



**T.C.**  
**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**KULAK BURUN BOĞAZ ANABİLİM DALI**  
**ODYOLOJİ, KONUŞMA VE SES BOZUKLUKLARI BİLİM DALI**

**KOKLEAR İMPLANTLARDA İMPEDANS, T ve C**  
**DEĞERLERİNİN**  
**YILLARA GÖRE DEĞİŞİMİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Serdar SİPAHİ**

**ANKARA**

**2012**



**T.C.**  
**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**KULAK BURUN BOĞAZ ANABİLİM DALI**  
**ODYOLOJİ, KONUŞMA VE SES BOZUKLUKLARI BİLİM DALI**

**KOKLEAR İMPLANTLARDA İMPEDANS, T ve C**  
**DEĞERLERİNİN**  
**YILLARA GÖRE DEĞİŞİMİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Serdar SİPAHİ**

**TEZ DANIŞMANI**

**Prof. Dr. Erdinç AYDIN**

**ANKARA**

**2012**

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: KA11/195), ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

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

Odyoloji ve Konuşma Ses Bozuklukları Programı çerçevesinde, Serdar Sipahi tarafından yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 07.07.2012

“Koklear İmplantlarda İmpedans ve T-C Değerlerinin Yıllara Göre Değişimi”

**TEZ DANIŞMANI**  
Prof. Dr. Erdiñ AYDIN

**TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ**

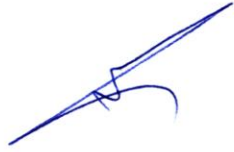
Prof. Dr. Erol BELGİN

Prof. Dr. Levent ÖZLÜOĞLU

Doç. Dr. Erdiñ AYDIN

Yrd. Doç. Dr. Özgül AKIN ŞENKAL

**ONAY:** Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 02/07/2012 tarih, 91 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

  
Prof. Dr. Rengin Erdal  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimime ve tezime başlamama olanak sağlayan Başkent Üniversitesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Levent N. Özlüoğlu'na sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Eğitimim boyunca her zaman destek veren ve yardım eden Sayın Prof. Dr. Erol Belgin'e, tez konusunu bana öneren Sayın Prof. Dr. Ahmet Ataş'a, tüm Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi KBB Anabilim Dalı ve Odyoloji Bilim Dalı öğretim üyelerine çok teşekkür ederim.

Öğrenim dönemi boyunca destek ve yardımlarından dolayı başta tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Erdinç Aydın olmak üzere, Sayın Doç. Seyra Erbek'e., Sayın Doç. Dr. Selim Erbek'e, Sayın Doç. Dr. Fuat Büyüklü'ye çok teşekkür ederim.

Tez çalışmama başlamamı olanak sağlayan Prof.Dr Adil Eryılmaz, Prof. Dr.Hakan Korkmaz, Prof.Dr. Ali Özdek ve ekiplerine çok teşekkür ederim.

Odyoloji pratiğimde, eğitim sürecinde her türlü destek ve olanağı sağlayan başta Sayın Yard. Doç. Dr. Özgül Akın Şenkal olmak üzere, Sayın Dr. Müzeyyen Çiyiltepe ve Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi KBB Anabilim Dalı Odyoloji uzmanlarına ve çalışanlarına, çok teşekkür ederim.

Hocamız aynı zamanda sınıf arkadaşımız olan Sayın Doç.Dr. Seyra Erbek'e bana olan destek ve yardımlarından dolayı ayrıca çok teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimi ve meslek hayatım boyunca her zaman yanımda olan Yusuf Akça'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Beni ben yapan anneme ve tüm aileme çok teşekkür ederim

**Serdar SİPAHİ**

## ÖZET

Elektriksel uyarın (eşik duyma ve rahat duyma) seviyelerinin, impedansın değişimi ile bu seviyelerin sabit değerlere ulaşması farklı implant modellerinde ve yeni implant tasarımından sonra birçok araştırmacı tarafından araştırılmıştır. Literatüre bakıldığında genelde kısa süreli ve ilgili klinikte takılan implant modeline göre çalışmalar mevcuttur. Araştırmaların genelde kısa süreli olmasının nedeni ise verilerin yedeklerinin çok düzenli alınmaması ve seviyelerin sabit değerlere ulaşmasından sonraki dönemin çok fazla araştırılmaya gerek duyulmamasıdır. Bu çalışmada elektriksel uyarın seviyeleri (eşik duyma ve rahat duyma) ve impedansı iki farklı implant modelinde, elektrotlara ve yıllara göre tekrarlanan ölçümlerde retrospektif olarak araştırmak istedik.

Çalışma T.C Sağlık Bakanlığı Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi ve T.C Sağlık Bakanlığı Yıldırım BEYAZIT Dışkapı hastanesinde 2003-2007 yılları arasında Koklear implant uygulanmış olup kontrolleri üç yıl boyunca yapılan 69 hastanın (49 adet Freedom implant modeli; CI24RE ve 20 adet 24 Contour implant modeli; CI24R(CA) ) retrospektif eşik duyma ve rahat duyma seviyeleri ve *common ground* impedans değerleri ile yapılmıştır. Yaş ortalaması 3,23'dür ( 1-8 yaş  $\pm 2,02$  ). Koklear implant kullanıcılarınının 40'ı erkek (%58,0) ve 29'u (%42,0) kadındır. Ölçümler 1.yılda iki kez, 2. yılda bir kez ve 3. yılda bir kez olmak üzere toplam dört ölçümden oluşmaktadır.

İmpedans değerlerinde elektrotlara ve implant modellerine göre anlamlı bir farklılık elde edilmemiştir. İmpedans, elektriksel uyarın seviyeleri her iki implant modelinde de 2.ve 3.yıl da da sabit değerlerini korumuştur. Eşik (T) ve rahat duyma (C) seviyeleri "Freedom" implant modelinde, "Nucleus 24 Contour" implant modeline göre anlamlı olarak daha düşük çıkmıştır fakat her iki implant modelinde de dinamik aralıklar benzerdir. Her iki implant modelinde eşik duyma ve rahat duyma değerlerinde apikal ve basal elektrotlar arasında anlamlı farklılık bulunmuştur. Eşik duyma seviyeleri açısından her iki modelinde de yıllara göre anlamlı bir farklılık elde edilmemiştir.

Elde edilen sonuç; her iki implant modelinde de impedans, eşik (T) ve rahat duyma (C) seviyelerinin ikinci ve üçüncü yılda da sabit değerlerini koruduğudur. Bu neden ile çocuk hastalarda ikinci ve üçüncü yıllardaki koklear implantasyon programlamalarında temel parametrelerden birisi olan rahat duyma (C) seviyesinde yapılacak değişiklikler en az seviyede olmasına dikkat edilmelidir. Koklear implant modelleri arasındaki temel farklılık ise “Freedom” implantın kıvrılma özelliğinin “24 Contour”a göre daha iyi olmasıyla açıklanmaktadır. Bu çalışma yıllara göre elde edilen bu değerler farklı implant modellerinde programlamaya bir bakış açısını göstermektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Koklear Implant, impedans, eşik duyma seviyesi, rahat duyma seviyesi

## ABSTRACT

In various implant models and/or after new implant design, levels of electrical stimulation, change and stability of impedance, have been researched by many researchers. Researches are generally done for a short period of time because backup of data are not taken properly and time after stability is not too much considered. Moreover types of implant used at the clinic are limited. In this study electrical stimulant levels (T and C values) and impedance are retrospectively researched according to two various implant models, electrodes and records repeated in years.

This study is carried out in Republic of Turkey Health Ministry Ankara Numune Hospital and Republic of Turkey Health Ministry Yıldırım BEYAZIT Dışkapı Hospital between years 2003 -2007 among 69 cochlear implant patients (49 Freedom implant model; CI24RE and 24 Contour Implant Model; CI24R (CA)) that are examined by our study team during three years by retrospective T&C levels and Common Ground Impedance values. Average age of patients is 3,23 (Min. Age :1, max. Age 8, standart deviation: 2, 02). %58 of cochlear users are men (40) whereas %42 of cochlear user are women (29). Records are taken twice in the first year, once in the second and once third year (totaly 4 records in 3 years).

There is not any significant difference in the values of impedance considering electrodes and implant models. Impedance, electrical stimulations levels (T,C) has maintained its stability in both implant models in also second and third years. T and C levels in “Freedom” Implant Model are significantly lower than the values obtained in “Nucleus 24 Contour” Implant Model. However, dynamic intervals are similar in both models. In both models, there are significant differences between Apical and Basal electrodes in T and C values. There is not any significant difference in T levels according to years in both models.

The results obtained through this study shows that, in both implant models Impedance, T and C levels preserved their stability in the second and third years. Because of this, changes on C level (which is one of the basic parameters) among children must be considered in minimal level in the second and third years. The main

difference between implants models can be explained by the improvement of electrode design (closer to the modiolous) in Freedom Implant to be better than “Nucleus 24 Contour”. Values obtained according to years lead point of view for programming of various implant models.

**Key words:** Cochlear Implant, impedance, threshold level, comfortable loudness level



# İÇİNDEKİLER

## Sayfa No:

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER .....	viii
KISALTMALAR.....	x
TABLOLAR DİZİNİ.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	xiii
GRAFİKLER DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	xi
1.1. Ölçülen Parametreler.....	3
2. GENEL BİLGİLER .....	4
2.1. İç Kulak Anatomi ve Fizyolojisi .....	4
2.2. Koklear İmplant ve Temel Bileşenleri .....	5
2.3. Koklear İmplantın Programlanması .....	6
2.3.1. Kullanılan Uyarın Parametreleri .....	6
2.3.1.1. Akım Süresi ve Şiddeti .....	6
2.3.1.2. Uyarın Modları .....	7
2.3.2. Konuşma Kodlama Stratejileri .....	9
2.3.3. Subjektif Duyma Seviyelerinin Tespiti .....	10
2.3.4. Objektif Testler.....	12
2.3.4.1. Elektrik Uyarımlı Stapes Refleks Testi (ESRT).....	13
2.3.4.2. Telemetri, NRT Testi .....	13
2.3.5 İmpedans Testi.....	15
3. GEREÇ ve YÖNTEM .....	18
3.1.Evren .....	18
3.2.Örnekleme.....	18
3.3. Veri Toplama Yöntemi .....	19
3.3.1. İmpedans Telemetri Testi .....	22
3.3.2. Eşik duyma seviyesi (T) ve Rahat Duyma Seviyesinin (C) Tespit Edilmesi .....	22

3.4 Araştırmada Kullanılan Koklear İmplant Aletlerinin Tanıtılması .....	23
3.5. Araştırmada Kullanılan İstatistiksel Yöntemler.....	25
3.6. Araştırmaya Dahil Olma Ölçütleri .....	25
4.BULGULAR.....	26
4.1. Rahat Duyma (C) Seviyeleri .....	26
4.1.1. Elektrotlar .....	29
4.1.2. İmplant Modelleri .....	30
4.1.3. Tekrarlı Ölçümler .....	31
4.2. Eşik Duyma Seviyeleri.....	32
4.2.1. Elektrotlar .....	35
4.2.2. İmplant Modelleri .....	36
4.2.3 Tekrarlı Ölçümler .....	37
4.3. İmpedans Değerleri .....	39
4.3.1. Elektrotlar .....	40
4.3.2. İmplant Modelleri.....	42
4.4.3. Ölçümler .....	42
5.TARTIşMA .....	44
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER .....	49
7. KAYNAKLAR .....	50
8. EKLER.....	56

## KISALTMALAR

<b>K.I.</b>	: Koklear İmplant
<b>T</b>	: Eşik Duyma Seviyesi ( <i>Threshold</i> )
<b>C</b>	: Rahat Duyma Seviyesi ( <i>Comfortable loudnes Level</i> )
<b>CG</b>	: Ortak Elektrot Referanslı ( <i>Common Ground</i> )
<b>CL</b>	: Akım seviyesi ( <i>CurrentLevel</i> )
<b>BP</b>	: Bipolar
<b>MP1</b>	: Monopolar 1. elektrot (yuvarlak elektrot)
<b>MP2</b>	: Monopolar 2. elektrot (yüzey elektrot)
<b>ACE</b>	: <i>Advanced Combination Encoder</i>
<b>CIS</b>	: <i>Continuous Interleaved Sampling</i>
<b>Hz</b>	: Hertz
<b>EABR</b>	: Elektriksel Uyarımlı İşitsel Beyin Sapı Cevabı ( <i>Electrically Evoked Auditory Brainstem Response</i> )
<b>ECAP</b>	: Elektriksel Uyarımlı Bileşik Aksiyon Potansiyeli ( <i>Electrically Evoked Compound Action Potantial</i> )
<b>EBAP</b>	: Elektrik Uyarımlı Bilesik Aksiyon Potansiyeli
<b>ESRT</b>	: Elektrik Uyarımlı Stapes Refleks Testi
<b>ESRe</b>	: Elektrik Uyarımlı Stapes Refleks Eşiği
<b>N1</b>	: Negatif Tepe
<b>P1</b>	: Pozitif Tepe
<b>NRT</b>	: Noral Cevap Telemetrisi ( <i>Neural Response Telemetry</i> )
<b>PW</b>	: Akım Genişliği ( <i>Pulse Width</i> )
<b>SPEAK</b>	: <i>Spectral Peak Strategy</i>
<b>t-NRT</b>	: NRT eşiği ( <i>NRT threshold</i> )
<b>DTH</b>	: Dış Tüylü Hücreler
<b>Hz</b>	: Hertz
<b>İTH</b>	: İç Tüylü Hücreler
<b>kHz</b>	: KiloHertz
<b>Ort</b>	: Ortalama
<b>Ark.</b>	: Arkadaşları

## TABLULAR DİZİNİ

### Sayfa No:

<b>Tablo 3.1.</b>	K.I. Kullanıcılarının Cinsiyet ve K.I. Modellerine Göre Dağılımı .....	19
<b>Tablo 3.2.</b>	K.I. Uygulama Yaşının K.I Modellerine Göre Dağılımı .....	20
<b>Tablo 3.3.</b>	K.I. Dil Edinimlerinin K.I. Modellerine Göre Dağılımı .....	20
<b>Tablo 3.4.</b>	K.I. Kullanıcılarının Etiyolojik Özelliklerinin K.I. Modellerine Göre Dağılımı.....	21
<b>Tablo 3.5.</b>	İmpedans Ölçümlerinin Aylara Göre Dağılımı.....	21
<b>Tablo 3.6.</b>	Eşik Duyma ve Rahat Duyma Seviyesi Ölçümlerinin Aylara Göre Dağılımı.....	22
<b>Tablo 3.7.</b>	Eşik Duyma ve Rahat Duyma Seviyelerinin Elde Edilme Yöntemleri.....	22
<b>Tablo 3.8.</b>	Her İki K.I Modelinde Eşik Duyma ve Rahat Duyma Seviyesinin Test Edilmesinde Kullanılmış Temel Parametreler.....	23
<b>Tablo 3.9.</b>	Freedom,24 Contour Implant Özellikleri .....	23
<b>Tablo 4.1.</b>	Rahat Duyma Seviyeleri Ortalama ve Standart Sapma Değerleri .....	27
<b>Tablo 4.2.</b>	Rahat Duyma Seviyeleri Ölçümler İmplant Modeli, Elektrotlar Arası İstatistik Bağımlı Değişkenlerin Etkisi.....	28
<b>Tablo 4.3.</b>	Elektrotlar Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma .....	29
<b>Tablo 4.4.</b>	Rahat Duyma Seviyelerinde K.I Modelleri Arasında Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu ( İkili Karşılaştırma) .....	30
<b>Tablo 4.5.</b>	Rahat Duyma Seviyelerinde Tekrarlı Ölçümler Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma) .....	31
<b>Tablo 4.6.</b>	Eşik Duyma Seviyeleri Ortalama ve Standart Sapma Değerleri.....	33
<b>Tablo 4.7.</b>	Eşik Duyma Seviyeleri Ölçümler İmplant Modeli, Elektrotlar Arası İstatistik (Bağımlı Değişkenlerin Etkisi).....	34
<b>Tablo 4.8.</b>	Eşik Duyma Seviyeleri Elektrotlar Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma).....	35

