom Sound 5.1 arayüzünde gerçekleştirilmiştir.

Bağlantı tamamlandığında açılan hasta kaydı sonrasında, impedans ölçümü başlatılmıştır.

Kişilerin 22 elektrotta önce T ardından C seviyeleri 2 CL'lik adımlarla belirlenmiştir. Ardından canlı ses modu açılarak, kullanıcıların herhangi bir rahatsızlığı olup olmadığı teyit edilmiştir. Daha sonra elektrotlar ikişerli seçilerek gürlük eşitlemesi (loudness balancing) yapılmıştır.

Tüm ayarlamalar bittiğinde, yapılan program işlemciye kaydedilmiştir ve süre durdurulmuştur.

Hem NFS hem de CS ile yapılan ayarlamalar, aynı program özelliğinde, aynı ses yüksekliği ve hassasiyet oranında işlemciye kaydedilmiştir.

5.5.3. Koklear implantlı işitme eşikleri

Kişilerin serbest alanda 250-8000 Hz aralığındaki koklear implantlı işitme eşikleri belirlenmiştir. Katılımcılar, odyolojik test standartlarına uygun sessiz

kabinde Interacoustic Equinox 2.0 AC440 klinik odyometre ve 0° açı ile 1 m uzaklıkta Spekon Audio hoparlör sistemi kullanılarak dar bant gürültü ile test edilmiştir. Test, hem CS hem de NFS ile ayarlama sonrasında uygulanmıştır.

5.5.4. Koklear implantlı konuşmayı anlama skoru

Konuşmayı anlama skoru; odyolojik test standartlarına uygun sessiz kabinde Interacoustic Equinox 2.0 AC440 klinik odyometre ve Spekon Audio hoparlör sistemi kullanılarak, 0° açı ve 1 m mesafede kişilerin en rahat duyduğu ses şiddetinde belirlenmiştir. Türkçe’de yaygın olarak kullanılan Durankaya ve ark. (2014) tarafından geliştirilen tek heceli ve fonetik olarak dengeli, 25 kelimededen oluşan kelime listeleri kayıtlı konuşma ile sunulmuştur (Ek 2). Konuşma dosyaları, Cesur (2017) tarafından yapılan ve tez çalışmasında kullanılan kayıtlardan alınmıştır. Kelimelerin kaydı, akustik olarak düzenlenmiş 2.5x3x2.5 m boyutlarındaki bir stüdyoda gerçekleştirilmiştir. Toplamda her biri 25 tek heceli kelimededen oluşan 6 adet liste kaydı, kadın konuşmacı tarafından yapılmıştır. Kayıt biçimi olarak, 16 bit niceleme ve 44100 Hz örnekleme ile herhangi bir sıkıştırma içermeyen Waveform Audio File Format (Wav) kullanılmıştır. Kayıtlarda kullanılacak donanımın, gerekli frekans cevaplarına ve analog-dijital çeviricilere sahip olması amacıyla Focusrite Scarlett 2i2 ses kartı ve hemen hemen düz bir frekans yanıtına sahip olan Rode M5 çok yönlü kondansatör mikrofon kullanılmıştır. Mikrofon kayıt esnasında, konuşmacının ağzından 15 cm uzaklıkta ve 45° eğimde olacak şekilde konumlandırılmıştır. Her bir parçanın kaydı sonrasında normalizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Bunun için ses örneklerinden elde edilen en yüksek dB SPL değeri hesaplanmış, her bir spektrumdaki tepe noktası 65 dB SPL’e eşitlenerek diğer frekans şiddetleri de bu tepe noktasına göre yeni değerler almıştır.

Aynı test farklı kelimeler kullanılarak; sessiz kabinde, 0° açı ve 1 m mesafede sinyal ve gürültü (+10 dB SNR) aynı yönden gelirken tekrarlanmıştır.

Gürültüsüz ve +10 dB SNR’li koşulda yapılan her iki test, hem CS hem de NFS ile ayarlama sonrasında uygulanmıştır.

5.5.5. Koklear implantlı P1 dalgaları

Test öncesinde elektrot yerleşimi yapılacak alanlar temizlenmiştir. Ardından pozitif (noninverting) elektrot vertekse, negatif (inverting) elektrot kontralateral

kulak memesine ve toprak elektrot ise alna yerleştirilmiştir. İmpedanslar kontrol edilmiş ve hepsi 3 k Ω 'un altında olacak şekilde ayarlanmıştır.

Katılımcılar odyolojik test standartlarına uygun sessiz kabinde, 0° açı ile 1 m uzaklıkta test edilmiştir. Intelligent Hearing Systems SmartEP cihazı ile yaklaşık 200 ms uzunluğundaki /da/ konuşma uyarını kullanılarak 70 dB SPL ses şiddetinde P1 dalgaları tek kanallı olarak kaydedilmiştir.

Tablo 6: P1 kaydı için kullanılan parametreler

Analiz Zamanı	-100 ms uyarın öncesi ve 700 ms uyarın sonrası
Uyarın Şiddet Seviyesi	70 dB SPL
Filtre	1-30 Hz
Kanal Sayısı	Tek
Uyarın Tekrar Sayısı (Rate)	1.1/s
Averajlama Sayısı	80-100 sweep

Aynı koşullarda üç dalga kaydı alınmıştır ve toplanıp tek bir dalga haline getirilmiştir. P1 dalgasının amplitüt ve latans işaretlemeleri yapılmıştır.

Test, hem CS hem de NFS ile ayarlama sonrasında uygulanmıştır.

5.5.6. Koklear implant memnuniyeti

Hem NFS hem de CS ile ayarlamalar sonrasında katılımcılara; ses kalitesi/doğallık ile gürültüde konuşma anlaşılabilirliği açısından programlara 1'den 5'e kadar puan vermeleri istenmiştir (Tablo 7).

Gürültüde konuşma anlaşılabilirliği değerlendirilirken, katılımcılardan gürültüde konuşma testi sırasında harcadıkları dikkat ve eforu göz önünde bulundurmaları istenmiştir.

Tablo 7: Koklear implant program memnuniyet skalası

	1	2	3	4	5
	Çok Kötü	Kötü	Orta	İyi	Çok İyi
Ses Kalitesi/Doğallık					
Gürültüde Konuşma					
Anlaşılrlığı					

Son olarak katılımcılara, kullanmak durumunda olduklarında hangi programı tercih edecekleri sorulmuştur.

5.6. Veri Analizi

Koklear implant kullanıcılarının NFS ve CS kullanılarak yapılan ayarlamalar sonucundaki performanslarını karşılaştırmada, her bir hastaya hem NFS hem de CS uygulandığından her iki yöntemin sonuçları bağımlı t testi ile karşılaştırılmıştır. Katılımcıların program memnuniyetlerini karşılaştırmada ise Wilcoxon işaretli sıralar testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık derecesi “ $p < 0,05$ ” olarak kabul edilmiştir. Anlamlı fark saptanan değişkenler için birinci tür hataların engellenmesi amacıyla “Bonferroni Düzeltmesi” uygulanmıştır.

Bu araştırmada verilerin istatistiksel analizleri için SPSS v.23 programı kullanılmıştır.

6. BULGULAR

6.1. T Seviyeleri

Programlamada kullanılan NFS ve CS sonucu 22 elektrotta karşılaştırılan T seviyeleri için, Tip I hatanın engellenmesi amacıyla Bonferroni Düzeltmesi uygulanmıştır. Değerin $p < 0,002$ olması durumunda anlamlı kabul edilmiştir. T seviyelerinin ortalaması ve p değerleri, her iki programlama yöntemi için 22 elektrotta gösterilmiştir (Tablo 8).