<b>Tablo 4.9.</b>	Eşik Duyma Seviyelerinde K.I. Modelleri Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma) .....	36
<b>Tablo 4.10.</b>	Eşik Duyma Seviyeleri Tekrarlı Ölçümler Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma) .....	37
<b>Tablo 4.11.</b>	İmpedans Değerleri Ortalama ve Standart Sapma Değerleri .....	39
<b>Tablo 4.12</b>	İmpedans Değerleri Ölçümler İmplant Modeli, Elektrotlar Arası İstatistik .....	40
<b>Tablo 4.13.</b>	İmpedans Değerleri Elektrotlar Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma) .....	41
<b>Tablo 4.14.</b>	İmpedans Değerleri İmplant Modelleri Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma (İkili Karşılaştırma) .....	42
<b>Tablo 4.15.</b>	İmpedans Değerleri Tekrarlı Ölçümler Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma) .....	43

## ŞEKİLLER DİZİNİ

### Sayfa No:

<b>Şekil 2.1.</b> Korti Organı.....	4
<b>Şekil 2.2.</b> Koklear İmplant ve Temel Bileşenleri .....	5
<b>Şekil 2.3.</b> a) Orijinal sinyal, b) Orijinal sinyaldeki şiddet artışı, c) Orijinal sinyaldeki süre artışı.....	7
<b>Şekil 2.4.</b> Uyarım Modları.....	8
<b>Şekil 2.5.</b> Elektriksel Uyarımlı İşitsel Potansiyeller. ....	12
<b>Şekil 2.6.</b> NRT kaydı.....	14
<b>Şekil 2.7.</b> Kısa Devre Açık Devre .....	16

## GRAFİKLER DİZİNİ

### Sayfa No:

<b>Grafik 3.1.</b> Katılımcıların İmplant Modellerine Göre Dağılımı.....	19
<b>Grafik 4.1.</b> K.I. Modellerine ve Elektrotlara Göre Rahat Duyma Seviyeleri Ortalamaları .....	30
<b>Grafik 4.2.</b> K.I. Modellerine Göre Rahat Duyma Seviyeleri Ortalamaları .....	32
<b>Grafik 4.3.</b> K.I. Modellerine ve Elektrotlara Göre Eşik Duyma Seviyeleri Ortalamaları .....	36
<b>Grafik 4.4.</b> K.I. Modellerine Göre Eşik Duyma Seviyeleri Ortalamaları .....	38
<b>Grafik 4.5.</b> K.I. Modellerine, Yıllara, Elektrotlara ve İmplant Modellerine Göre Eşik Duyma ve Rahat Duyma Seviyelerinin Ortalamaları.....	38
<b>Grafik 4.6.</b> K.I. Modellerine ve Elektrotlara Göre İmpedans Değerleri Ortalamaları .....	41
<b>Grafik 4.7.</b> K.I. Modellerine Göre İmpedans Değerleri Ortalamaları .....	43

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Koklear implant, ameliyatla iç kulağa yerleştirilen, işitme siniri çekirdeklerini elektriksel olarak uyaran elektronik bir cihazdır. Koklear implant, bilateral ileri/çok ileri derecede koklear orijinli işitme kayıplı hastalarda uygulanmaktadır. Hasta seçimi için yaş, işitme kaybı süresi, işitme cihazı deneyimi, radyolojik ve medikal uygunluk, hasta beklentisi ve ailesel destek gibi faktörler dikkate alınır (1).

Koklear implant ameliyatından dört hafta sonra program ayarı kişiye özel olarak yapılmalıdır. Program ayarlamasında birçok yöntem uygulanmaktadır. Bunlar subjektif ve/veya objektif yöntemler olarak iki ana başlık altında toplanır. Bu iki yöntem yardımı ile eşik duyma seviyesi ve rahat duyma seviyesi olarak adlandırılan elektriksel uyaran seviyeleri kişiye özel olarak ayarlanabilmektedir.

Subjektif yöntem olarak yetişkinlerde genellikle sözel geri bildirimlerden yararlanılır. Rahat duyma ve eşik duyma seviyeleri için ayrıca ölçeklendirilmiş şiddet algısı ölçeği kullanılabilir. Çocuklarda davranışsal duyma seviyelerinin tespiti için kullanılan yöntemler, hastanın yaşı, dinleme deneyimi ve bilişsel yeteneklerine göre farklılık gösterir. Elektriksel uyarıma davranımda bulunması için çocuğun sese şartlanması gerekebilir. Bunun için görsel pekiştireç veya oyun odyometresi kullanılabilir (8).

Objektif yöntem olarak özellikle davranışsal yanıtların alınmadığı bebek ve çocuklarda subjektif duyma seviyeleri objektif yöntemle tahmin edilir. Elektro-fizyolojik testlerde en yaygın kullanılan işitsel potansiyellerin kaydı (Neural Response Telemetry, Evoked Auditory Brainstem Response) ve Stapes refleksi testidir.

İşitme siniri akustik uyarana olduğu gibi elektriksel uyarana da cevap verebilir. İşitme sinirinin birleşik aksiyon potansiyeli (*Compound Action Potential:CAP*), elektrik uyarana cevap olarak elde edildiğinde *Evoked Compound Action Potential: ECAP* şeklinde adlandırılır. Koklear implantlı hastalarda ECAP, *Neural Response Telemetry: NRT* (sinir cevap ölçümü) adı verilen test yöntemiyle, koklear implant sistemini



bilgisayar programıyla aktive ederek ölçülebilir. Günümüzde koklear implant üretimi yapan her firma, programlama için, objektif olabilecek bir yöntem tanımlamıştır. Bunlar NRT (*Neural Response Telemetry, Cochlear Corporation*), NRI (*Neural Response Imaging, Advanced Bionics Corporation*) ve ART (*AuditoryNerve Response Telemetry, Med-El Corporation*) dir. Firmaların kendi programlama sistemleri, bu yöntemleri içermekte ve günümüz teknolojisinde otomatik tarama şeklinde daha rahat ve kısa sürede kullanılmaktadır (8).

Objektif diğer bir yöntemde;stapes refleksi eşik belirlemedir (*Stapedius Reflex Threshold: SRT*). Refleks, koklea implantlı hastalarda elektriksel olarak uyarılmış stapes refleksi eşik (*E-SRT*) yöntemiyle görülebilir. *E-SRT* değerlendirmesi, impedansmetre kullanılarak bilgisayar programı yardımıyla implantlı kulaktan verilen uyarıyla kontralateral kulakta stapes refleksi kaydedilmesidir.

Ayrıca her implant programlamasında elektrotların ve koklear sıvının oluşturduğu toplam direnç ölçülür. Buna da impedans ölçümü adı verilir. Elektrotların impedans ölçümlerini uzun dönemde sabit değerlerini koruması, yeni elektrot tasarımında çok önemli bir bakış açısı sağlar.

Objektif /sübjektif yöntemler kullanılarak elde edilen elektriksel uyarı seviyeleri (Eşik / Rahat duyma seviyesi) ile impedansın değişimi ve sabit değerlere ulaşması farklı implant modellerinde ve de yeni implant tasarımından sonra birçok bilim insanı tarafından araştırılmıştır. Literatüre bakıldığında genelde kısa süreli ve ilgili klinikte takılan implant modeline göre çalışmalar mevcuttur. Araştırmaların genelde kısa süreli olmasının nedeni ise verilerin yedeklerinin çok düzenli alınmaması ve elektriksel uyarı seviyelerinin sabit değere ulaşmasından sonraki dönemin çok fazla irdelenmeye gerek duyulmamasıdır. Çalışmamızda koklear implantın her programlamasında ölçülen üç parametreyi; a) İmpedansı, b) T (eşik duyma seviyesi:*Threshold*) seviyelerini ve c) C (rahat duyma seviyesi:*Comfort*) seviyelerini yıllara, implant modellerine (Freedom İmplant,24 Contour) ve elektrotlara (6. elektrot, 10. elektrot ve 20. elektrot) göre nasıl değiştiğinin araştırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızda sübjektif ve objektif yöntemler kullanılmıştır. Ekteki parametreler ortalama üç yıl süre ile hasta dosyalarından geriye yönelik olarak analiz edilmiştir.

## 1.1. Ölçülen Parametreler

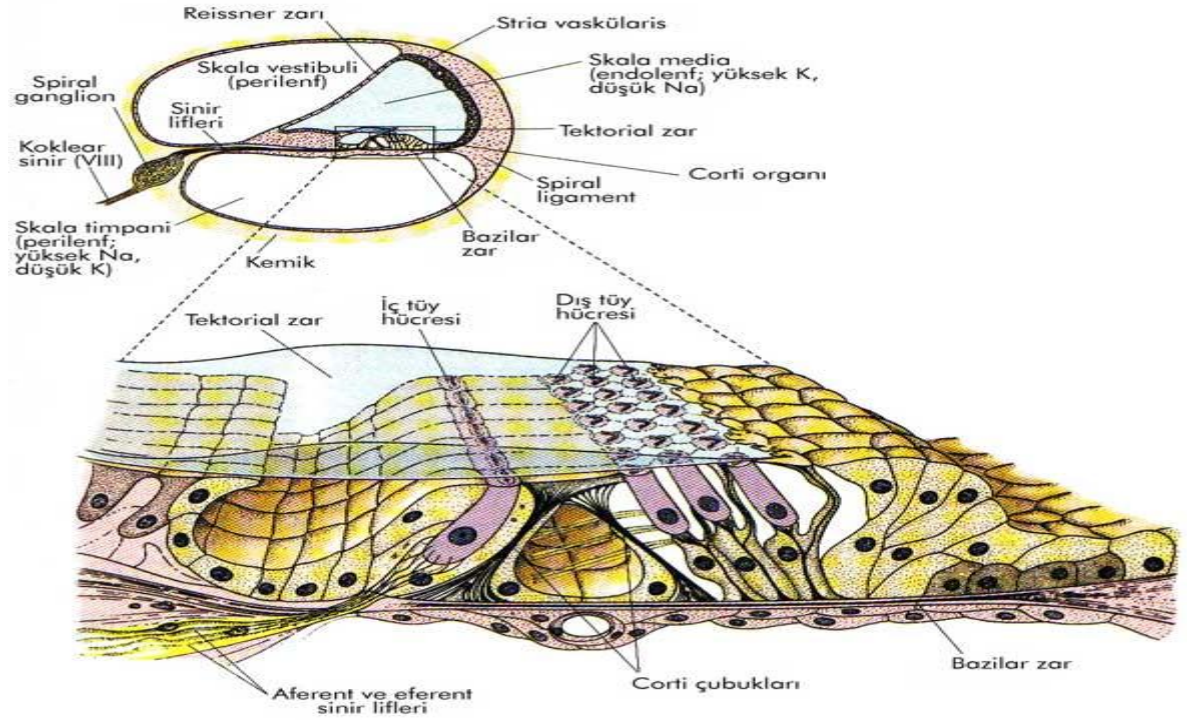
1. **İmpedans;** Elektrotların ve koklear sıvısının oluşturduğu toplam dirençtir.
2. **Eşik duyma seviyesi;** Hastanın elektriksel uyarımla en az duyma seviyesidir.
3. **Rahat duyma seviyesi;** Hastanın elektriksel uyarımla rahat duyma seviyesidir (2).

Bu çalışmada 6. Elektrod kokleanın başlangıç, 10. Elektrot kokleanın orta ve 20. Elektrot kokleanın son kısmını temsil ettiği için seçilmiştir (3).

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. İç Kulak Anatomi ve Fizyolojisi

İç kulak, temporal kemik kısmında bulunan petröz kemik içine yerleşik olup hem vestibüler (denge) hem de koklear (işitme) organlarından oluşmaktadır. Koklea, içi sıvı dolu ve merkezi eksenini etrafında, sarmal tarzında  $2\frac{1}{2}$  tur yapan 3 mm. çapında bir kemik tüp şeklindedir. Reissner membran ve bazilar membran, kokleayı skala vestibüli, skala media ve skala timpani olmak üzere üç paralel bölgeye ayırmaktadır. Skala vestibüli ve skala media Reissner membran, skala media ve skala timpani ise bazilar membran ile ayrılmaktadır. Skala vestibüli ve skala timpani sodyumca zengin perilenf sıvısı ile skala media ise potasyumca zengin olan endolenf sıvısı ile doludur (4).



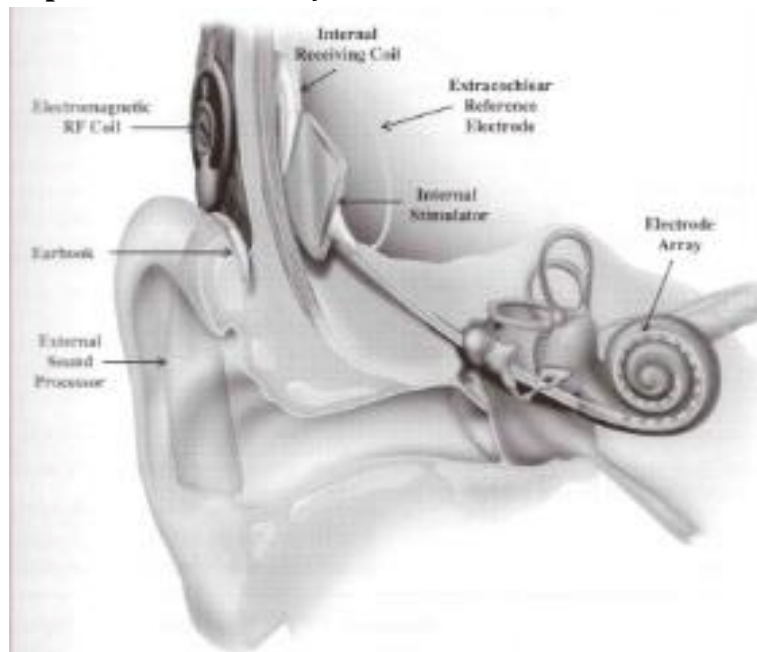
**Şekil 2.1.** Korti Organı; Corti organının ince yapısı. Üst kısımda Corti organı ve ilişkili yapılar; altta, iç ve dış tüy hücrelerinin ayrıntılı yapısı görülmektedir.