Tablo 8: Kullanıcıların NFS ve CS'deki T seviyeleri ortalamaları ve p değerleri

Elektrotlar	Ortalama ve Standart Sapma (CL)		P Değeri
	NFS	CS	
1	117,64 ± 30,73	120,16 ± 27,02	,725
2	117,91 ± 30,77	116,91 ± 26,78	,887
3	118,18 ± 31,32	114,91 ± 26,97	,634
4	119,21 ± 31,55	117,24 ± 26,37	,770
5	121,29 ± 30,42	118,86 ± 26,60	,719
6	123,64 ± 28,5	119,86 ± 24,25	,553
7	125,62 ± 26,87	120,97 ± 22,23	,446
8	127,10 ± 25,84	120,75 ± 21,30	,278
9	127,94 ± 25,53	120,78 ± 22,42	,214
10	128,43 ± 25,31	119,54 ± 20,64	,109
11	128,64 ± 24,61	119,29 ± 20,28	,086
12	127,89 ± 23,97	117,05 ± 20,95	,045
13	126,89 ± 23,79	116,29 ± 19,85	,052
14	125,64 ± 23,86	114,29 ± 20,44	,037
15	124,70 ± 24,04	112,51 ± 21,53	,029
16	123,97 ± 24,11	111 ± 21,66	,024
17	123,72 ± 24,26	111,81 ± 21,36	,034
18	123,67 ± 24,65	110,89 ± 22,41	,024
19	123,29 ± 24,85	111,51 ± 21,6	,037
20	122,32 ± 24,32	110,7 ± 20,73	,032
21	120,94 ± 24,03	111,86 ± 20,31	,085
22	120,27 ± 24,25	110,13 ± 18,7	,051

* $0,05/22 = p < 0,002$ durumunda anlamlı kabul edilmiştir.

Her iki program ile yapılan ayarlamalarda, katılımcıların T seviyeleri arasında anlamlı fark elde edilmemiştir.

6.2. C Seviyeleri

Koklear implant ayarlama da kullanılan NFS ve CS programları sonucunda, C seviyelerinin ortalaması ve p değerleri, her iki programlama yöntemi için 22 elektrotta gösterilmiştir (Tablo 9).

Tablo 9: Kullanıcıların NFS ve CS'deki C seviyeleri ortalamaları ve p değerleri

Elektrotlar	Ortalama ve Standart Sapma (CL)		P Değeri
	NFS	CS	
1	169,40 ± 21,13	171,27 ± 26,20	,511
2	169,56 ± 21,49	169,48 ± 2 6,92	,974
3	169,62 ± 22,05	169,21 ± 27,14	,859
4	170,29 ± 22,16	170,86 ± 25,05	,763
5	171,75 ± 20,66	173,56 ± 21,83	,255
6	173,45 ± 18,54	175,43 ± 19,73	,159
7	174,86 ± 16,65	176,21 ± 18,44	,421
8	176,05 ± 15,5	176,21 ± 17,65	,894
9	175,48 ± 15,03	175,48 ± 16,47	,263
10	177,35 ± 14,90	175,78 ± 15	,215
11	177,51 ± 14,16	175 ± 13,99	,083
12	176,86 ± 13,48	174,64 ± 13,19	,139
13	175,94 ± 13,58	174,43 ± 13,13	,351
14	174,78 ± 13,97	174,02 ± 13,10	,625
15	173,83 ± 14,58	174,59 ± 13,74	,652
16	173,13 ± 15,11	173,64 ± 14,64	,736
17	173,16 ± 15,31	173,86 ± 14,19	,791
18	173,16 ± 15,31	174,02 ± 14,72	,587
19	173,35 ± 15,79	173,62 ± 14,85	,856
20	172,27 ± 15,90	173,70 ± 14,77	,355
21	171 ± 15,73	173,51 ± 15,53	,079
22	170,21 ± 16,19	171,29 ± 15,95	,452

Her iki yöntem ile yapılan ayarlamalarda, katılımcıların C seviyeleri arasında anlamlı fark elde edilmemiştir (p>0,05).

6.3. Programların Ayar Süreleri

Koklear implant kullanıcılarına NFS ve CS ile yapılan programların ortalama ayar süreleri ve p değeri Tablo 10'da gösterilmiştir.

Tablo 10: Programlama yöntemlerinin ayar süresi ortalamaları ve p değeri

	Ortalama ve Standart Sapma (dk)		P Değeri
	NFS	CS	
Süre	10,67 ± 4,3	32,35 ± 7,05	,000

Programlama yöntemlerinin ayar süreleri arasında anlamlı farklılık elde edilmiş olup ($p < 0,05$), NFS ile daha kısa sürede programlama yapılmıştır.

6.4. Koklear İmplantlı İşitme Eşikleri

Katılımcıların 250-8000 Hz frekans bantlarındaki işitme eşikleri ortalamaları ve p değerleri her iki programlama yöntemi için de gösterilmiştir (Tablo 11).

Tablo 11: Kullanıcıların serbest alan işitme eşikleri ortalamaları ve p değerleri

	Ortalama ve Standart Sapma (dB HL)		P Değeri
	NFS	CS	
250 Hz	22,29 ± 4,94	23,24 ± 4,44	,070
500 Hz	25,67 ± 5,29	26,48 ± 4,83	,279
1000 Hz	19,72 ± 4,55	20,54 ± 4,68	,205
2000 Hz	22,97 ± 5,70	22,56 ± 6,52	,520
4000 Hz	26,08 ± 6,25	26,08 ± 7,18	1,000
6000 Hz	22,56 ± 7,22	23,1 ± 7,48	,422
8000 Hz	18,51 ± 7,05	18,51 ± 8,40	1,000

Her iki program ile yapılan ayarlamalar sonrasında 250-8000 Hz aralığındaki koklear implantlı serbest alan işitme eşikleri arasında anlamlı fark elde edilmemiştir ($p > 0,05$).

6.5. Koklear İmplantlı Konuşmayı Anlama Skorları

İmplantlarda NFS ve CS ile yapılan programlamalar sonrasında, sessizlikte ve +10 dB SNR koşulunda elde edilen konuşmayı anlama skorları ortalamaları ve p değerleri Tablo 12’de gösterilmiştir.

Tablo 12: Kullanıcıların konuşmayı anlama skorları ortalamaları ve p değerleri

	Ortalama ve Standart Sapma (%)		P Değeri
	NFS	CS	
Sessiz Koşul	44,32 ± 22,86	43,78 ± 22,76	,690
+10 dB SNR Koşulu	29,83 ± 17,87	30,27 ± 18,09	,752

Her iki programlama yöntemi ile yapılan ayarlar sonrası elde edilen konuşmayı anlama skorları her iki dinleme koşulunda da anlamlı farklılık göstermemiştir ($p>0,05$).

6.6. Koklear İmplantlı P1 Dalgaları

Koklear implantta NFS ve CS ile yapılan programlamalar sonrası değerlendirilen P1 dalgalarının latans ve amplitüt ortalamaları ile p değerleri Tablo 13 ve Tablo 14’te gösterilmiştir.

Tablo 13: Kullanıcıların P1 dalgalarının latans ortalamaları ve p değerleri

	Ortalama ve Standart Sapma (ms)		P Değeri
	NFS	CS	
Latans	122,83 ± 62,6	122,67 ± 59,9	,938

Tablo 14: Kullanıcıların P1 dalgalarının amplitüt ortalamaları ve p değerleri

	Ortalama ve Standart Sapma (μ V)		P Değeri
	NFS	CS	
Amplitüt	4,88 ± 4,80	5,17 ± 5,58	,757

P1 dalgalarının latans ve amplitüt değerleri, her iki programlama yöntemi için anlamlı farklılık göstermemiştir ($p>0,05$).

6.7. Koklear İmplant Kullanıcılarının Program Memnuniyetleri

Koklear implant kullanıcılarının; NFS ve CS ile yapılan ayarlara, ses kalitesi/doğallık ve gürültüde konuşma anlaşılabilirliği açısından verdikleri puanlar Tablo 15’te gösterilmiştir. Her iki program için, puanlama kriterleri açısından ortalamalar ve p değerleri Tablo 16’da gösterilmiştir.

Tablo 15: Programlara verilen puanların kişi dağılımları

	Ses Kalitesi/Doğallık		Gürültüde Anlaşılabilirlik	
	NFS	CS	NFS	CS
Çok İyi (5)	17	13	14	12
İyi (4)	13	19	16	16
Orta (3)	7	5	7	9
Kötü (2)	0	0	0	0
Çok Kötü (1)	0	0	0	0

Tablo 16: Programlara verilen puanların ortalamaları ve p değerleri

	Ortalama ve Standart Sapma		P Değeri
	NFS	CS	
Ses Kalitesi/Doğallık	4,27 ± 0,76	4,21 ± 0,67	,763
Gürültüde Anlaşılabilirlik	4,18 ± 0,73	4,08 ± 0,75	,554

Yapılan tüm testler sonucunda; 37 koklear implant kullanıcısı katılımcının 19’u CS programını, 18’i ise NFS programını kullanmayı tercih etmiştir.

Her iki programlama yöntemi için katılımcıların memnuniyetleri ve program tercihleri arasında anlamlı farklılık elde edilmemiştir ($p>0,05$).

7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Çalışmamızda, koklear implant kullanıcılarında CS ve NFS programları ile yapılan ayarlamalarda kullanılan T ve C seviyeleri, programlar sonrasında değerlendirilen işitme eşikleri, konuşmayı anlama skorları, P1 cevapları ve kullanıcıların memnuniyetleri arasında farklılık olmayacağı hipotezleri öne sürülmüştür. Ayrıca NFS ile yapılan programların ayar sürelerinin CS'ye göre daha kısa olacağı düşünülmüştür. Çalışma sonucunda her iki yöntemin T ve C seviyeleri ile program sonrası elde edilen test sonuçları benzerlik göstermiştir. Buna ek olarak NFS ile yapılan programlar daha kısa sürmüştür. Çalışma bulgularımız, hipotezlerimiz ile uyumlu elde edilmiştir.

7.1. Farklı Programlama Yöntemlerinin T ve C Seviyelerine Etkisi

Koklear implant programlamada birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. ECAP tabanlı ve davranışsal ölçümler, bu yöntemlerden bazılarıdır. Bu yöntemleri, Nucleus koklear implant sistemlerinin ayarlanmasında uzun yıllardır kullanılan CS arayüzü ile uygulamak mümkündür. Yapılan bir çalışmada ECAP ölçümlerinin, koklear implant programlamada psikofiziksel seviyelerin tahmini için yararlı olabileceği belirtilmiştir (Franck, 2002).

Yapılan NRT ölçümü CS'nin farklı sürümlerinde değişiklik gösterse de, kullanılmakta olan son sürümünde (Custom Sound 5.1) NRT sonrası oluşan map; elde edilen NRT eşiklerinin konfigürasyonuna benzer olarak 40 CL'lik bir dinamik aralık ile açılır. Varsayılan elektrotların dışında CS, farklı sayıda elektrot seçiminin yapılmasına ve gönderilen akım seviyesinin başlangıcının belirlenmesine olanak sağlar.

Di Nardo ve ark. (2003) tarafından yapılan bir çalışmada NRT'nin; Nucleus koklear implant sisteminde önemli bir klinik yöntem olduğu, implantın bütünlüğü ve periferik işitme sinirlerinin durumu hakkında bilgi sağlayan değerli bir araç olduğu belirtilmiştir. Davranışsal ve NRT tabanlı ölçümlerin kullanıldığı bir çalışmada, NRT eşikleri subjektif yanıtlar ile yüksek oranda korele bulunmuştur (Kiss ve ark., 2003).

Yöntemlerin ortak amacı, koklear implant kullanıcılarının T ve C seviyelerini belirleyerek kişiye uygun dinamik aralık oluşturmaktır. King ve ark. (2006)

tarafından yapılan bir çalışmada NRT eşiklerinin, C seviyeleri ile korele olduğu ve koklear implant programlamada kullanılabilceği belirtilmiştir.

Nucleus koklear implant sistemleri için CS dışında, NRT ile otomatik programlamaya izin veren NFS arayüzü bulunmaktadır. CS'den farklı olarak NFS'de varsayılan ayarlar haricinde elektrot seçimine izin verilmemektedir. Fakat klinisyenlere C seviyelerini belirlemek için program üzerinde ipucu olarak bir aralık belirtilmektedir. NRT tabanlı olarak geliştirilen NFS, daha detaylı programlamaya imkân veren CS'ye göre pratik ve basit bir kullanım sağlamaktadır. Çünkü CS; NRT ölçümü sonrası elde edilen eşiklerin duyma seviyeleri ekranına aktarılması, bu seviyeleri belirlerken yapılan işlemler sebebiyle daha manuel ve zaman alıcıdır. Yapılan bir çalışmada NRT ile hem NFS hem de CS'de oluşturulan ayar sonrası, değerlendirilen testlerin benzerlik gösterdiği ve daha az tecrübe ile NFS arayüzü kullanılarak programlama yapılabildiği belirtilmiştir (Tóth ve ark., 2015).

Davranışsal ayarlama ile CS programının, NRT tabanlı ayarlama ile NFS arayüzünün kullanıldığı bir çalışmada, deneyimli koklear implant kullanıcılarında map özellikleri anlamlı farklılık oluşturmamıştır (Neeman ve ark., 2018). Çalışmamızda, NRT tabanlı programlama yaptığımız NFS ile davranışsal tabanlı programlama yaptığımız CS arayüzlerindeki C seviyeleri arasında fark olmaması, NRT eşiklerinin C seviyeleri ile korele olduğunu düşündürmektedir. Her iki programın T seviyeleri arasında farklılık elde edilmemesi ise NFS ile belirli bir dinamik aralık gözeterek yapılan programlama yönteminin, koklear implant ayarlama da kullanılabilcek bir uygulama olduğunu göstermektedir.

7.2. NFS ve CS'nin Programlama Süresine Etkisi

Koklear implanttan sağlanan faydayı en üst düzeye çıkarmak için, doğru programlama gereklidir. Konuşma işlemcisinin programlanması, genellikle odyolog ve hastanın etkisi ile subjektif bir şekilde gerçekleştirilir, klinisyenin bilgi ve becerisine bağlıdır ve bu işlem oldukça zaman alır. Her geçen gün Kİ kullanıcıları bireyler ve klinik kontrollere olan talep artmaktadır. Artan sayıda hastayla birlikte, sinirsel yanıtları ölçmek ve analiz etmek için hızlı ve güvenilir bir tekniğe ihtiyaç duyulmaktadır. Bu teknik (ECAP), konuşma işlemcisinin programlanması için kolaylık sağlayarak fitting prosedürünü kısaltmaktadır (Gärtner ve ark., 2010;

Neeman ve ark., 2018; De Vos ve ark., 2017). Çeşitli araştırmalar; ECAP tabanlı ayarlamaların, zaman alan davranışsal yöntemlerin yerini alabileceğini göstermiştir (De Vos ve ark., 2017). NFS ve CS programlama yöntemlerinin kullanıldığı bir çalışmada, NFS ile yapılan ayarların süresi, CS ile yapılan ayarlara göre daha kısa elde edilmiştir (Tóth ve ark., 2015). Çalışmamızda da NFS ile yapılan programlar daha kısa sürmüştür. Bunun sebebi; objektif bir yöntem (NRT) ile programlama yapılan NFS'in, bu yönteme bağlı olarak C seviyelerini ayarlamayı ve günlük eşitlemesini elektrot grupları halinde yapması ve T seviyelerini otomatik olarak belirli bir dinamik aralık gözeterek belirlemesidir. Ayrıca NFS arayüzünde CS'den farklı olarak programlama boyunca mikrofonun açık olmasının, ayar sırasında klinisyene daha pratik ve hızlı bir uygulama sağladığı söylenebilir.