Oval pencerenin orta kulak yüzünde yer alan stapes tabanı anular ligament ile gevşekçe oval pencere üzerine lokalizedir. Stapes tabanının oval pencereye doğru her

hareketi skala vestibüldeki sıvıyı harekete geçirir. Zincirleme olarak skala vestibüldeki hareket skala mediadaki endolenfi etkiler. Bazılar membran'ın hareketi ile skala timpanideki perilenf etkilenir ve orta kulağa doğru yuvarlak pencere membranını içeri dışarı hareket ettirir. İnsanda 20-20000 Hz arası frekansların duyulmasını sağlayan duyu reseptörlerini içeren Korti organı (Şekil 2.1) baziller membran üzerinde yer alır. Korti organı, tek sıra halinde dizilmiş iç tüylü hücreler (İTH) ile üç sıra halinde dizilmiş dış tüylü hücreler (DTH) ve tektorial membrandan oluşmaktadır. İnsan kokleasında yaklaşık olarak 12000 DTH ile 3500 İTH bulunur. Bu tüylü hücreler işitsel sinir fibrilleri ile bağlantılıdır. Baziller membranın titreşimi Korti organındaki tüy hücreleri tarafından sinir uyarılarına çevrilir. Tüy hücreleri bazaldan ve yan taraflarından koklear sinir uzantıları ile sinaps yaparlar. Bu hücrelerden gelen afferent lifler modiolus'taki spiral ganglion'a gider. Spiral ganglion, aksonların 8. sinire ulaşarak üst medulla seviyesinde santral sisteme iletilmesini sağlar (5,6).

Yüksek seviyede sürekli bir sese maruz kalmak, iç kulakta bulunan Korti organındaki tüylü hücrelerin yıkımına neden olur. Bir insanda yaklaşık olarak 16000 tüylü hücre bulunmaktadır. Yüksek sese maruz kalmaktan dolayı çeşitli ölçümlerde bu tüylü hücrelerin %30 ile %50 arasında zarar gördüğü anlaşılmıştır (7).

## 2.2. Koklear İmplant ve Temel Bileşenleri



Şekil 2.2. Koklear İmplant ve Temel Bileşenleri

Dış parçanın bileşenleri mikrofon, konuşma işlemcisi, iletici bobindir. İç parçanın bileşenleri ise mastoid kemiğe yerleştirilen alıcı/şifre çözücü, musculus temporalise yerleştirilen yuvarlak elektrot (toprak elektrot) ve iç kulağa yerleştirilen elektrot dizinidir.

Koklear implant sistemlerinin dış parça ve iç parça olmak üzere iki temel bileşeni vardır. Dış parça, gelen sesi mikrofon aracılığıyla toplar, elektriksel sinyallere çevirerek iletici bobin aracılığı ile iç parçaya gönderir. İç parça elektriksel sinyalleri dijital kodlara çevirir ve iç kulağa yerleştirilmiş olan elektrot dizinine gönderir ve spiral gangliyon hücreleri elektriksel olarak uyarır.

### **2.3. Koklear İmplantın Programlanması**

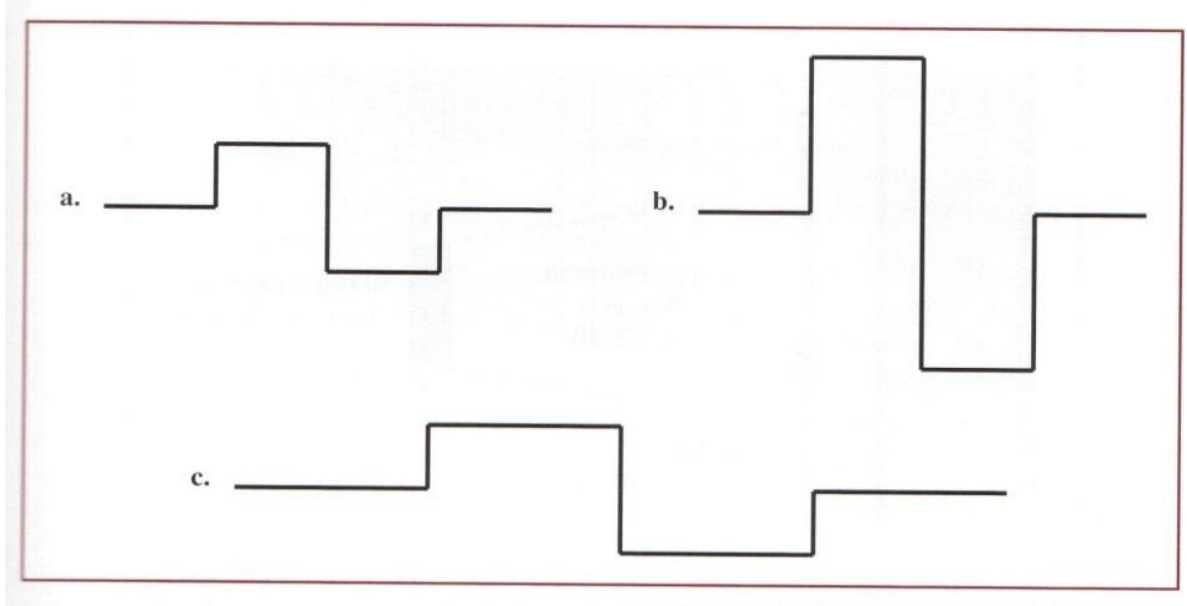
Koklear implantın programlanması hastaya, etiyojolojiye, kullanılan implant tipi, fonksiyonel elektrotların durumu ve iç kulaktaki konumu, iç kulağın morfolojik yapısı, programlama için kullanılacak konuşma kodlama stratejisi ve parametre seçimine göre yapılır.

#### **2.3.1. Kullanılan Uyarın Parametreleri**

##### **2.3.1.1. Akım Süresi ve Şiddeti**

Çağdaş Koklear implantlarda elektriksel uyarım için bifazik (iki fazlı) akım kullanılmaktadır. Uyarının şiddetini arttırmak iki şekilde elde edilebilir. Şekil 2,3 te gösterildiği gibi birincisi uyarının genliğini arttırmakla ikincisi ise uyarının genişliği (süresini) arttırmakla elde edilebilir (8).

Uyarın süresi veya şiddeti arttıkça daha çok spiral ganglion hücresi aktive olmaktadır.

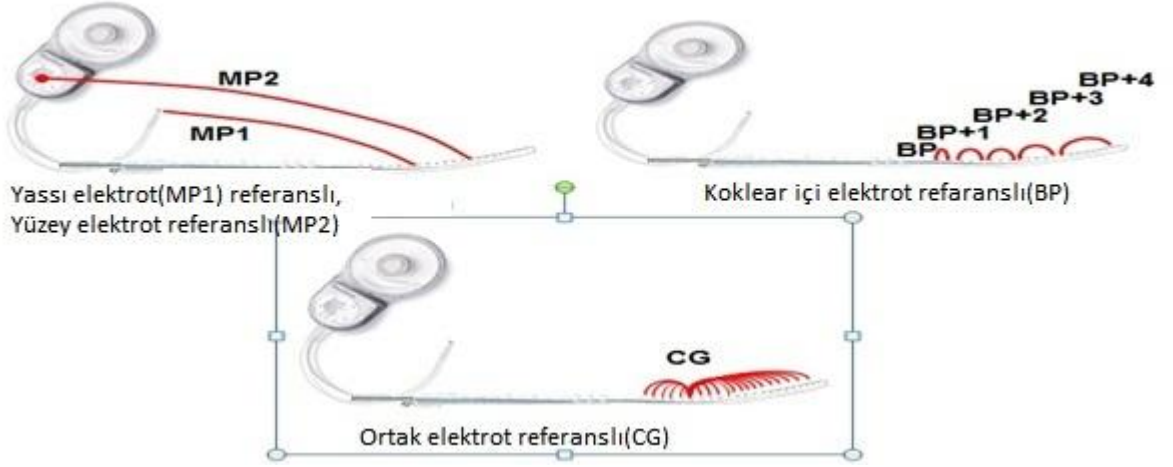


**Şekil 2.3.** a) Orijinal sinyal, b) Orijinal sinyaldeki şiddet artışı, c) Orijinal sinyaldeki süre artışı

### 2.3.1.2. Uyarım Modları

Bir elektrik devresinde akım güç kaynağından direnç bölgelerine gider ve daha sonra merkezine döner. Koklear implant elektriksel uyarımı da bir elektrik devresine benzer şekilde;1) İç parçada bir akım kaynağı2) Elektrot ve temas yeri 3) Geri dönüş elektrotunda oluşur. Aktif elektrota bitişik olan elektrot teması, Koklear sıvı ve diğer dokular direnci oluşturur. Aktif elektrot her zaman kokleanın içindedir. Koklea'nın dışındaki elektrot ise dönüş elektrotudur ve dış koklear elektrot olarak adlandırılır (8).

Temel üç farklı elektriksel uyarım modu mevcuttur. Uyarım modları Şekil 2.4'de görülmektedir.



**Şekil 2.4.** Uyarım Modları

Bipolar uyarımda iç kulakta bulunan elektrotlardan biri aktif, diğeri referans elektrot olarak kullanılmaktadır. Monopolar uyarım için aktif elektrot iç kulaktaki elektrotlardan biridir. Referans elektrot mastoid kemiğe yerleştirilen yassı elektrot (MP2) ya da musculus temporalis'e yerleştirilen yuvarlak elektrot (MP1) olabilir. Ayrıca referans elektrot olarak her ikisi (MP1+2) birden de seçilebilir. Uyarım modlarından bir diğeri ortak elektrot referanslı (*Common ground*) uyarımdır. Bu uyarım şeklinde ise iç kulaktaki elektrotlardan birisi aktif elektrot olarak belirlenirken, iç kulaktaki diğeri tüm elektrotlar referans olur.

Bipolar uyarı daha fazla odaklanmış uyarı sağladığı halde, monopolar (MP1+MP2) uyarı koklea boyunca tona özgü sinyale izin verir. Ek olarak bipolarlarda elektrik akımı daha dar bir alanda yayıldığı için istenilen ses algısı için monopolarlara göre daha yüksek elektriksel uyarım gerektirir. Buda bipolarlarda daha fazla pil tüketimine neden olur. Ayrıca monopolar moddaki daha geniş elektriksel uyarım nedeniyle elektriksel uyarım seviyelerinde kademeli değişikliklerle sonuçlanır. Bu nedenle elektriksel uyarım seviyelerinde ara değeri bulmak monopolar modda daha uygundur. Buna zıt olarak bipolar modda ise elektriksel uyarım seviyeleri elektrottan elektrota büyük ölçüde değişecektir. Buda programlayan kişinin eşik duyma ve rahat duyma seviyelerini her elektrot için kontrol etmesine neden olacaktır. Common ground uyarım modu ise tanısal amaçlı kullanılır. Common ground modu elektrot impedans testi esnasında kısa devreleri tespit etmede en hassas moddur (8,24).

### 2.3.2. Konuşma Kodlama Stratejileri

Konuşma kodlama stratejisi; şiddet, frekans ve zamansal ipuçlarından oluşan akustik sinyalin önemli özelliklerini elektriksel koda dönüştürmek için kullandığı algoritmaya denir. Bu elektriksel kod anlamlı bir şekilde işleme sinirine sunulur. Konuşma kodlama stratejilerinde konuşmanın algılanması için gerekli temel karakteristikleri bozmadan, mümkün olan en iyi kodlamayı gerçekleştirmek amaçlanır. Çok elektrotlu implant sistemlerinde ses belirli frekans aralığında frekans bantlarına bölünerek kodlanır. Nucleus Koklear implant sisteminde frekans aralığı 188–7938 Hz'dir. Konuşma kodlama stratejileri, kullanılan uyarım hızları, elektrot sayıları, uyarımın sırası açısından farklılık göstermektedir. Stratejiler, uyarım zamanı açısından eşzamanlı olan ve eş zamanlı olmayan olarak ikiye ayrılır. Eş zamanlı stratejilerde işitsel bilgi tüm elektrotlar üzerinden aynı anda gönderilir. Bu tarz stratejilerde uyarımın kanal etkileşimine yol açtığı, cihazdan alınan verimi düşürdüğünü bildiren çalışmalar mevcuttur (9). Eş zamanlı olmayan stratejilerde ise ses belirli elektrotlar üzerinden ve belirli sırada gönderilir. Nucleus implant sisteminde kullanılan konuşma kodlama stratejileri şöyledir;

- a. SPEAK: (*Spectral Peak Strategy*) Akustik bilgi 250 Hz- 10 kHz arasında 20frekans bandına bölünür. Akustik analize bağlı olarak en yüksek enerjiye sahip 6- 8 elektrot (maxima) elektriksel uyarım için kullanılır. Uyarım hızı sabittir (250 Hz).
- b. CIS: (*Continuous Interleaved Sampling*) Gelen akustik bilginin bütün temporal özellikleri kullanılır. Uyarım hızı CIS stratejisinde önemli bir değişkendir. Yüksek uyarım hızında düşük uyarım hızına göre daha iyi konuşmayı anlama skorları elde edilmiştir. Eş zamanlı olmayan uyarım, sabit olarak önceden belirlenmiş 6 ve daha fazla elektrot üzerinden gerçekleştirilir.
- c. ACE: (*Advanced Combination Encoder*) Akustik ve zamansal ipuçları birlikte işlenmektedir. Akustik bilgi 22 filtre bandına ayrılır ve en yüksek enerjiye sahip 8-12 bölgesi seçilir. Çalışma prensibi açısından SPEAK stratejisine benzemektedir. Farklı olarak yüksek uyarım hızı (her kanal için 250- 3500 Hz arasında) kullanılmaktadır.

Kodlama stratejileri, elektrik uyarılarının hangi düzenle hareket ettirileceğininve sese dönüştürüleceğinin kurallarını belirler (25,26).



### 2.3.3. Subjektif Duyma Seviyelerinin Tespiti

Sübjektif duyma seviyeleri eşik duyma seviyesi (T) ve rahat duyma (C) seviyesidir. Yetişkinlerde genellikle sözel geribildirimlerden yararlanılır. Rahat duyma seviyesinin tespiti ve rahatsız olma seviyeleri için ayrıca ölçeklendirilmiş şiddet algısı skalaları kullanılabilir. Çocuklarda davranışsal duyma seviyelerinin tespiti için kullanılan yöntemler, hastanın yaşı, dinleme deneyimi ve bilişsel yeteneklerine göre farklılık gösterir. Elektriksel uyarıma davranımda bulunması için çocuğun sese şartlanması gerekebilir. Bunun için görsel pekiştireç veya oyun odyometresi kullanılabilir.

İlk olarak Lusted et al (1984), Shannon (1983) eşik duyma ve rahat duyma değerlerinin etiyoloji ve spirial ganglion nöron sayısına bağlı olduğunu göstermişlerdir. Eşik duyma ve rahat duyma değerleri elektrotlardan uyarılacak yere olan mesafeye göre de değişmektedir. Elektrotla ilişkili olarak uyarının uzunlamasına veya açışal olmasında eşik duyma ve rahat duyma seviyelerini etkiler (Pfings et al,1981). Koklea ve ganglion tona özgü olan nöral yoğunluk farklılığı nedeniyle uyarının pozisyonu da önemlidir (Hinojosa et al1985,;Spoendlin et Schrott,1988,1989). Literatürde 100 günden sonra eşik duyma seviyesinde ani bir yükseliş tanımlanmıştır(Clarknet al,1988). 1999 da Stephane ve arkadaşlarının Lyonda iki yıllık süren bir çalışmada eşik duyma seviyelerinin 100 güne kadar düşüş eğiliminde olup daha sonra ani bir yükseliş ve sonra plato eğiliminde olduğunu elde etmişler.140.Gündeki ani yükseliş spirial ganglion hücrelerindeki dejenerasyon elektrotların etrafında oluşan az miktardaki fibrosisi ile açıklanmaktadır. Ani artıştan sonra gelen eşik duyma seviyesinin platoya ulaşması ise işitsel sistemin elektriksel uyarı ile zarar görmediğini gösterir. Eşik duyma seviyesinden farklı olarak rahat duyma seviyesinin 35 µs den 53µs ye yani nerdeyse iki katına çıktığı görülmüştür. Rahat duyma seviyesindeki bu artış nöral plastisite ve daha iyi olan kodlama ile açıklanmaktadır. Bu plastisite muhtemelen akustik uyarana kıyasla elektriksel uyarı ile işitme sinir sisteminin daha yüksek hızdaki nöral deşarja adapte olmasıdır (Kiang and Moxon, 1972) ve daha büyük fiber senkronizasyonu noral etkileşimi kuvvetlendirmesidir (21).

Waltzman ve ark. 1991'de Nucleus implantında yaptıkları beş yıllık çalışmada elektriksel uyaran seviyeleri ile yıllar arasında bir ilişki olmadığını ortaya koymuştur (43).

Michael ve ark. 1992 yılında üç yıl boyunca Ineraid cochlear implant üzerine yaptıkları çalışmada yıllara göre eşik duyma seviyelerinin sabit değerlerini koruduğunu ortaya koymuştur (44).

Hughes et al. 2001'de "Nucleus 24 M" kullanıcıları ile yaptığı iki yıllık çalışmada rahat duyma seviyelerin çocuklarda ve yetişkinlerde yaklaşık bir yılda sabit bir değerde olduğunu ortaya koymuştur. Rahat duyma seviyesindeki bir yıl içindeki artışlar yetişkinlerde (dinamik aralığın %30) çocuklara (dinamik aralığın%68) göre daha azdır. Eşik duyma seviyesi ise bir yılda yetişkinlerde (%5 artış) sabit değerlere ulaşırken çocuklarda anlamlı artış(%20) olmuştur. EBAP eşik değerleri zaman içinde rahat duyma seviyesi artmasına rağmen eşik duyma seviyelerini takip etmiştir ve çocuk hastalarda yetişkinlere göre en az duyma seviyelerine daha yakındır (3).

2002 yılında üç merkezde yetişkinlerde yapılan 24 haftalık çalışmada eşik duyma seviyeleri ile rahat duyma seviyeleri "Nucleus 24 Contour"da, Nucleus Standart elektrot göre beklendiği gibi daha düşük çıkmış. Buda "Nucleus 24 Contour" implantın modiolusa daha yakın olması ile açıklanmıştır. Fakat dinamik aralık beklenildiği gibi bir artış göstermemiştir. Kişilerin çoğunda elektrodun modiolousa olan açısı ile beklenen eşik duyma seviyeleri ve rahat duyma seviyeleri arasında bir korelasyon bulunmuş. İmpedans karşılaştırmasına bakıldığında ise "Nucleus 24 Contour" implant modelinde normalizasyon yapıldığında ise her iki implantta benzer çıkmıştır (10).

2003'te Henkin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 24 M implantında çocuklarda eşik duyma seviyesinin üç aydan sonra rahat duyma seviyesinin ise altı aydan sonra sabit değerde olduğu ortaya koymuştur. Bu erken sabit bir değerde olmasında daha sık hasta takibi ve kullanıcının kontrolüne verilen dört programdan kaynaklı olabileceği ifade edilmiştir. Koklea'nın Apikal bölgesinde de eşik duyma seviyesive rahat duyma seviyelerinin daha düşük olduğu görülmüş, buda apikal bölgede daha fazla nöral popülasyon ile açıklanır.

2004'de Teresa A.Zwolan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yetişkin ve çocuklarda 24-36 aylar arasında üç farklı üreticinin cihazları ile (Clarion CI/CII,Nucleus24/24Contour ve Medel Combi40+) konuşmayı ayırt etme skorları ve programlama seviyeleri arasındaki ilişki elde edilmiş. Ek olarak, yüksek uyaran olan bazı hastalarda daha zayıf konuşmayı ayırt etme eğilimi gözlenmiş fakat bu durum her

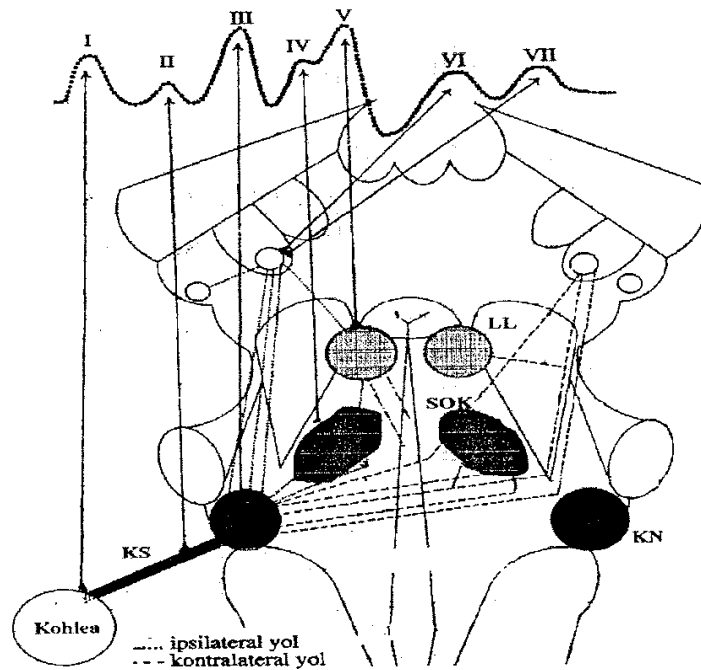
hastada geçerli değildir. Normatif uyarım seviyelerinin uzmanlar için bir rehber olabileceğini ifade etmiştir (11).

### 2.3.4. Objektif Testler

Özellikle davranışsal yanıtların alınmadığı bebek ve çocuklarda, çoklu özürlü olanlarda subjektif duyma seviyeleri objektif yöntemle tahmin edilir. Elektro-fizyolojik testlerde en yaygın kullanılan iki yöntem şunlardır:

- 1- Stapes refleksi testi
- 2- İşitsel potansiyellerin kaydı

İlk yöntemde işitme sinirinin elektriksel uyarımına karşı oluşan stapes refleksi işitme sinirinin fonksiyonelliği hakkında bilgi vermektedir. İkinci yöntem, işitsel sistemdeki önemli bölgelerin ayrı ayrı incelenmesine olanak verir. Elektriksel Uyarılmış İşitsel Beyinsapı Cevabı (eABR) işitme sinirinin beyin sapına kadar olan senkronize aktivitesidir. Uygulanma güçlükleri, zaman almaları klinikte tercih edilmemelerine neden olmuştur.



Şekil 2.5. Elektriksel Uyarımlı İşitsel Potansiyeller.

Klinik kullanımda elektriksel bileşik aksiyon potansiyeli kaydı (EBAP) ve Elektrik Stapes Refleks testi (ESRT) daha çok tercih edilmektedir. Hastanın cihazının programlaması sırasında bu testlerin uygulanması zaman ve uygulanabilirlik açısından avantaj sağlamaktadır.

#### **2.3.4.1. Elektrik Uyarımlı Stapes Refleks Testi (ESRT)**

Elektrik uyararı kullanarak da stapes refleksi elde etmek mümkündür. Elektriksel uyarımlı stapes refleksi (ESR) koklear implant ameliyatı sırasında görsel olarak izlenebilir. Ameliyat sonrasında, akustik immitansmetre sistemi, programlama yazılımı ve hastaya ait implant sistemiyle ESR kaydı alınabilir. Elektriksel uyarım koklear implant sisteminin olduğu kulaktan verilmekte; kayıt, immitansmetre kullanılarak karşı kulaktan (kontra lateral) alınmaktadır.

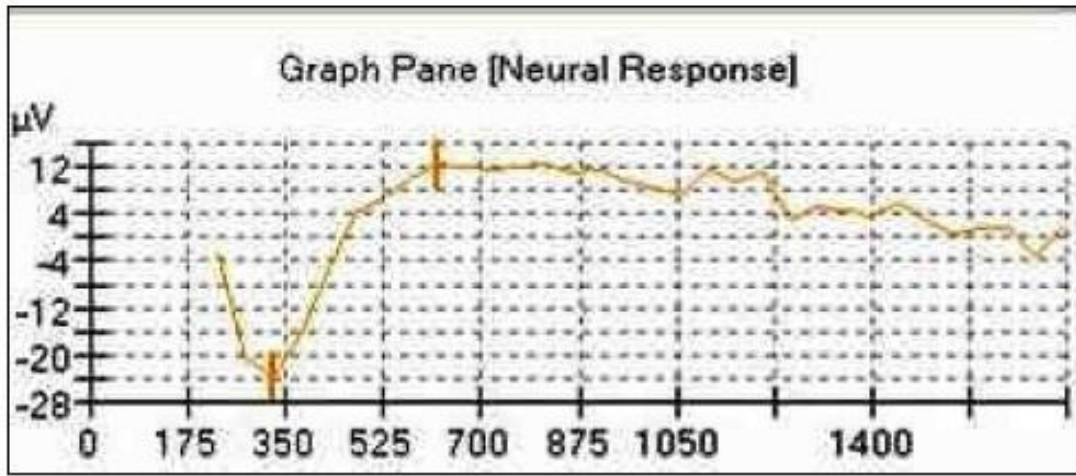
Hayvanlar üzerinde ilk ESR kaydı 1984 yılında elde edilmiştir (28). Nucleus 22 model implant kullanan hastalar üzerinde Jerger'in 1986 yılında yaptığı çalışmayla, ilk kez insanlarda elektrik stapes refleksi kaydı alınmıştır (27). Shallop ve ark. 1995 yılında yetişkinlerde ESR kaydının rahatsız edici ses seviyesinden ziyade rahat duyma seviyesi ile ilişkili olduğunu bulmuşlardır (27,29). Stephen ve ark. 1990 yılında, hastaların %88'inden, Battner ve ark. 1990 yılında, hastaların %76'sından, Hodges ve ark. 1999 yılında yetişkinlerin %60'undan ve çocukların %78'inden kayıt almıştır (30,31,32). Hodges 1997 yılında yetişkinlerde ESR ile program ayarı yapmıştır. Sonuç olarak ESR kullanımını çocuklarda program ayarlamasında önemli bir objektif test yöntemidir.

#### **2.3.4.2. Telemetri, NRT Testi**

Telemetri radyo frekans (FM) iletimi kullanarak programlama donanımı ile koklear implant arasındaki iki yönlü (bidirectional) bilgi alışverişidir. Telemetri yöntemi ile elektrotların impedans ve komplians seviyeleri ölçümü yanında EBAP ölçümü tespit edilir. İmpedans Telemetri aktif ve referans elektrotlar arasındaki direnç farklılığıdır. Elektrotlardaki kısa devre, açık devre ve yüksek impedans sorunları tespit edilir. Komplians Telemetri konuşma işlemcisi tarafından gönderilen akımın implant tarafından kabul edilme sınırınıdır. Cochlear Nucleus marka koklear implant sisteminde

EBAP kaydının elde edildiği ilk yazılım 1995 yılında Zürih Üniversitesinde geliştirilmiştir (12).

EBAP bir negatif (N1) bir pozitif (P1) tepeyle tanımlanır. Araştırmalar negatif tepenin 0,2- 0,5 msn, pozitif tepenin 0,5- 0,8 msn arasında olduğunu göstermektedir (3, 4, 5). Negatif tepe ve takip eden pozitif tepe arasındaki mesafe EBAP amplitutu olarak tanımlanır. Negatif tepe ile pozitif tepe arasındaki gözlemlenebilen en düşük amplitut farkı NRT eşiği (t-NRT) olarak kabul edilmektedir (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. NRT kaydı

Yapılan çalışmalarda NRT yöntemi ve davranışsal yöntemi ile elde edilen programlama seviyeleri arasında anlamlı derecede bir ilişki elde edilmiştir (36,37,38). Hall (1990) , EBAP şiddet büyüme fonksiyonunun spiral ganglion hücreleriyle ilişkili olduğunu rapor etmiştir (39). Şiddet büyüme eğimi (Amplitude Growth Function) bir gurup ölçümden elde edilen EBAP cevaplarının lineer gösterimidir. Uyarın şiddet seviyesi ile elde edilen şiddet büyüme eğimi lineer değildir. Belirli bir şiddet artışı en yüksek değerine ulaşmakta daha yüksek şiddetlerde azalmaktadır (40). Brown ve ark. (1998), NRT eşiği, şiddet fonksiyonunun aktive edilmiş nöral popülasyon oranına bağlı olduğunu savunmuştur (41). Brown ve arkadaşları 2000 yılında yetişkin “Nucleus 24 Contour” kullanıcılarında en az duyma seviyesinde daha fazla olmak üzere rahat duyma seviyesinde de ECAP ile anlamlı ilişki bulmuştur (35). Seyle ve ark. 2002 yılında yaptıkları çalışmada 70 dB SPL de HINT testi sonucunda geleneksel programlamanın NRT yöntemi ile yapılan programlamadan anlamlı olarak daha iyi olduğunu bulmuştur. 55 dB SPL HINT testi sonucunda ise geleneksel programlamanın ile NRT

programlaması arasında anlamlı bir fark bulmamıştır (34). Holstad ve arkadaşları 2004 yılında “Nucleus 24 Contour” implantın programlamasında rahat duyma seviyesinin çocuk hastaların büyük bölümünde 0-30 akım seviyesi arasında NRT yanıtının üzerinde ayarlandığını bulmuşlardır. Çocuk hastaların çok az bir bölümünde ise rahat duyma seviyesi NRT yanıtının altında bulmuştur (42).