7.3. Farklı Programlama Yöntemlerinin Koklear İmplantlı İşitme Eşiklerine Etkisi

Koklear implant programları çeşitli testler kullanılarak kontrol edilebilir. NFS ve CS ile yapılan programları davranışsal odyometre ile değerlendiren bir çalışmada, her iki programlama sistemi arasında bir farklılık elde edilmemiştir (Durankaya ve ark., 2015). Tóth ve ark. (2015) tarafından yapılan bir çalışmada ise koklear implant kullanıcılarına üç farklı programlama prosedürü denenmiştir. CS ile subjektif olarak oluşturulan bir map, CS ile NRT tabanlı oluşturulan bir map ve NFS ile oluşturulan bir map karşılaştırılmıştır. Üç hafta sonra işitsel performansları değerlendirilen hastaların, her üç grup için de işitme eşikleri farklılık göstermemiştir. Neeman ve ark. (2018) tarafından postlingual yetişkin koklear implant kullanıcılarında yapılan bir çalışmada, dört hafta aralıklarla randomize olarak NFS ve CS ile programlama gerçekleştirilmiştir. Katılımcıların koklear implantlı işitme eşiklerinin de incelendiği bu çalışmada, seanslar sonrasında işitme eşiklerinde bir farklılık elde edilmemiştir. Çalışmamızda NFS ve CS ile randomize gerçekleştirilen programlamalar sonrasında değerlendirilen koklear implantlı işitme eşikleri arasında herhangi bir farklılık elde edilmemesi, kullandığımız her iki programlama yönteminin T ve C seviyelerinin benzer olmasından kaynaklanmaktadır.

7.4. Farklı Programlama Yöntemlerinin Konuşma Testlerine Etkisi

Koklear implant ayarları işitme eşiklerinin yanı sıra, konuşma testleri kullanılarak da değerlendirilebilir. Bu testler çeşitli dinleme koşullarında gerçekleştirilebilir. Craddock ve ark. (2003) tarafından yapılan bir çalışmada; NRT tabanlı ve davranışsal olarak oluşturulan ayarlar, sessizlikte ve gürültü varlığında tek heceli kelimeler ve açık uçlu cümleler kullanılarak karşılaştırılmıştır. Değerlendirme, hem ayar hem de iki haftalık deneyimleme süresi sonrasında yapılmıştır. Çalışma sonucunda, hem sessizlikte hem de gürültü varlığında yapılan konuşma testleri farklılık göstermemiştir. Sun ve ark. (2004) tarafından yapılan bir çalışmada; koklear implant kullanıcılarına davranışsal, NRT tabanlı ve bu iki yöntemin kombinasyonu ile üç farklı map oluşturulmuştur. Çalışmada, konuşmanın değerlendirilmesi için sessizlikte ve +5 dB SNR koşulunda kelime ve cümle testleri uygulanmıştır. Ayarlardan yaklaşık bir saat sonra, kadın konuşmacı tarafından kaydedilmiş listeler 70 dB SPL'de konuşma ve gürültü aynı açıdan gelecek şekilde gönderilmiştir. Çalışma sonucunda, her üç map için de uygulanan konuşma testleri arasında anlamlı farklılık elde edilmemiştir. Yapılan bir başka çalışmada, Sun ve ark. (2004) ile benzer olarak üç farklı şekilde implant programlaması yapılmıştır. Oluşturulan ayarlar, sessizlikte ve gürültüde cümle anlama testleri ile değerlendirilmiştir. Testler, 70 dB SPL ve 55 dB SPL seviyesinde yapılmıştır. Çalışma sonucunda düşük şiddet düzeyinde yapılan test sonuçları gruplar arasında farklılık göstermezken, yüksek şiddet düzeyinde yapılan testte davranışsal yöntemle oluşturulan ayarda daha iyi performans elde edilmiştir (Seyle ve Brown, 2002). Willeboer ve Smoorenburg (2006) tarafından yapılan bir çalışmada, ECAP tabanlı ve geleneksel programlama yöntemi karşılaştırılmıştır. Her program sonrası, katılımcılar ayarı 6 hafta deneyimlemiştir. Kelimeler 65 dB'de sessizlikte, 65 dB'de +10 dB SNR'de ve 55 dB'de sessizlikte olmak üzere üç farklı dinleme koşulunda, konuşma ve gürültü aynı açıdan gelecek şekilde sunulmuştur. Çalışma sonucunda, her iki yöntem arasında üç farklı dinleme koşulunda da ECAP tabanlı ölçümlerde daha yüksek skorlar elde edilmiştir. 12 haftanın sonunda her iki yöntem tekrar test edildiğinde ise geleneksel yöntemde daha yüksek skorlar elde edilmiştir.

Davranışsal yöntem ile ECAP'in konuşma testleri ile karşılaştırmasını içeren bazı çalışmalarda, koklear implant kullanıcılarının konuşma işlemcilerinde var olan

programlar kullanılmış veya kendi programlarını oluşturmalarına izin verilmiştir. Smoorenburg ve ark. (2002) tarafından yapılan bir çalışmada ECAP tabanlı oluşturulan yeni ayar ile Kİ kullanıcılarının kullandıkları davranışsal yöntemle yapılmış geleneksel ayar, konuşma testleri ile karşılaştırılmıştır. Hem yapılan ayarlardan hem de iki haftalık deneyimleme süresi sonrasında olmak üzere, değerlendirme iki aşamada gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda, her iki aşamada da geleneksel olarak kullanılan ayarlarda koklear implant kullanıcıları daha yüksek skorlar elde etmiştir. Deneyimleme sonrasında ise ECAP tabanlı yapılan ayarlar ile elde edilen skorlar artış göstermiştir. Yapılan bir başka çalışmada, koklear implant programlamada kullanılan üç farklı ayar yöntemi karşılaştırılmıştır. Üç haftalık periyotlar ile kullanıcılar; geleneksel yöntem, ECAP tabanlı ölçümler ve CI kullanıcısının belirli sınırlar dahilinde kendi ayarlarını yapmasına olanak sağlayan yöntem (self-fitting) kullanılarak programlar oluşturulmuştur. Cümle testi, 60 dB SPL'de sessizlikte ve 60 dB SPL'de +5 dB SNR'de yapılmıştır. Kelime testi ise; 65 ve 55 dB SPL'de sessizlikte ve 65 dB SPL'de +10 dB SNR'de yapılmıştır. Çalışma sonucunda sadece, 65 dB SPL'de sessiz koşulda yapılan kelime testinde self-fitting yöntemi ile daha yüksek skorlar elde edilmiştir. Yapılan diğer test koşullarında ve ayar yöntemleri arasında benzerlik gözlenmiştir (Willeboer ve ark., 2008).