#### **2.3.4.2.1 EBAP Tekrar Edilebilirliği**

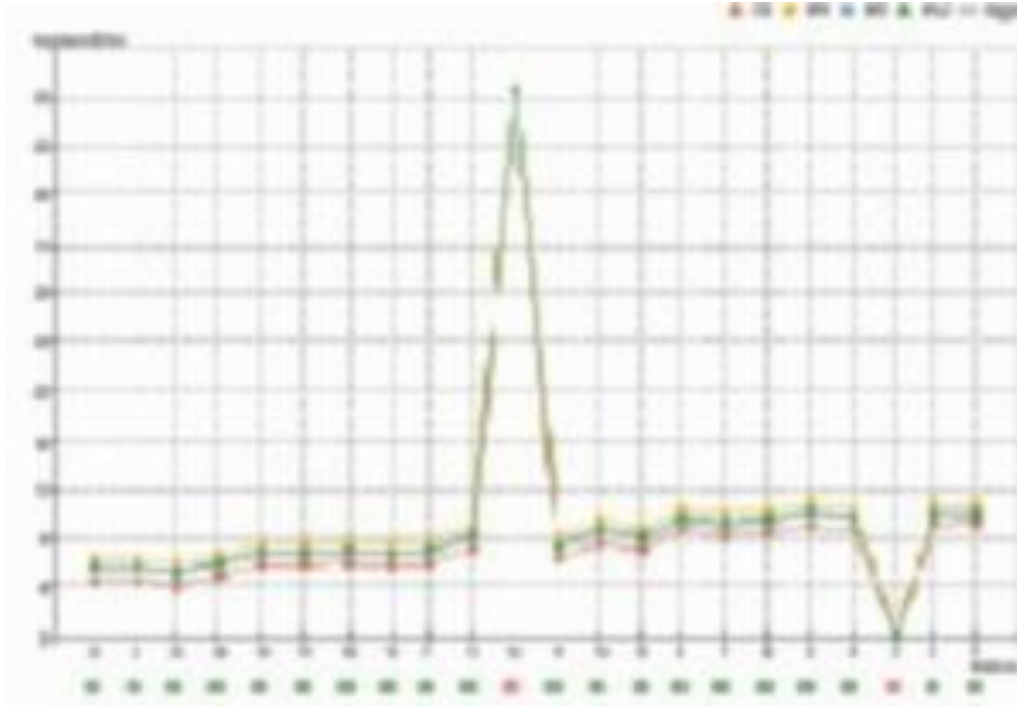
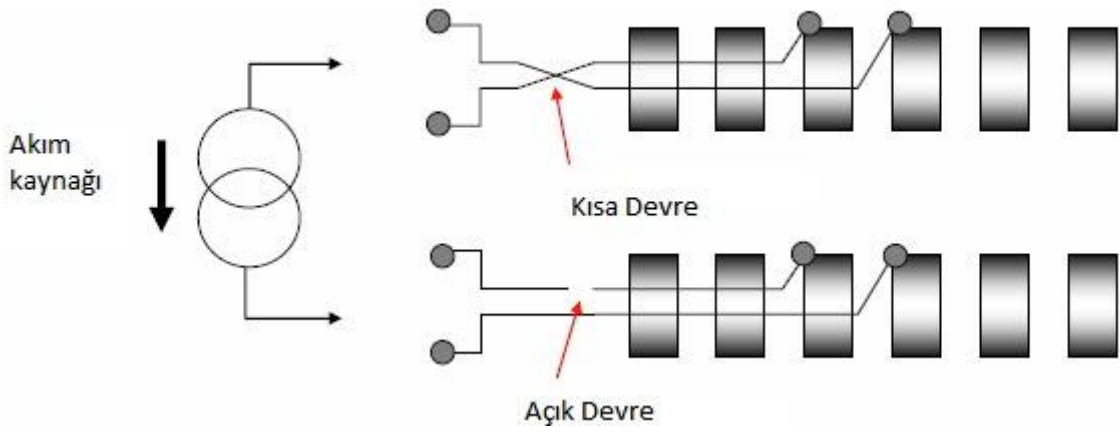
Dillier ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada, yetişkinlerin % 81,6’sından ve test edilen elektrotların % 82,5’undan EBAP elde etmiştir (24). Abbas ve ark. (1999), “Nucleus 24 M” kullanan 26 hastanın tümünden kayıt almıştır (23). Gordon ve ark. (2004) çocuklarda test edilen elektrotların %84’ünden ve deneklerin %89’undan fazlasında EBAP kaydı almışlardır (13).

#### **2.3.5. İmpedans Testi**

Elektrot impedans testi gönderilen akıma karşılık elektrotta ve kokleadaki biyolojik dokunun oluşturduğu toplam direnci ölçen bir testtir. İmpedans  $R=V/I$  ile formüle edilir ve birimi ohm’dur.

CG, MP1, MP2 and MP1+2 olmak üzere dört farklı uyarım modunda elektrot impedans testi yapılır. CG testi içkoklear elektrotların kısa devre olup olmadığını ve de açık devre veya dış koklear elektrotlardaki yüksek impedans durumunu ölçer. MP1 ve MP2 testi ise yuvarlak veya yüzey elektrotun yüksek impedans veya açık devre olmasını kontrol eder. Bu modlarda iç koklear elektrotlar arasındaki açık devre tespit edilebilir fakat kısa devre tespit edilemez.

Her bir uyarım modunda kullanılan akım seviyesi 80 CL ve akım genişliği 25  $\mu$ s dir. Çalışmasını yaptığımız implant modellerinde 565 kOhm altındaki impedans değerleri kısa devre 30 kOhm üstündeki impedans değerleri ise açık devre olarak kabul edilir.



**Şekil 2.7.** Kısa Devre Açık Devre

İmpedans ve NRT telemetrisi Koklear implant kullanıcılarının uyarı seviyelerini objektif olarak elde etmesine sağlayan klinik bir araç olarak 1992 yılında Cochlear firması tarafından geliştirilmiştir (45).

Michael ve ark. 1992 yılında üç yıl boyunca Ineraid cochlear implant üzerine yaptıkları çalışmada yıllara göre impedans değerlerinin sabit değerlerini koruduğunu ortaya koymuştur (44).

2001’de Nucleus 24 kullanıcılarında yapılan ve iki yıl süren çalışmada yetişkinlerin impedansında iki ay üzerinde anlamlı değişiklik gözlenmez iken, çocuklarda 6-8 ay sonrasında impedans değerlerinde anlamlı derecede artış belirlenememiştir. Gerek yetişkinlerde gerek çocuklarda ameliyattan sonraki ilk ölçüm anlamlı şekilde yüksek elde edilmektedir. Bu da elektrotların etrafında oluşan fibrosis ile ve oluşabilecek kemik büyümesi ile açıklanmaktadır (Clark, Shute, Shepherd& Carter,1995; Liet al.1999; Ni et al.1992; Peters et al., 1998). İlk programlama ayarında, elektrotların uyarılması sonucu hidrojenli bileşim eşit olmayan ve pürüzlü bir şekilde yüzeye giderek yayılır ve impedansı düşürür (Brummer&Turner,1977). Çocuklarda tüm elektrotlarda biraz daha yüksek bir impedans görülmektedir. Bu durum yetişkinlerde kemik doku büyümesinin, kokleanın bazalı ile sınırlı kalması ile açıklanırken; çocuklarda bütün elektrot teması boyunca olmasıyla açıklanmaktadır (3).

2002 yılında farklı üç merkezde yetişkinler üzerinde yapılan 24 haftalık bir çalışmada farklı iki implant modelinin impedans değerleri karşılaştırılmıştır. “Nucleus 24 Contour” normalizasyon değerlerinin benzer değerleri “Nucleus 24 Straith” implantta da elde edilmiştir (18).

2003’te Henkin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada “Nucleus 24 M” implantında çocuklarda ilk programlamadan bir ay sonraki program ayarında impedans değerlerinin sabit bir değerde olduğunu ortaya koymuştur (20).

2006’da Henkin ve arkadaşları 18 ay “Clarion” koklear implant kullanan bebeklerde yaptıkları çalışmada ilk üç aya kadar eşik duyma seviyesinin arttığını, rahat duyma seviyesinin ise anlamlı bir şekilde arttığını, üçüncü aydan itibaren ise her iki seviyenin de sabit değerde olduğunu belirtmektedir (19).



### **3. GEREÇ ve YÖNTEM**

Çalışma, Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı Odyoloji, Konuşma ve Ses Bozuklukları Bölümü tarafından yürütülmüştür. Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: KA11/195), ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir. Çalışma T.C Sağlık Bakanlığı Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi ile T.C Sağlık Bakanlığı Yıldırım BEYAZIT Dışkapı Hastanesi'nde Koklear implant uygulanmış olan hastaların geçmişe yönelik dosya verileri kullanılarak yapılmıştır. Her iki hastaneden alınan izin belgeleri ektedir.

#### **3.1. Evren**

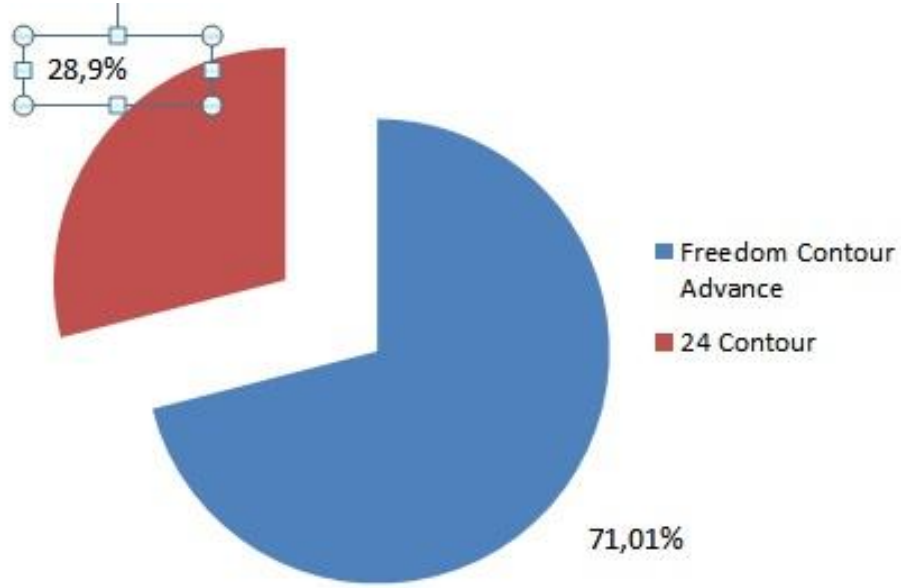
Çalışma geriye dönük olarak planlanmıştır. 2003-2010 yıllarında T.C Sağlık Bakanlığı Ankara Dışkapı Yıldırım BEYAZIT Eğitim ve Araştırma Hastanesi ile T.C Sağlık Bakanlığı Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesinde Koklear implant uygulanmış kullanıcılarına ait 200 kişiden oluşmaktadır.

#### **3.2. Örneklem**

Çalışma T.C Sağlık Bakanlığı Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi ve T.C Sağlık Bakanlığı Yıldırım BEYAZIT Dışkapı Hastanesinde 2003-2007 yılları arasında Koklear implant uygulanmış olup kontrolleri üç yıl boyunca yapılan 69 hastanın (Tablo 3.1) eşik seviyeleri ile rahat duyma seviyeleri ve impedans değerleri ile yapılmıştır. Çalışma yaş aralığı 1-8 yaş arasındadır. Yaş ortalaması 3,23'tür (1-8 yaş±2,02). Koklear İmplant kullanıcıları 40 erkek (%58,0), 29 (%42,0) kadın hastalardır. Hastalar iki grupta incelenmiştir. Birinci grup hastalar "Nucleus Freedom Contour Advance" model implant kullanmaktadır. İkinci grup hastalar "Nucleus 24 Contour" model implant, kullanmaktadır. Çalışmaya dâhil olan 69 hastadan; 29'u kadın, 40'ı erkektir (Tablo 3.1).

**Tablo 3.1.** K.I. Kullanıcılarının Cinsiyet ve Koklear İmplant Modellerine Göre Dağılımı

	Freedom N(%)	24 Contour N(%)	Freedom +24 Contour N(%)
Kadın	19(38,8)	10(50)	29(42)
Erkek	30(61,2)	10(50)	40(58)
Toplam	49(71,01)	20(28,9)	69(100)



**Grafik 3.1.** Katılımcıların İmplant Modellerine Göre Dağılımı

### 3.3. Veri Toplama Yöntemi

6. Elektrottan en az duyma, rahat duyma seviyeleri ile impedans değerleri hasta dosyalarından geriye yönelik olarak ortalama üç yıl olacak şekilde alınmıştır.

10. Elektrottan en az duyma, rahat duyma seviyeleri ile impedans değerleri hasta dosyalarından geriye yönelik olarak ortalama üç yıl olacak şekilde alınmıştır.

20. Elektrottan en az duyma, rahat duyma seviyeleri ile impedans değerleri hasta dosyalarından geriye yönelik olarak ortalama üç yıl olacak şekilde alınmıştır.

Veriler 1. yılda iki ölçüm 2. yılda 1 ölçüm ve 3.yılda 1 ölçüm olmak üzere toplanmıştır.

Hastaların %73,9'u 0-4 yaş arası olup %15'i 5-8 yaş arasındadır (Tablo 3.2).

**Tablo 3.2.** K.I. Uygulama Yaşının K.I Modellerine Göre Dağılımı

	Freedom N(%)	24 Contour N(%)	Freedom+ 24 Contour N(100)
0-4Yaş	38(75,5)	16(70)	54(78,26)
5-8Yaş	11(20,4)	4(10)	15(21,74)
Toplam	49(71,01)	20(28,9)	69(100)

Hastaların %86,95'i dil ediniminden önce%13,04'ü ise dil ediniminden sonra implant uygulaması yapılmıştır (Tablo 3.3).

**Tablo 3.3.** K.I.Dil Edinimlerinin K.I. Modellerine Göre Dağılımı

	Freedom N(%)	24 Contour N(%)	Toplam N(%)
Dil Edinim Öncesi	45(91,83)	15(75)	60(86,95)
Dil Edinim Sonrası	4(8,16)	5(25)	9(13,04)
Toplam	49(100)	20(100)	69(100)

İşitme etiyolojik özelliklerine bakıldığında %15,4'ü ilerleyici, %63,76'sı konjenital, %7,24'ü genetik, %14,4 edinsel ve %14,4'ü bilinmeyen bir nedene bağlıdır (Tablo 3.4).