Uygulanan programlama yöntemlerinin dışında direkt olarak programlama arayüzlerinin karşılaştırıldığı çalışmalar da mevcuttur. NFS ve CS arayüzü ile programlamanın yapıldığı ve tek heceli konuşma listesi ile değerlendirildiği bir çalışmada, programlama yöntemleri arasında fark gözlenmemiştir (Durankaya ve ark., 2015). Yapılan bir başka çalışmada ise, NFS ve CS programları ile 4 hafta aralıklarla ayar yapılmıştır. Katılımcıların konuşma algısı, tek heceli kelime listesi ve gürültüde cümle testi ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonunda, her iki yöntem arasında benzerlik elde edilmiştir (Neeman ve ark., 2018). Botros ve ark. (2013) tarafından yapılan bir çalışmada yetişkin postlingual koklear implant kullanıcılarına Remote Fitting Assistant (RAF), NFS ve CS yöntemleri kullanılarak ayar yapılmıştır. Yöntemlerin karşılaştırılmasında çeşitli dinleme koşullarında kelime ve cümle listeleri sunulmuştur. Kullanıcıların programları iki hafta deneyimlemelerine izin verilmiştir. Çalışma sonucunda her üç yöntem arasında, uygulanan tüm testlerde anlamlı farklılık elde edilmemiştir. Davranışsal, NRT tabanlı CS ve NFS ile

programlamanın yapıldığı bir başka çalışmada koklear implant kullanıcıları ayarlamalardan üç ay sonra değerlendirilmiş olup, kişilerin konuşma anlaşılabilirliği arasında farklılık elde edilmemiştir (Tóth ve ark., 2015). Çalışmamızda, NFS ve CS yöntemleri sessizlikte ve +10 dB SNR koşulunda kadın konuşmacı tarafından kaydedilmiş tek heceli kelimeler ile kişilerin en rahat duyduğu ses seviyesinde değerlendirilmiştir. Çalışmamız sonucunda her iki yöntemin konuşma skorları arasında farklılık elde edilmemesi, programlardan elde edilen T ve C seviyelerinin ve ayar sonrası yapılan işitme eşiklerinin benzer olmasından kaynaklanmaktadır. Bu durum, otomatik programlamanın subjektif değerlendirmeleri yakalayabildiğini düşündürmektedir. Ayrıca çalışmamızda her iki yöntemle yapılan ayarlar sonrasında kullanıcılara, programı deneyimlemek için süre verilmemiştir. Randomize olarak seçilen bir program ile yapılan ayarların ardından, aynı oturumda tüm test bataryaları uygulanmıştır. Buna ek olarak yapılan her ayar en baştan gerçekleştirilmiş olup, kullanılan her map koklear implantlı katılımcılar için yenidir.

7.5. Farklı Programlama Yöntemlerinin İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller ile İncelenmesi

Gelen sesin işitsel yollarla iletilerek kortikal olarak algılanması ve işlenmesini değerlendirmek adına objektif bir yöntem olarak işitsel uyarılmış kortikal potansiyeller kullanılabilir. Kosaner ve ark. (2018) tarafından yapılan bir çalışmada, oluşturulan koklear implant programlarının kontrolü ve takibi için kortikal potansiyeller ile değerlendirme yapılmıştır.

Çalışmamızda koklear implant kullanıcılarının P1 dalgaları incelenmiş olup, latans ve amplitüt açısından değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, her iki yöntem ile yapılan ayarlar sonrasında alınan P1 dalgaları, latans ve amplitüt açısından farklılık göstermemiştir. Elde edilen bu durum her iki yöntemle oluşturulan maplerin, sesin beyne iletilmesinde bir farklılık oluşturmadığını göstermektedir.

Çalışmamız bu konuda ilk olup, literatürde NFS ve CS programlarının P1 ile karşılaştırıldığı başka bir araştırma bulunmamaktadır.

7.6. Farklı Programlama Yöntemlerinin Kullanıcı Memnuniyetine Etkisi

Koklear implant kullanıcılarının, NFS ve CS programlarından memnuniyetlerini değerlendiren bir çalışmada, dört haftalık bir deneyim süresi sonrasında Konuşma,

Uzaysal Algı ve İşitme Kalitesi Ölçeği skorları benzer elde edilmiştir. Kullanıcıların program tercihlerinde farklılık elde edilmemiştir (Neeman ve ark., 2018). Botros ve ark. (2013) tarafından yapılan çalışmada ise; koklear implant kullanıcılarına RAF, NFS ve CS programlarının iki hafta denenmesi sonrasında tercihte bulunmaları istenmiştir. Katılımcıların tercihleri arasında fark elde edilmemiştir. Çalışmamızda NFS ve CS ile yapılan ayarlar sonrasında koklear implant kullanıcılarının memnuniyetleri ve program tercihleri arasında farklılık elde edilmemesi, kişilerin programlardan gördükleri faydanın benzer olduğunu göstermektedir. Ayrıca her iki programlama yöntemi ile yapılan maplerin benzer elde edildiği düşünüldüğünde; hastaların koklear implant tercihlerini yaparken dikkatli oldukları, programlama sırasının/yönteminin etkisinde kalmadan karar verdikleri düşünülmüştür.

7.7. NFS'nin Kısıtlılıkları

Basit içerikli ve pratik olmasının yanı sıra NFS'nin kullanılmadığı bazı durumlar mevcuttur. NFS arayüzünün kullanılabilmesi için koklear implantta en az 12 elektrotun çalışabilir durumda olması gerekmektedir. Ayrıca NFS'de CS'den farklı olarak uyaran parametrelerinde değişiklik yapmak daha sınırlıdır. Örneğin, her elektrot için ayrı ayrı pulse width ayarı yapılamamaktadır. Arayüzdeki ayarlar genellikle elektrot grupları halinde gerçekleştirilmektedir. NFS ile NRT tabanlı program oluşturulabilmesi için koklear implantlarda AutoNRT yapılabilmesi gerekir. Bu yüzden bazı implant modellerinde bu gerçekleştirilememektedir. Ayrıca NFS ile hibrit ve beyin sapı implantı da programlanamamaktadır. Tüm bu durumlar NFS'in her koklear implantlı birey için kullanılmayacağı kısıtlılığını ortaya koymaktadır.

Sonuç

Koklear implant programlamada NFS ve CS arayüzleri kullanılarak yapılan ayarlardan elde edilen mapler arasında farklılık olmaması; ayarlar sonrasında yapılan serbest alan işitme eşikleri, konuşma testleri, P1 dalgaları ve hasta görüşleri ile bu ayarların desteklenmesi hastaların implant programlarından benzer şekilde fayda gördüğünü göstermektedir. Ayrıca implantın daha kısa sürede ayarlanmasına olanak sağlayan NFS arayüzünün, hem klinisyen hem de hastalar için programlamada kolaylık yaratabileceği ve zaman tasarrufu sağlayacağı düşünülmektedir. Bu sebeple,

NFS'in uygulanabildiđi koşullarda koklear implant programlamada bu arayüz tercih edilebilir.

Öneriler

Çalışmamızda koklear implant kullanıcılarına, programları deneyimlemek için süre verilmemiştir. Benzer bir çalışma ile katılımcılara haftalık/aylık periyotlar ile programları deneyimleme imkânı verilerek, uygulanan test sonuçları karşılaştırılabilir.

Bir başka çalışma ile NFS ve CS arayüzleri kullanılarak oluşturulan programların, günlük yaşamı daha iyi yansıtmaları açısından Türkçe Matrix Test gibi cümle testleri ile değerlendirilmesi yapılabilir.

8. KAYNAKÇA

Arora K, Dowell R, Dawson P. Cochlear implant stimulation rates and speech perception. In: Ramakrishnan S, eds. *Modern Speech Recognition Approaches with Case Studies*. London: Intech; 2012, p: 216.

Atılğan A. Koklear İmplantlı Hastalarda Elektrik Stapes Refleks Testi ve NRT Testinin T Seviyesi Açısından Standardizasyonu. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2008, Ankara (Danışman: Prof. Dr. YA Bayazıt).

Babacan O. Implementation of a Neurophysiology-Based Coding Strategy for the Cochlear Implant. Swiss Federal Institute of Technology Zurich, Yüksek Lisans Tezi, 2010, İsviçre (Danışman: Prof. Dr. N Dillier).

Bazon AC, Mantello EB, Gonçales AS, Isaac ML, Hyppolito MA, Reis ACMB. Auditory speech perception tests in relation to the coding strategy in cochlear implant. *International Archives of Otorhinolaryngology*. 2016; 20: 254-260.

Beattie RC, Barr T, Roup C. Normal and hearing-impaired word recognition scores for monosyllabic words in quiet and noise. *British Journal of Audiology*. 1997; 31: 153-164.

Botros A, Banna R, Maruthurkkara S. The next generation of Nucleus ® fitting: a multiplatform approach towards universal cochlear implant management. *International Journal of Audiology*. 2013; 52 (7): 485-494.

Brown CJ, Abbas PJ, Gantz BJ. Preliminary experience with neural response telemetry in the Nucleus CI24M cochlear implant. *The American Journal of Otology*. 1998; 19 (3): 320-327.

Cafarelli Dees D, Dillier N, Lai WK, von Wallenberg E, van Dijk B, Akdas F, Aksit M, Batman C, Beynon A, Burdo S, Chanal JM, Collet L, Conway M, Coudert C, Craddock L, Cullington H, Deggouj N, Fraysse B, Grabel S, Kiefer J, Kiss JG, Lenarz T, Mair A, Maune S, Müller-Deile J, Piron JP, Razza S, Tasche C, Thai-Van H, Toth F, Truy E, Uziel A, Smoorenburg GF. Normative findings of electrically

evoked compound action potential measurements using the neural response telemetry of the Nucleus CI24M cochlear implant system. *Audiology&Neuro-Otology*. 2005; 10 (2): 105-116.

Cesur S. Yaşlanmanın Temporal Çözünürlük Üzerindeki Etkisi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2017, İstanbul (Danışman: Doç. Dr. U Derinsu)

Clark G. *Cochlear Implants: Fundamentals and Application*. New York: Springer; 2003, p: 663.

Cochlear Limited. Nucleus ® Fitting Software 2.0. Cochlear White Paper; 2016.

Craddock L, Cooper H, Van de Heyning P, Vermeire K, Davies M, Patel J, Cullington H, Ricaud R, Brunelli T, Knight M, Plant K, Cafarelli Dees D, Murray B. Comparison between NRT-based MAPs and behaviourally measured MAPs at different stimulation rates—a multicentre investigation. *Cochlear Implant International*. 2003; 4 (4): 161-170.

Cullington H. Preliminary neural response telemetry results. *British Journal of Audiology*. 2000; 34 (3): 131-140.

De Vos JJ, Biesheuvel JD, Briaire JJ, Boot PS, Van Gendt MJ, Dekkers OM, Fiocco M, Frijns JHM. Use of electrically evoked compound action potentials for cochlear implant fitting: a systematic review. *Ear&Hearing*. 2017; 39 (3): 401-411.

Di Nardo W, Ippolito S, Quaranta N, Cadoni G, Galli J. Correlation between NRT measurement and behavioural levels in patients with the Nucleus 24 cochlear implant. *Acta Otorrinolaringologica Italica*. 2003; 23 (5): 352-355.

Dirks DD, Morgan DE, Dubno JR. A procedure for quantifying the effects of noise on speech recognition. *Journal of Speech and Hearing Disorders*. 1982; 47 (2): 114-123.

Durankaya SM, Şerbetçioğlu B, Dalkılıç G, Gürkan S, Kırkım G. Development of a Turkish monosyllabic word recognition test for adults. *The Journal of International Advanced Otolaryngology*. 2014; 10 (2): 172-80.

Durankaya SM, Terlemez S, Kara E, Demir K, Kırkım G, Yıldız E, Ataş A. Acceptability and effect of the Nucleus Fitting Software (NFS) comparing with the Custom Sound system. *The Journal of International Advanced Otolaryngology*. 2015; 11 (1): 25.

Eggermont JJ. *Hearing Loss Causes, Prevention, and Treatment*. 1st ed. Cambridge: Elsevier Academic Press; 2017, p: 310.

Franck KH. A model of a Nucleus 24 cochlear implant fitting protocol based on the electrically evoked whole nerve action potential. *Ear&Hearing*. 2002; 23 (Suppl 1): 69-71.

Garadat SN, Abdulbaqi KJ, Haj-Tas MA. The development of the University of Jordan word recognition test. *International Journal of Audiology*. 2017; 56 (6): 424-430.

Gärtner L, Lenarz T, Joseph G, Büchner A. Clinical use of a system for the automated recording and analysis of electrically evoked compound action potentials (ECAPs) in cochlear implant patients. *Acta Oto-Laryngologica*. 2010; 130 (6): 24-732.

Gelfand SA. *Essentials of Audiology*. 4th ed. New York: Thieme; 2016, p: 216.

Gifford RH. *Cochlear Implant Patient Assessment: Evaluation of Candidacy, Performance and Outcomes*. 1st ed. San Diego: Plural Publishing; 2013, p: 85-91.

Grayden DB, Clark GM. Implant design and development. In: Cooper HR, Craddock LC. *Cochlear Implants A Practical Guide*. 2nd ed. West Sussex: Whurr Publishers; 2006, p: 1-287.

Greisiger R. Objective Measurements and Cochlear Implants Imaging. Department of Informatics Faculty of Mathematics and Natural Sciences University of Oslo, Doktora Tezi, 2016, Norveç.

Hall III, JW. New Handbook of Auditory Evoked Responses. Boston: Pearson; 2007, p: 490-493.

Hinderink JB, Krabbe PFM, Den Broek, PV. Development and application of a health-related quality of life instrument for adults with cochlear implants: the Nijmegen cochlear implant questionnaire. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*. 2000; 123 (6): 756-765.

Hodges AV, Balkany TJ, Ruth RA, Lambert PR, Dolan-Ash S, Scloffman JJ. Electrical middle ear muscle reflex: use in cochlear implant programming. *Journal of Otolaryngology - Head & Neck Surgery*. 1997; 117 (3): 255-61.

Hughes, ML. Objective Measures in Cochlear Implants. San Diego: Plural Publishing; 2013, p: 10-143.

Ji F, Liu K, Yang S. Clinical application of electrically evoked compound action potentials. *Journal of Otology*. 2014; 9 (3): 117-121.

Kamal A. Comparison Between Behavioral, Modified Brown ECAP, ESRT Approaches in Cochlear Implants Fitting in Adults. United States: Juniper Publishers; 2017, p: 6.

King JE, Polak M, Hodgest AV, Payne S, Telischi FF. Use of neural response telemetry measures to objectively set the comfort levels in the Nucleus 24 cochlear implant. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2006; 17 (6): 413-431.

Kiss JG, Tóth F, Nagy AL, Jarabin J, Szamosközi A, Torkos A, Jóri J, Czigner J. Neural response telemetry in cochlear implant users. *International Tinnitus Journal*. 2003; 9 (1): 59-60.

Kosaner J, Anderson I, Turan Z, Deibl M. The use of ESRT in fitting children with cochlear implants. *The Journal of International Advanced Otolaryngology*. 2009; 5 (1): 70-79.

Kosaner J, Van Dun B, Yigit O, Gultekin M, Bayguzina S. Clinically recorded cortical auditory evoked potentials from paediatric cochlear implant users fitted with electrically elicited stapedius reflex thresholds. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2018; 108: 100-112.

McArdle R, Hnath-Chisolm T. Speech audiometry. In: Katz Z. *Handbook of Clinical Audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health; 2015, p: 61-72.