**Tablo 3.4.** K.I. Kullanıcılarının Etiyolojik Özelliklerinin K.I. Modellerine Göre Dağılımı

	Freedom n(%)	24 Contour n(%)	Toplam n(%)
İlerleyici(progresif)	2(4,08)	1(5,00)	3(15,94)
Konjenital	33(67,34)	11(55,00)	44(63,76)
Genetik	4(8,16)	1(5,00)	5(7,24)
Edinilmiş	6(12,24)	3(15,00)	10(14,4)
Bilinmeyen	7(14,28)	3(15)	10(14,4)
Toplam	49(100)	20(100)	69(100)

Hastalara ait ortalama impedans ölçümleri:

“Freedom” İmplant modelinde 1. ölçüm ameliyatta, 2. ölçüm 1. Ayda, 3. ölçüm 20. ayda ve 4. ölçüm 35. ayda alınmıştır. “24 Contour” implant modelinde ise 1. ölçüm ameliyatta, 2. ölçüm 2. Ayda, 3. ölçüm 25. ayda ve 4. ölçüm 36. ayda alınmıştır (Tablo 3.5).

**Tablo 3.5.** İmpedans Ölçümlerinin Aylara Göre Dağılımı

	1.Ölçüm (Ay)	2.Ölçüm (Ay)	3.Ölçüm (Ay)	4.Ölçüm (Ay)
Freedom	0	1	20	35
24 Contour	0	2	25	36

Hastalara ait eşik seviyeleri ve rahta duyma seviyelerinin ortalama ölçüm zamanına bakıldığında; “Freedom” koklear İmplant modelinde 1. ölçüm 1. ayda 2. ölçüm 6. ayda 3. ölçüm 20. ayda ve 4. ölçüm 35. ayda alınmıştır. “24 Contour” implant modelinde ise 1. ölçüm 2. ayda 2. ölçüm 8. ayda 3. ölçüm 22. ayda ve 4. ölçüm 36. ayda alınmıştır (Tablo 3,6).

**Tablo 3.6.** Eşik Duyma ve Rahat Duyma Seviyesi Ölçümlerinin Aylara Göre Dağılımı

	1.Ölçüm (Ay)	2.Ölçüm (Ay)	3.Ölçüm (Ay)	4.Ölçüm (Ay)
Freedom	1	6	20	35
24 Contour	2	8	22	36

### 3.3.1. İmpedans Telemetry Testi

İmpedans telemetry testi konuşma işlemcisine bağlanan yazılım tarafından önceden yapılmıştır. Önceden yapılmış olan impedans telemetry testinden *Common ground* impedans değerleri tekrarlı ölçümlere göre hasta dosyalarından alınmıştır. Her hasta için 1. yılda iki test, 2. yılda bir test, 3. yılda bir test kullanılmıştır.

### 3.3.2. Eşik duyma seviyesi (T) ve Rahat Duyma Seviyesinin (C) Tespit Edilmesi

Çalışmamızda hasta dosyalarından elde edilen eşik duyma seviyesi ve rahat duyma seviyelerinin tespitinde NRT ve davranışsal yöntemlerin kullanıldığı tespit edilmiştir. NRT ve Davranışsal test yöntemlerin dağılımı tablo 11’de verilmiştir. Her hasta için 1. yılda iki test, 2. yılda bir test ve 3. yılda bir test kullanılmıştır.

Eşik duyma seviyesi (T) ve rahat duyma (C) seviyesinin tespiti için kullanılan parametreler Tablo 3.7’de belirtilmektedir.

**Tablo 3.7.** Eşik Duyma ve Rahat Duyma Seviyelerinin Elde Edilme Yöntemleri

	Freedom n(%)	24 Contour n(%)	Toplamn(%)
NRT Testi	33(67,34)	16(80)	49(71,01)
Davranışsal Testler	16(32,65)	4(20)	20(28,98)
Toplam	49(100)	20(100)	69(100)

Eşik duyma ve rahat duyma seviyeleri tespit edilirken kullanılan temel parametreler Tablo3.9'da verilmiştir.

**Tablo 3.8.** Her İki K.I Modelinde Eşik Duyma ve Rahat Duyma Seviyesinin Test Edilmesinde Kullanılmış Temel Parametreler

Temel Parametreler	Açıklama
Uyaran Elektrotu	20,10,6
Referans Elektrot	MP1+2
Akım süresi ( $\mu$ s)	25
Uyaran Sıklığı (Hz)	900
Maxima	8
Konuşma Stratejisi	ACE

### 3.4. Araştırmada Kullanılan Koklear İmplant Aletlerinin Tanıtılması

**Tablo 3.9.** Freedom, 24 Contour İmplant Özellikleri

	24 Contour	Freedom
İmplant Modelleri		
Dağıtım	2002	2005
Elektrot Sayısı	22	22
Dış Koklear Elektrot	2	2
Maksimum Uyarım Hızı	16.000 pps	32.000 pps
Apikal Çapı	0,5mm	0,5mm
Basal Çapı	0,8mm	0,8mm
Uzunluk	18mm	18mm
Elektrotlar Arası mesafe	0,4-0,8mm	0,4-0,8mm
Uyarım Modları	>4	>4
Yerleşim Derinliği	420 <sup>0</sup>	420 <sup>0</sup>
Kokleostomi Büyüklüğü	1mm-1,2mm	1mm-1,2mm
Objektif Ölçümler	NRT™, EABR, ESRT, CEP - Custom Sound EP	AutoNRT™ NRT™, EABR, ESRT, CEP - Custom Sound EP
Programlama Arayüzü	PPS,Sprint	Programlama podu
Cerrahi Teknik	Advance Off-Stylet™	Advance Off-Stylet™(daha güçlü stylet)
Konuşma İşlemcisi	Esprit 3G	Freedom

Tablo 3.9’da iki implant modeli arasındaki benzerlik ve farklılıklar gözükmektedir. Bunlar aşağıda listelenmiştir:

1. Dağıtım: “24 Contour” implant 2002 tarihinden, “Freedom” implant modeli ise 2005 tarihinden itibaren Türkiye’de kullanılmaya başlanmıştır.
2. Elektrot Sayısı: Koklea’nın içine yerleştirilen elektrot sayısı her iki implant modelinde de 22 dir.
  - a. Apikal Çap; 0,5 mm olup 22. elektrotun çapını temsil etmektedir.
  - b. Basal Çap; 0,5 mm olup 1. elektrotun çapını temsil etmektedir.
3. Elektrotlar Arası Mesafe; Her iki implant modelinde de elektrotlar arasındaki mesafe 0,8-0,4 mm arasında değişmektedir.
4. Uyarım Modları: Mp1, Mp2, Mp1+Mp2, CG, BP, BP+1, Bp+2, BP+3, BP+4, BP+5 şeklinde olabilmektedir.
5. Yerleşim Derinliği İmplantın18 cm’nin kokleaya yerleşimindeki dönüş açısını temsil etmektedir.
6. Kokleostomi Büyüklüğü: Scala Tympani’de açılan deliğin çapını temsil etmektedir.
7. Objektif Ölçümler: *NRT™*, *EABR*, *ESRT*, *CEP* ölçümleri *Custom Sound EP* yazılımı tarafından yapılabilmektedir. “Freedom” implant modelinde ise otomatik *NRT* özelliği vardır.
8. Programlama Ara Yüzü: Bilgisayar ile implantın programlanmasında “Freedom” implant modelinde pod bağlantı ara yüzeyi, “24 Contour” modelinde ise PPS bağlantı ara yüzeyi kullanılmaktadır.
9. Cerrahi Teknik: Her iki implant modelinde de “Advance Off-Stylet™” tekniği kullanılmıştır. Bu teknikte elektrotlar 10. elektrottan sonra gelen beyaz noktaya kadar kokleanın içine yerleştirildikten sonra elektrotların içindeki telin tutularak elektrotların ilerletilmesi ve daha sonra telin çekilmesi ile yapılmaktadır. “Freedom” implantta ise elektrotların kıvrılma özelliğinin daha iyi olması nedeniyle kullanılan tel daha serttir.
10. Konuşma İşlemcisi: Kulak arkasına takılan konuşma işlemcisi “24 Contour” İmplant modelinde “Espri 3G” konuşma işlemcisi iken, “Freedom” İmplant’ta ise “Freedom” konuşma işlemcisidir.

### 3.5. Araştırmada Kullanılan İstatistiksel Yöntemler

Bu çalışma sırasında toplanan veriler için SPSS istatistik program paketi (SPSS for Windows version 18.0) kullanılmıştır. Üç yönlü (eşik duyma seviyesi, rahat duyma seviyesi, İmpedans) biri tekrarlanan (ölçüm zamanı, ANOVA) varyant analizi (mikst tasarım). İstatistiksel anlamlılık düzeyi  $p<0.05$  olarak belirlenmiştir. Ayrıca betimleyici istatistik kullanılmıştır.

### 3.6. Araştırmaya Dâhil Olma Ölçütleri

- a) Koklear implantasyon kullanıcı yaş aralığının 0-8 yaş arasında olması.
- b) Hastaların “Cochlear Nucleus” Marka “24 Contour”, “Freedom CA” kullanıcısı olması.
- c) İlgili elektrotta impedans değerlerinin açık devre ve kapalı devre olması durumunda örneklem ortalamasını bozmaması için komşu elektrot impedans değerinin kullanılması.
- d) Koklear implantın kullanım süresinin en az üç yıl olması.
- e) Eşik duyma seviyeleri ve rahat duyma seviyelerinin NRT ve/veya davranışsal yöntemlerle bulunmuş olması.
- f) Tablo 3.9’da belirtilmiş olan her iki koklear implant modelinde eşik değerleri ve rahat duyma seviyelerinin bulunmasında kullanılan temel parametrelerin aynı olması



## 4. BULGULAR

Bu çalışmada impedans, eşik duyma ve rahat duyma seviyelerine ait veriler, geriye dönük olarak “CI24 RE (CA) Nucleus Freedom” koklear implant kullanıcısı olan 30’u erkek 19’u bayan olmak üzere toplam 49 kişi ve “CI24R(CA) Nucleus 24 Contour” koklear implant kullanıcısı 10’u erkek 10’u bayan olmak üzere 20 kişinin hastane dosyalarından alınmıştır. 69 kişinin %78,26 sı 0-4 yaş gurubu, %21,74’ü ise 5-8 yaş aralığındadır (Tablo3.2). Bulgular üç yönlü ve biri tekrarlı varyant analizi ile elde edilmiştir. Sonuçlar;

- 1) Rahat Duyma Seviyesi
- 2) Eşik Duyma Seviyeleri
- 3) İmpedans değerleri olarak üç grupta verilmiştir.

### 4.1. Rahat Duyma (C) Seviyeleri

Tekrarlı olarak ölçülmüş olan rahat duyma (C) seviyeleri implant modelleri ve elektrotlarda tekrarlı varyant analizi istatistiği ile incelenmiştir.

Aşağıda yer alan tablo 4.1’de elde edilen temel istatistikler sunulmuştur. Tablo 4.1’de 49 kişi “Freedom” koklear implantı, 20 kişi “24 Contour” koklear implant modeli olmak üzere 6. 10. ve 20. elektrotlarda dört ölçüme ait ortalama ve standart sapma değerlerini ifade etmektedir.

**Tablo 4.1.Rahat Duyuma Seviyeleri Ortalama ve Standart Sapma Değerleri**

Elektrot	imp_modeli	Ortalama	Std. Sapma	N	
ölçüm1	6. elektrot	Freedom	158,2449	19,15238	49
		24 Contour	181,7000	11,73434	20
		Total	165,0435	20,30534	69
	10. elektrot	Freedom	156,4082	18,07959	49
		24 Contour	180,7500	11,83605	20
		Total	163,4638	19,84023	69
	20. elektrot	Freedom	146,5306	16,94612	49
		24 Contour	177,8000	13,31244	20
		Total	155,5942	21,36470	69
	Total	Freedom	153,7279	18,68468	147
		24 Contour	180,0833	12,22014	60
		Total	161,3671	20,82965	207
ölçüm2	6. elektrot	Freedom	166,1837	15,37405	49
		24 Contour	185,0500	12,99585	20
		Total	171,6522	16,98167	69
	10. elektrot	Freedom	165,2653	13,46721	49
		24 Contour	184,4500	12,43710	20
		Total	170,8261	15,75171	69
	20. elektrot	Freedom	155,5714	14,03418	49
		24 Contour	179,9500	16,00156	20
		Total	162,6377	18,29495	69
	Total	Freedom	162,3401	15,00981	147
		24 Contour	183,1500	13,85375	60
		Total	168,3720	17,44177	207
ölçüm3	6. elektrot	Freedom	168,1837	14,86281	49
		24 Contour	186,7500	11,20092	20
		Total	173,5652	16,21680	69
	10. elektrot	Freedom	167,7551	14,39695	49
		24 Contour	185,3000	11,61261	20
		Total	172,8406	15,75700	69
	20. elektrot	Freedom	157,0816	14,40028	49
		24 Contour	180,9000	13,59528	20
		Total	163,9855	17,79085	69
	Total	Freedom	164,3401	15,34601	147
		24 Contour	184,3167	12,23290	60
		Total	170,1304	17,09702	207
ölçüm4	6. elektrot	Freedom	170,3265	16,45371	49
		24 Contour	185,1000	8,90239	20
		Total	174,6087	16,08819	69
	10. elektrot	Freedom	166,3061	23,57807	49
		24 Contour	184,2500	8,60768	20
		Total	171,5072	21,91737	69
	20. elektrot	Freedom	159,1020	14,90001	49
		24 Contour	179,0500	10,95193	20
		Total	164,8841	16,53298	69
	Total	Freedom	165,2449	19,14351	147
		24 Contour	182,8000	9,76122	60
		Total	170,3333	18,72877	207

Tablo 4.2’de bağımsız değişkenlerin etkisi incelendiğinde ölçümler ve koklear implant modelleri arasında anlamlı farklılık çıkmıştır. Aynı şekilde ölçümler arasında anlamlı farklılık ortaya çıkmıştır.

Bağımlı değişkenlerin etkisi Tablo 4.2’de görülmektedir.

**Tablo 4.2.** Rahat Duyma Seviyeleri Ölçümler İmplant Modeli, Elektrotlar Arası İstatistik Bağımlı Değişkenlerin Etkisi

Kaynak		Tip3 kareler Toplamı	Df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılık
Ölçümler	Sphericity Assumed	6139,004	3	2046,335	19,743	,000
	Greenhouse-Geisser	6139,004	2,265	2710,220	19,743	,000
	Huynh-Feldt	6139,004	2,326	2639,450	19,743	,000
	Lower-bound	6139,004	1,000	6139,004	19,743	,000
Ölçümler* Elektrot	Sphericity Assumed	149,961	6	24,994	,241	,963
	Greenhouse-Geisser	149,961	4,530	33,102	,241	,932
	Huynh-Feldt	149,961	4,652	32,238	,241	,935
	Lower-bound	149,961	2,000	74,981	,241	,786
Ölçümler* İmplant Modeli	Sphericity Assumed	1768,699	3	589,566	5,688	,001
	Greenhouse-Geisser	1768,699	2,265	780,837	5,688	,002
	Huynh-Feldt	1768,699	2,326	760,448	5,688	,002
	Lower-bound	1768,699	1,000	1768,699	5,688	,018

#### 4.1.1. Elektrotlar

Tablo 4.3 rahat duyma seviyelerinde elektrotlar arasındaki ikili karşılaştırmayı göstermektedir.