McRackan TR, Ahlstrom JB, Clinkscales WB, Meyer TA, Dubno JR. Clinical implications of word recognition differences in earphone and aided conditions. *Otology&Neurotology*. 2016; 37 (10): 1475-1481.

Mostafa IZ, Shabana MI, Shennawy AME, Weheiba HM. Assessing the applications of cortical auditory evoked potentials as a biomarker in children with cochlear implants. *The Egyptian Journal of Otolaryngology*. 2013; 29 (4): 263-268.

Neeman RK, Yaar Soffer Y, Yakir Z, Bloch F, Lipshutz L, Levi M, Muchnik C, Hildesheimer M, Henkin Y. Programming with Nucleus Fitting Software versus Custom Sound: Comparison of map characteristics and outcomes in experienced cochlear implant recipients. *Journal of Hearing Science*. 2018; 8 (2): 243.

Özdemir S. *Koklear İmplant Uygulanan Hastaların İşitsel Performans Analizleri*. Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi KBB ABD Dalı, Uzmanlık Tezi, 2006, Adana (Danışman: Prof. Dr. Mete Kiroğlu).

Pasman JW, Rotteveel JJ, Maassen B, Visco YM. The maturation of auditory cortical evoked responses between (preterm) birth and 14 years of age. *European Journal of Paediatric Neurology*. 1999; 3: 79-82.

Patrick JF, Busby PA, Gibson PJ. The development of the Nucleus® Freedom™ cochlear implant system. *Trends in Amplification*. 2006; 10 (4): 175-200.

- Pereira DR, Cardoso S, Ferreira-Santos F, Fernandes C, Cunha-Reis C, Paiva TO, Almeida PR, Siveira C, Barbosa F, Marques-Teixeira J. Effects of inter-stimulus interval (ISI) duration on the N1 and P2 components of the auditory event-related potential. *International Journal of Psychophysiology*. 2014; 94 (3): 311-318.
- Picton TW. *Human Auditory Evoked Potentials*. 1st ed. San Diego: Plural Publishing; 2010, p: 336.
- Ponton CW, Eggermont JJ, Kwong B, Don M. Maturation of human central auditory system activity: evidence from multi-channel evoked potentials. *Clinical Neurophysiology*. 2000; 111 (2): 220-236.
- Rance G, Dowell CD. *Speech Processor Programming*. In: Clark G, eds. *Cochlear Implant for Infants and Children*. San Diego: Singular Publishing; 1997, p: 147-169.
- Rust J. Habituation and the orienting response in the auditory cortical evoked potential. *Psychophysiology*. 1977; 14 (2): 123-126.
- Sainz M, Torre A, Roldan C, Ruiz JM, Vargas JL. Analysis of programming maps and its application for balancing multichannel cochlear implants. *International Journal of Audiology*. 2003; 42 (1): 43-51.
- Scherf F, Deun L, Wieringen A, Wouterris J, Desloovere C, Dhooge I, Offeciers E, Deggourj N, Raeve LD, Bodt MD, Heyning, PHV. Hearing benefits of second-side cochlear implantation in two groups of children. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2007; 71 (12): 1855-1963.
- Seligman P. *Behind-The-Ear Speech Processors*. Cochlear Implant Training Workshop, Bionic Ear Institute, Melbourne. 2007.
- Seyle K, Brown CJ. Speech perception using maps based on neural response telemetry measures. *Ear&Hearing*. 2002; 23 (1): 72-79.
- Shapiro WH. *Device Programming*. In: Waltzman SB, Roland JT. *Cochlear Implants*. 2nd ed. New York: Thieme Medical Publishers; 2006, p: 133-144.

Skinner MW, Demorest ME, Fourakis MS. Speech recognition at simulated soft, conversational, and raised-to-loud vocal efforts by adults with cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1997; 101 (6): 3766-82.

Smooenburg GF, Willeboer C, van Dijk, JE. Speech perception in Nucleus CI24M cochlear implant users with processor settings based on electrically evoked compound action potential thresholds. *Audiology&Neuro-Otology*. 2002; 7 (6): 335-347.

Somek B, Fajit S, Dembitz A, Ivković M, Ostojić. Coding strategies for cochlear implants. *Automatika*. 2006; 47 (1-2): 69-74.

Spivak LG, Chute PM, Popp AL, Parisier SC. Programming the cochlear implant based on electrical acoustic reflex thresholds: patient performance. *Laryngoscope*. 1994; 104 (10): 1225-30.

Stach BA. *Clinical Audiology: An Introduction*. Clifton Park: Delmar, Cengage Learning; 2010, p: 606-10.

Stach BA. Audiologic Evaluation of Otologic/Neurotologic Disease. In: Glasscock ME, Gulya AJ. *Glasscock-Shambaugh Surgery of the Ear*. 5th ed. Ontario: BC Decker; 2003, p: 165.

Stephan K, Welzl-Muller K. Post-operative stapedius reflex tests with simultaneous loudness scaling in patients supplied with cochlear implants. *Audiology*. 2000; 30 (1): 13-18.

Sun YS, Wu CM, Liu TC. Mandarin speech perception in Nucleus CI 24 implantees using MAPs based on neural response telemetry. *Orl; Journal of Oto-Rhino-Laryngology and Its Related Specialties*. 2004; 66 (5): 255-261.

Tóth F, Kiss JG, Jarabin J, Csorba G, Perényi Á, Jóri J, Rovó L. Speech processor fitting using Nucleus Fitting Software (NFS). *The Journal of International Advanced Otology*. 2015; 11 (1): 45.

Tye-Murray N. Foundations of Aural Rehabilitation: Children, Adults, and Their Family Members. San Diego: Plural Publishing; 2019, p: 53.

Willeboer C. Smoorenburg GF. Comparing cochlear implant users' speech performance with processor fittings based on conventionally determined T and C levels or on compound action potential thresholds and live-voice speech in a prospective balanced crossover study. *Ear&Hearing*. 2006; 27 (6): 789-798.

Willeboer C. Smoorenburg GF, Van Dijk B, Roos RD, Van Zanten GA. Parametric Adjustments to the ECAP-Based Fitting by Cochlear Implant Recipients During Everyday Life. In: Willeboer C. Simplifying Cochlear Implant Speech Processor Fitting. Veenendaal: Universal Press; 2008, p: 83-116.

Wilson PL, Whalen HS. Which Cochlear Implant Device Is Right for Your Children. In: Loy B, Roland P. Cochlear Implants: What Parents Should Know. San Diego: Plural Publishing; 2009, p: 95.

Wolfe J, Musgrave E. Cochlear Implant Candidacy: Regulatory Approval. In: Wolfe J. Cochlear Implants: Audiologic Management and Considerations for Implantable Hearing Devices. San Diego: Plural Publishing; 2017, p: 113.

Wolfe J, Schafer EC. Programming Cochlear Implants. 2nd ed. San Diego: Plural Publishing; 2015, p: 65-246.

Zwolan TA. Implantable Hearing Devices. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL. Handbook of Clinical Audiology. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health; 2015, p: 820.

Zwolan TA. Cochlear Implants. In: Katz J, Medwetsky L, Burkard R, Hood LJ. Handbook of Clinical Audiology. 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins; 2009, p: 913.

9. EKLER

Ek 1: Etik Kurul Onayı



Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

BAŞVURU BİLGİLERİ	PROTOKOL KODU	09.2018.847
	PROJE ADI	Koklear İmplant Ayarlamada Nucleus Fitting Software ve Custom Sound Programlarının Karşılaştırılması
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÜNVANI/ADI	Doç. Dr. Emine Ufuk DERİNSU

Tarih : 07.12.2018					
KARAR BİLGİLERİ	Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve gerçekleştirilmesinde sakınca bulunmadığı için Kurulumuzca onaylanmasına oy birliği ile karar verilmiştir. Onay sonrasında yapılacak her türlü proje değişiklikleri (katılımcılar, başlık vb.) veya protokol değişikliklerinin Etik Kurula bildirilerek proje onayının yenilenmesi gerekmektedir.				
ÜYELER					
Unvanı / Adı / Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu / EK Üyeliği	Onaylanan Proje ile İlişkisi	Toplantıya katılım	İmza
Prof.Dr. Haner DİRESKENELİ	Romatoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/ Başkan	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Tülin ERGUN	Dermatoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Başkan Yrd.	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Atilla KARAALP	Farmakoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> EVET <input checked="" type="checkbox"/> HAYIR	
Prof. Dr. Şefik GÖRKEY	Tıp Tarihi ve Etik	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Handan KAYA	Patoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. M.Bahadır GÜLLÜOĞLU	Genel Cerrahi	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Semra SARDAŞ	Eczacı	M.Ü Eczacılık Fak./Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Başak DOĞAN	Diş Hekimi	M.Ü Diş Hekimliği Fak./Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof. Dr. Beste Melek ATASOY	Radyasyon Onkolojisi	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Doç. Dr. Elif KARAKOÇ AYDINER	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Doç.Dr. Meltem KORAY	Diş Hekimi	İstanbul Üniv. Diş Hekimliği Fak./Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Doç. Dr. Gürkan SERT	Hukukçu	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Doç.Dr: Figen DEMİR	Halk Sağlığı	Acıbadem Üniv. Tıp Fak.	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Doç.Dr. Pınar Mega TİBER	Biyofizik	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Güzde Aynur MİRZA	Sağlık Mensubu olmayan kişi	Serbest	Var - Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	

Ek 2: Tek Heceli Fonetik Dengeli Konuşma Listeleri

SAYI	A1 LİSTESİ	A2 LİSTESİ	B1 LİSTESİ	B2 LİSTESİ	C1 LİSTESİ	C2 LİSTESİ
1.	BAK	BAŞ	BAĞ	BOŞ	BAZ	BEŞ
2.	BAL	BOR	BİL	BİR	BİN	BUL
3.	BUZ	BIT	BEZ	BOY	BAY	BAR
4.	BEL	BİZ	BEY	BEN	BOL	BOZ
5.	CEP	ÇEK	CAN	ÇAY	CİN	ÇAL
6.	ÇAM	DEV	ÇIK	DAR	ÇAT	DEM
7.	DAĞ	DİN	DİŞ	DİZ	DEL	DÖK
8.	DÜŞ	DOZ	DEL	DÖN	DIŞ	DÜN
9.	DİK	FAR	DAM	GAZ	DUR	GÜÇ
10.	GIY	GOÇ	FES	GEÇ	FAY	GİR
11.	GÜN	GER	GÜL	HAN	GÖR	HEP
12.	HAT	HER	GÖK	KEM	GEL	HIZ
13.	HİS	KUL	HAS	KÜL	HEM	KES
14.	KAS	KÜP	HÜR	KAT	KAR	KİR
15.	KİR	KAN	KAP	MİL	KUR	KEK
16.	KUM	MUM	KOR	NUR	KÜT	MİT
17.	MAL	NAR	KİN	PES	MİS	PIR
18.	REY	PİS	MOR	RUH	NEM	RAY
19.	SOR	SİR	SEV	SAR	SAP	SAG
20.	SET	SEL	SAT	SIK	SUR	SUN
21.	TAN	ŞAH	ŞEN	TÜR	TER	ŞOV
22.	VER	TEL	TUR	TEK	TEN	TAS
23.	YÖN	TAK	VUR	YAP	VAH	YAN
24.	YER	YÜN	YAT	YEM	YAK	YEL
25.	ZOR	YAY	YAR	ZİL	YOK	ZAR

Ek 3: Sözel Bildiri



Koklear İmplant Ayarlamada Nucleus Fitting Software ve Custom Sound Programlarının Karşılaştırılması

Yeter Saçlı¹, Emine Ufuk Derinsu², Esra Akdeniz³

1. YL Öğrencisi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü KBB Anabilim Dalı, Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Programı, İstanbul, yetersacli@gmail.com

2. Doç. Dr., Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi KBB Anabilim Dalı, Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Bilim Dalı, İstanbul, uderinsu@yahoo.com

3. Doç. Dr., Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıp Eğitimi Anabilim Dalı, İstanbul, esraakdeniz@gmail.com

Özet

Amaç: Bu çalışmada koklear implant ayarlamada kullanılan Nucleus Fitting Software (NFS) ve Custom Sound (CS) programlarının; T ve C seviyeleri, programlama süresi, hasta memnuniyeti ve ayarlamaların objektif ve subjektif testlerle kontrolü açısından karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Yöntem: Çalışmaya 16-80 yaş aralığında olup, Cochlear marka tek taraflı koklear implant kullanan 37 kişi dahil edilmiştir. Katılımcıların implantları NFS ve CS ile aynı programlanmıştır. Her iki programlamayı yaparken de, kronometre ile süre tutulmuştur. Ayarlamaların ardından her bir program için subjektif değerlendirme açısından, katılımcıların serbest alanda işitme eğikleri ve kayıtlı konuşma kullanılarak konuşmayı anlama skorları hem gürültüde hem de sinyal-gürültü oranı +10 dB iken belirlenmiştir. Programların objektif

değerlendirmesi için ise kortikal işitsel uyulmuş potansiyel ölçümleri yapılarak P1 cevapları saptanmıştır. Son olarak kullanıcıların programları ses kalitesi, gürültüde konuşma anlaşılabilirliği açısından değerlendirmeleri ve programlardan birini tercih etmeleri istenmiştir. Bulgular: NFS ve CS ile yapılan programlarda T ve C seviyeleri, işitme eğikleri, konuşma testleri, P1 cevapları ve hasta memnuniyeti açısından anlamlı farklilik elde edilmemiştir (p>0.05). NFS ile yapılan ayarlamalar ise CS'den daha kısa sürmüştür (p<0.05).

Sonuç: NFS, koklear implant ayarlamada objektif ve kısa sürede programlama yapılmasına olanak sağlayan yeni, pratik bir yazılımdır. **Anahtar Kelimeler:** koklear implant, fitting, programlama

10. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Yeter	Soyadı	Saçlı
Doğum Yeri	Bakırköy	Doğum Tarihi	04.06.1995
Uyruğu	TC	Tel	
E-mail	yetersacli@gmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	Marmara Üniversitesi	2017-Halen
Lisans	İstanbul Üniversitesi	2017
Lise	İstanbul Üsküdar Lisesi	2013

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
Araştırma Görevlisi	Üsküdar Üniversitesi	2019-Halen
Öğretim Görevlisi (DSÜ)	Altınbaş Üniversitesi	6 AY 2018-2019
Araştırma Görevlisi	İstanbul Gelişim Üniversitesi	2 AY 2018-2018
Öğretim Görevlisi (DSÜ)	Altınbaş Üniversitesi	5 AY 2017-2018

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	Çok İyi	Orta	İyi

Yabancı Dil Sınav Notu #								
YDS	YÖKDİL	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	78,75							

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	88,33		
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Word, Excel, Power Point	İyi

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendiriniz.

ULUSAL BİLİMSEL TOPLANTILARDA SUNULAN VE BİLDİRİ KİTABINDA BASILAN BİLDİRİLER

SAÇLI Y., DERİNSU EU., AKDENİZ E. “Koklear İmplant Ayarlamada Nucleus Fitting Software ve Custom Sound Programlarının Karşılaştırılması” Marmara Odyoloji Günleri, 24-25 Mayıs 2019, İstanbul.