6.Elektrot ile 20. Elektrot'un rahat duyma seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p < 0.001$ ).

10. Elektrot ve 20. Elektrot'un rahat duyma seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p=0,001$ ).

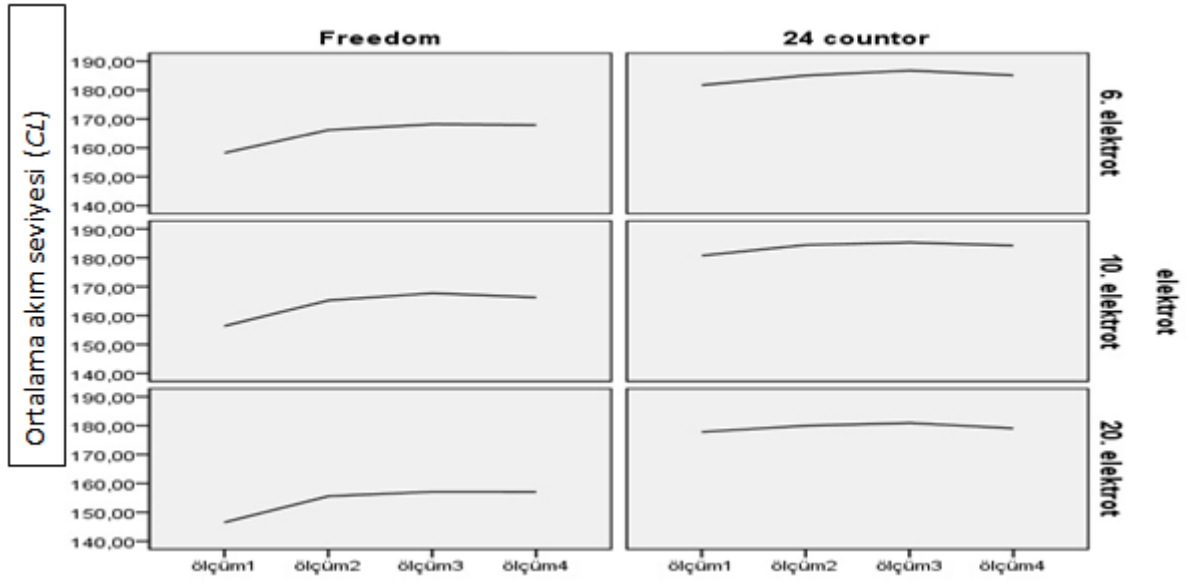
20. Elektrot ile 10 ve 6. Elektrotların rahat duyma seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p=0,001$  ve  $p < 0,001$ ).

**Tablo4.3.** Elektrotlar Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma

					95% Güven Aralığı	
(I) Elektrot	(j) Elektrot	Ortalama Fark(I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	Alt Sınır	Üst Sınır
6.Elektrot	10.Elektrot	1,558	2,145	1,000	-3,61	6,737
	20.Elektrot	9,442*	2,145	,000*	4,263	14,621
10.Elektrot	6.Elektrot	-1,558	2,145	1,000	-6,737	3,621
	20.Elektrot	7,884*	2,145	,001*	2,706	13,063
20.Elektrot	6.Elektrot	-9,442*	2,145	,000*	-14,621	-4,263
	10.Elektrot	-7,884*	2,145	,001*	-13,063	-2,706

a.Çoklu karşılaştırma için düzeltme: Bonferroni

\*Ortalama fark 0,05 seviyesinde anlamlıdır.



**Grafik 4.1.** K.I. Modellerine ve Elektrotlara Göre Rahat Duyma Seviyeleri Ortalamaları

Her iki koklear implant modelinde rahat duyma seviyelerine ait ortalama akım seviyeleri Grafik 4.1’ de görülmektedir.

#### 4.1.2. İmplant Modelleri

“Freedom” ve “24 Contour” implant modellerinin rahat duyma seviyeleri arasında anlamlı bir fark çıkmıştır ( $p < 0,001$ ). Rahat duyma seviyeleri Tablo 4.4’ teki ikili karşılaştırmada 21,17 akım seviyesinde “Freedom” implatta daha düşük çıkmıştır.

**Tablo 4.4.** Rahat Duyma Seviyelerinde K.I Modelleri Arasında Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma)

(I) İmp_Modeli	(j) İmp_Modeli	Ortalama Fark(I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Freedom	24 Contour	21,174*	1,930	,000	-24,980	-17,368
24 Contour	Freedom	-21,174*	1,930	,000	17,368	24,980

a. Çoklu karşılaştırma için düzeltme: Bonferroni

\*Ortalama fark 0,05 seviyesinde anlamlıdır.

### 4.1.3. Tekrarlı Ölçümler

Tablo 4.5 rahat duyma seviyelerinde elektrotlar arasındaki ikili karşılaştırmayı göstermektedir.

1. Ölçüm ile 2. 3. ve 4. ölçümlerin rahat duyma seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p < 0.001$ ).

2. Ölçüm ile 1. ölçümün rahat duyma seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p < 0.001$ ).

3. Ölçüm ile 1. ölçümün rahat duyma seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p < 0.001$ ).

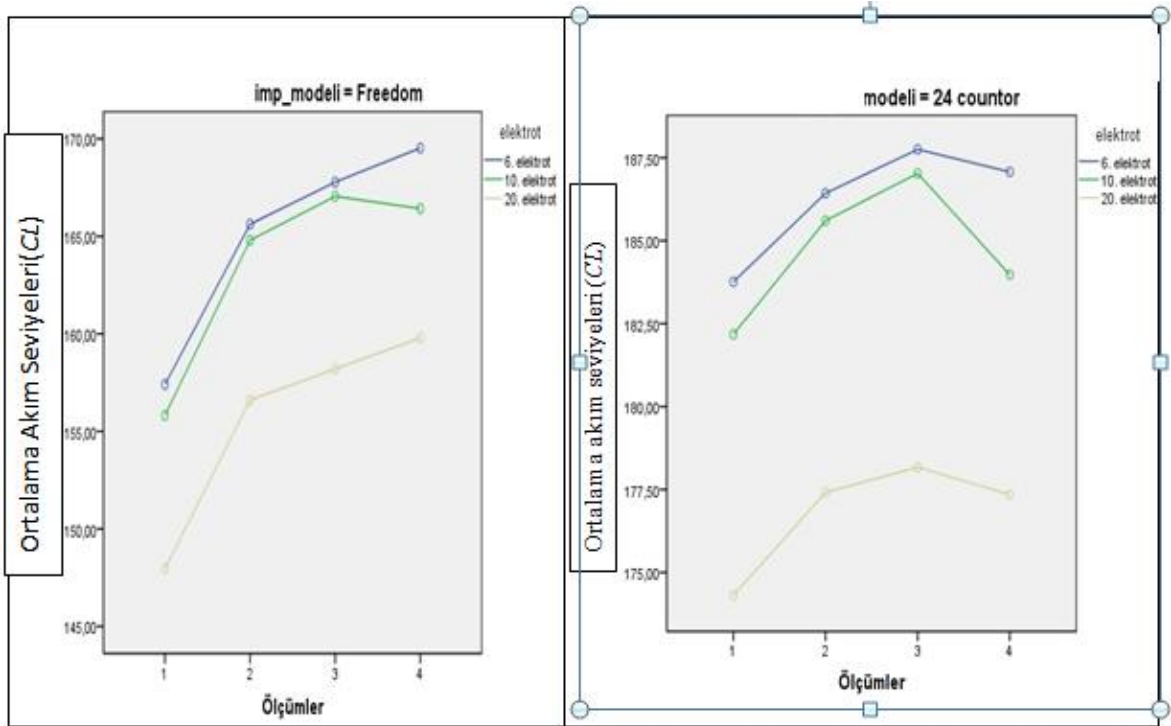
4. Ölçüm ile 1. ölçümün rahat duyma seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p < 0.001$ ).

**Tablo 4.5.** Rahat Duyma Seviyelerinde Tekrarlı Ölçümler Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma)

(I) Ölçümler	(j) Ölçümler	Ortalama Fark(I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
1	2	-5,389*	1,164	,000	-8,942	-2,737
	3	-7,423*	1,175	,000	-10,554	-4,292
	4	-7,117*	1,437	,000	-10,946	-3,288
2	1	5,839*	1,164	,000	2,737	8,942
	3	-1,583	,741	,203	-3,558	,392
	4	-1,277	1,067	1,000	-4,119	1,564
3	1	7,423*	1,175	,000	4,292	10,554
	2	1,583	,741	,203	-,392	3,558
	4	,306	,899	1,000	-2,090	2,702
4	1	7,117*	1,437	,000	3,288	10,946
	2	1,277	1,067	1,000	-1,564	4,119
	3	-,306	,899	1,000	-2,702	2,090

a. Çoklu karşılaştırma için düzeltme: Bonferroni

\*Ortalama fark 0,05 seviyesinde anlamlıdır.



**Grafik 4.2.** K.I. Modellerine Göre Rahat Duyma Seviyeleri Ortalamaları

#### 4.2. Eşik Duyma Seviyeleri

Tekrarlı olarak ölçülmüş olan eşik duyma (T) seviyeleri implant modelleri ve elektrotlarda tekrarlı varyant analizi istatistiği ile incelenmiştir.

Aşağıda yer alan tablo 4.8’ de elde edilen temel istatistikler sunulmuştur. Tablo 4.6 de 49 kişi “Freedom” koklear implant, 20 kişi “24 Contour” koklear implant modeli olmak üzere 6. 10. ve 20. elektrotlarda dört ölçüme ait ortalama ve standart sapma değerlerini ifade etmektedir.

**Tablo 4.6.Eşik Duyma Seviyeleri Ortalama ve Standart Sapma Değerleri**

Elektrot	imp_modeli		Ortalama	Std. Sapma	N
ölçüm1	6. elektrot	Freedom	119,0612	17,20514	49
		24 Contour	148,2000	16,64363	20
		Total	127,5072	21,53357	69
	10. elektrot	Freedom	120,1837	12,44768	49
		24 Contour	148,0500	15,79632	20
		Total	128,2609	18,47387	69
	20. elektrot	Freedom	110,3061	14,29482	49
		24 Contour	145,9500	15,24700	20
		Total	120,6377	21,78435	69
	Total	Freedom	116,5170	15,33210	147
		24 Contour	147,4000	15,66839	60
		Total	125,4686	20,83727	207
ölçüm2	6. elektrot	Freedom	123,1224	12,79100	49
		24 Contour	147,8500	14,11709	20
		Total	130,2899	17,28830	69
	10. elektrot	Freedom	122,6327	11,29656	49
		24 Contour	147,3500	14,44144	20
		Total	129,7971	16,61199	69
	20. elektrot	Freedom	114,0204	13,42183	49
		24 Contour	145,0500	15,08389	20
		Total	123,0145	19,79490	69
	Total	Freedom	119,9252	13,13632	147
		24 Contour	146,7500	14,35698	60
		Total	127,7005	18,17064	207
ölçüm3	6. elektrot	Freedom	124,4286	14,57881	49
		24 Contour	146,5000	15,17442	20
		Total	130,8261	17,77966	69
	10. elektrot	Freedom	124,4286	14,27994	49
		24 Contour	146,0500	13,36324	20
		Total	130,6957	17,07277	69
	20. elektrot	Freedom	115,5714	14,93597	49
		24 Contour	141,3500	13,90295	20
		Total	123,0435	18,71570	69
	Total	Freedom	121,4762	15,09347	147
		24 Contour	144,6333	14,12171	60
		Total	128,1884	18,15195	207
ölçüm4	6. elektrot	Freedom	124,4286	14,60879	49
		24 Contour	143,7500	12,97721	20
		Total	130,0290	16,60348	69
	10. elektrot	Freedom	124,1837	15,22973	49
		24 Contour	142,2500	12,50631	20
		Total	129,4203	16,60121	69
	20. elektrot	Freedom	114,4082	14,67838	49
		24 Contour	138,3000	13,60766	20
		Total	121,3333	17,97356	69
	Total	Freedom	121,0068	15,46560	147
		24 Contour	141,4333	13,02327	60
		Total	126,9275	17,44700	207



Tablo 4.7’de bağımsız değişkenlerin etkisi incelendiğinde ölçümler ve implant modelleri arasında anlamlı farklılık çıkmıştır.

**Tablo 4.7.** Eşik Duyma Seviyeleri Ölçümler İmplant Modeli, Elektrotlar Arası İstatistik (Bağımlı Değişkenlerin Etkisi)

Kaynak		Tip3 kareler Toplamı	Df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılı k
Ölçümler	Sphericity Assumed	493,362	3	164,454	2,148	,093
	Greenhouse- Geisser	493,362	2,51 0	196,583	2,148	,105
	Huynh-Feldt	493,362	2,60 7	189,230	2,148	,102
	Lower Bound	493,362	1,00 0	493,362	2,148	,144
Ölçümler*Elektrot	Sphericity Assumed	102,57	6	17,060	,223	,969
	Greenhouse- Geisser	102,57	5,01 9	20,392	,223	,953
	Huynh-Feldt	102,57	5,21 4	19,630	,223	,957
	Lower Bound	102,57	2,00 0	51,179	,223	,800
Ölçümler*İmp_Modeli	Sphericity Assumed	2634,724	3	878,241	11,47 3	,000
	Greenhouse- Geisser	2634,724	2,51 0	1049,820	11,47 3	,000
	Huynh-Feldt	2634,724	2,60 7	1010,553	11,47 3	,000
	Lower Bound	2634,724	1,00 0	2634,724	11,47 3	,001
Ölçümler*Elektrot*İmp_ Modeli	Sphericity Assumed	63,299	6	10,550	,138	,991
	Greenhouse- Geisser	63,299	5,01 9	12,611	,138	,984
	Huynh-Feldt	63,299	5,21 4	12,139	,138	,986
	Lower Bound	63,299	2,00 0	31,650	,138	,871

#### 4.2.1. Elektrotlar

Tablo 4.8 eşik duyma seviyelerinde elektrotlar arasındaki ikili karşılaştırmayı göstermektedir.

6. Elektrot ile 20. Elektrotun eşik duyma seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p=0.013$ ).

10. Elektrot ve 20. Elektrotun eşik duyma seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p=0,021$ ).

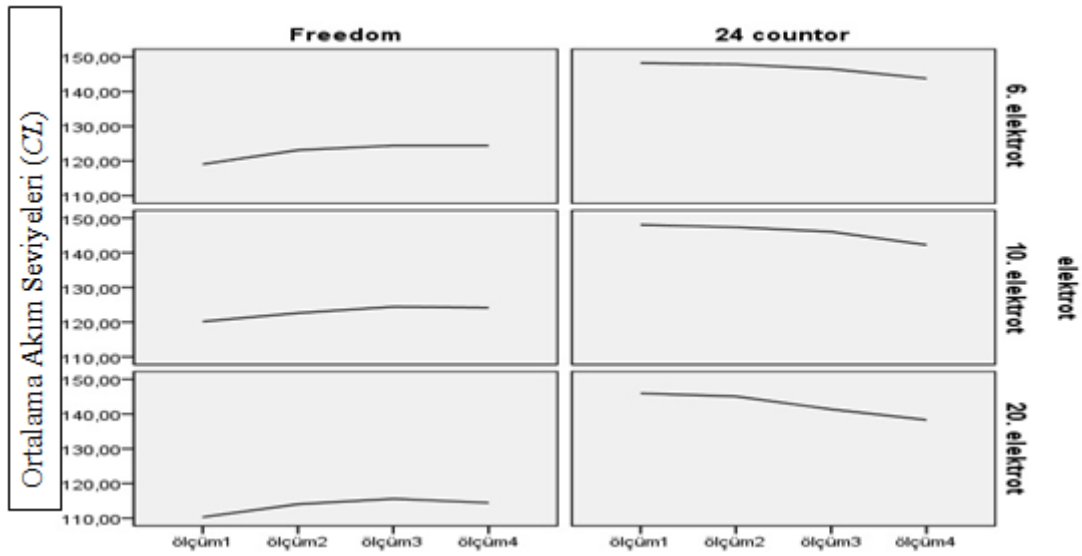
20. Elektrot ile 10 ve 6. elektrotlar eşik duyma seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p=0,013$  ve  $p=0,021$ ).

**Tablo 4.8.** Eşik Duyma Seviyeleri Elektrotlar Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma)

(I) Elektrot	(j) Elektrot	Ortalama Fark(I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
6.Elektrot	10.Elektrot	0,277	2,273	1,000	-5,210	5,763
	20.Elektrot	6,548*	2,273	,013	1,061	12,035
10.Elektrot	6.Elektrot	-0,277	2,273	1,000	-5,763	5,210
	20.Elektrot	6,272*	2,273	,019	,785	11,758
20.Elektrot	6.Elektrot	-6,548*	2,273	,013	-12,035	-1,061
	10.Elektrot	-6,272*	2,273	,019	-11,758	-,785

a. Çoklu karşılaştırma için düzeltme:Bonferroni

\*.Ortalam fark 0,05 seviyesinde anlamlıdır.



**Grafik 4.3.**K.I. Modellerine ve Elektrotlara Göre Eşik Duyma Seviyeleri Ortalamaları

Her iki implant modelinde eşik duyma seviyelerine ait ortalama akım seviyeleri Grafik 4.3’ de görülmektedir.

#### 4.2.2. İmplant Modelleri

“Freedom” ve “24 Contour” implant modellerinin eşik duyma seviyeleri arasında anlamlı bir fark çıkmıştır ( $p < 0,001$ ). “Freedom” implant modelin eşik duyma seviyeleri 25,32 akım seviyesinde daha düşük çıkmıştır.

**Tablo 4.9.** Eşik Duyma Seviyelerinde K.I. Modelleri Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma)

(I) İmp_Modeli	(j) İmp_Modeli	Ortalama Fark(I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Freedom	24 Contour	-25,323*	1,856	,000	-28,982	-21,664
24 Contour	Freedom	25,323*	1,856	,000	21,664	28,982

\*. Ortalama fark 0,05 seviyesinde anlamlıdır.

a. Çoklu karşılaştırma için düzeltme: Bonferroni

### 4.2.3. Tekrarlı Ölçümler

Tablo 4.10 eşik duyma seviyelerinde elektrotlar arasındaki ikili karşılaştırmayı göstermektedir.

1. Ölçüm ile diğer ölçümlerin eşik duyma seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur.

2. Ölçüm ile diğer ölçümlerin eşik duyma seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur.

3. Ölçüm ile diğer ölçümlerin eşik duyma seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur.

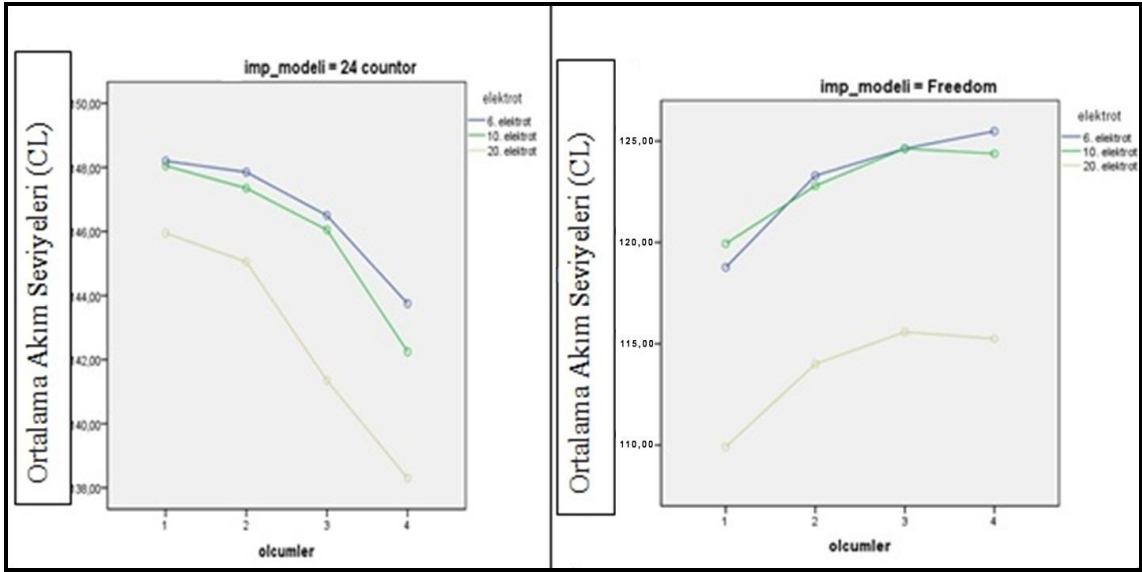
4. Ölçüm ile diğer ölçümlerin eşik duyma seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur.

**Tablo 4.10.** Eşik Duyma Seviyeleri Tekrarlı Ölçümler Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu(İkili Karşılaştırma)

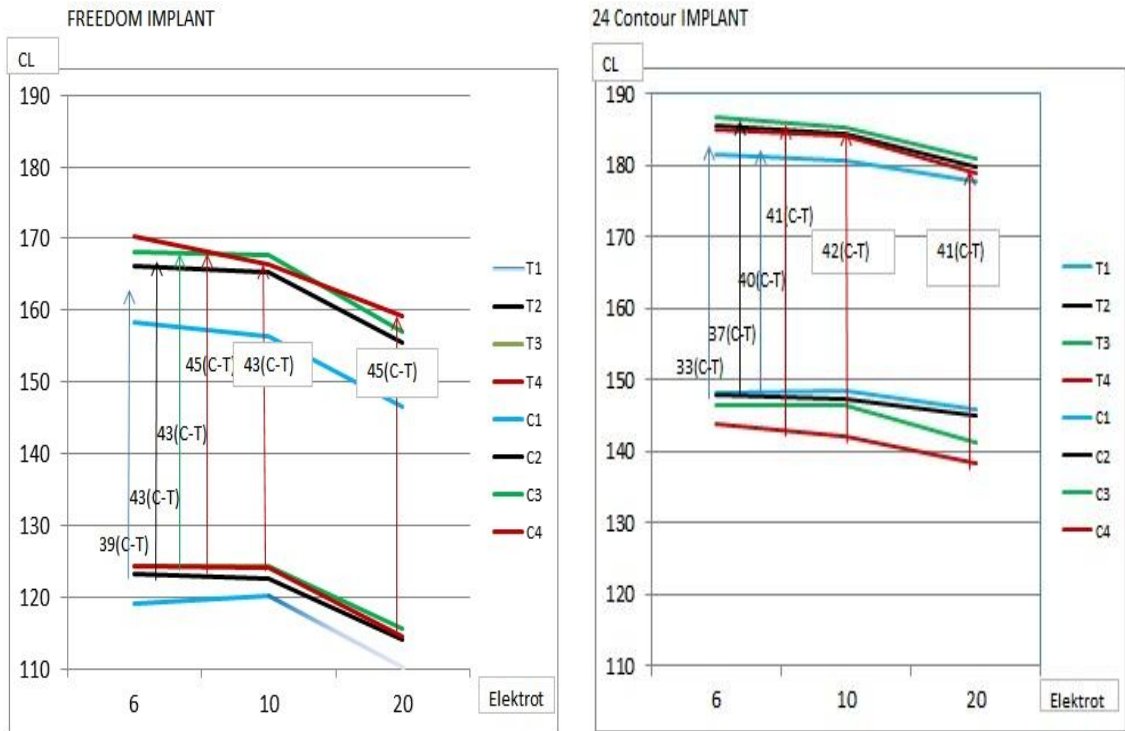
(I) Ölçümler	(j) Ölçümler	Ortalama Fark(I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
1	2	-1,379	,966	,929	-3,953	1,195
	3	-1,096	,959	1,000	-3,651	1,458
	4	,738	1,187	1,000	-2,424	3,901
2	1	1,379	,966	,929	-1,195	3,953
	3	,283	,766	1,000	-1,759	2,324
	4	2,118	,952	,163	-,419	4,654
3	1	1,096	,959	1,000	-1,458	3,651
	2	-,283	,766	1,000	-2,324	1,759
	4	1,835	,798	,135	-,292	3,961
4	1	-,738	1,187	1,000	-3,901	2,424
	2	-2,118	,952	,163	-4,654	,419
	3	-1,835	,798	,135	-3,961	,292

\*. Ortalama fark 0,05 seviyesinde anlamlıdır.

a. Çoklu karşılaştırma için düzeltme: Bonferroni



**Grafik 4.4.** K.I. Modellerine Göre Eşik Duyma Seviyeleri Ortalamaları



**Grafik 4.5.** K.I. Modellerine, Yıllara, Elektrotlara ve İmplant Modellerine Göre Eşik Duyma ve Rahat Duyma Seviyelerinin Ortalamaları

Grafik 4.5’de eşik ve rahat duyma seviyelerinin ortalamaları ve farkları implant modellerine, elektrotlara ve yıllara göre gözükmektedir.

### 4.3. İmpedans Değerleri

Tekrarlı olarak ölçülmüş olan impedans değerleri implant modelleri ve elektrotlarda tekrarlı varyant analizi istatistiği ile incelenmiştir.

Aşağıda yer alan Tablo 4.11’de elde edilen temel istatistikler sunulmuştur. Tablo 4.11’de 49 kişi “Freedom” koklear implant, 20 kişi “24 Contour” koklear implant modeli olmak üzere 6. 10. ve 20. elektrotlarda dört ölçüme ait ortalama ve standart sapma değerlerini ifade etmektedir.

**Tablo 4.11. İmpedans Değerleri Ortalama ve Standart Sapma Değerleri**

Elektrot	imp_modeli	Ortalama	Std. Sapma	N	
ölçüm1	6. elektrot	Freedom	8,5449	3,38389	49
		24 Contour	9,0350	4,08038	20
		Total	8,6870	3,57562	69
	10. elektrot	Freedom	8,3118	3,02456	49
		24 Contour	9,3565	4,07444	20
		Total	8,6146	3,36510	69
	20. elektrot	Freedom	8,7410	3,20627	49
		24 Contour	10,6500	3,82235	20
		Total	9,2943	3,47851	69
	Total	Freedom	8,5326	3,19107	147
		24 Contour	9,6805	3,98852	60
		Total	8,8653	3,47071	207
ölçüm2	6. elektrot	Freedom	9,2555	3,15749	49
		24 Contour	8,8950	2,82028	20
		Total	9,1510	3,04747	69
	10. elektrot	Freedom	8,8547	2,81351	49
		24 Contour	8,8930	2,51825	20
		Total	8,8658	2,71291	69
	20. elektrot	Freedom	8,7139	2,97394	49
		24 Contour	9,4680	3,80555	20
		Total	8,9325	3,22620	69
	Total	Freedom	8,9414	2,97337	147
		24 Contour	9,0853	3,05645	60
		Total	8,9831	2,99095	207
ölçüm3	6. elektrot	Freedom	7,2127	2,13789	49
		24 Contour	6,8410	2,26657	20
		Total	7,1049	2,16577	69
	10. elektrot	Freedom	6,7143	1,96238	49
		24 Contour	7,1205	2,50058	20
		Total	6,8320	2,12130	69
	20. elektrot	Freedom	6,2461	2,10870	49
		24 Contour	6,1375	2,23906	20
		Total	6,2146	2,13121	69
	Total	Freedom	6,7244	2,09462	147
		24 Contour	6,6997	2,33591	60
		Total	6,7172	2,16158	207
ölçüm4	6. elektrot	Freedom	7,0508	2,07205	49
		24 Contour	6,9550	1,40366	20
		Total	7,0230	1,89289	69
	10. elektrot	Freedom	6,2853	1,82145	49
		24 Contour	6,9120	1,65001	20
		Total	6,4670	1,78456	69
	20. elektrot	Freedom	5,6996	1,97757	49
		24 Contour	6,3600	1,97804	20
		Total	5,8910	1,98617	69
	Total	Freedom	6,3452	2,02391	147
		24 Contour	6,7423	1,68698	60
		Total	6,4603	1,93671	207

Tablo 4.12’de bağımsız değişkenlerin etkisi impedans üzerinde incelendiğinde implant modelleri arasında anlamlı farklılık çıkmıştır.

**Tablo 4.12** İmpedans Değerleri Ölçümler İmplant Modeli, Elektrotlar Arası İstatistik

Kaynak		Tip3 kareler Toplamı	Df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılık
Ölçümler	Sphericity Assumed	1011,248	3	337,0803	71,992	,000
	Greenhouse-Geisser	1011,248	2,074	487,526	71,992	,000
	Huynh-Feldt	1011,248	2,127	475,435	71,992	,000
	Lower-bound	1011,248	1,000	1011,248	71,992	,000
Ölçümler* Elektrot	Sphericity Assumed	70,643	6	11,774	2,515	,021
	Greenhouse-Geisser	70,643	4,148	17,029	2,515	,039
	Huynh-Feldt	70,643	4,254	16,606	2,515	,038
	Lower-bound	70,643	2,000	35,322	2,515	,083
Ölçümler* İmplant Modeli	Sphericity Assumed	34,269	3	11,423	2,440	,063
	Greenhouse-Geisser	34,269	2,074	16,521	2,440	,086
	Huynh-Feldt	34,269	2,127	16,111	2,440	,085
	Lower-bound	34,269	1,000	34,269	2,440	,120

### 4.3.1. Elektrotlar

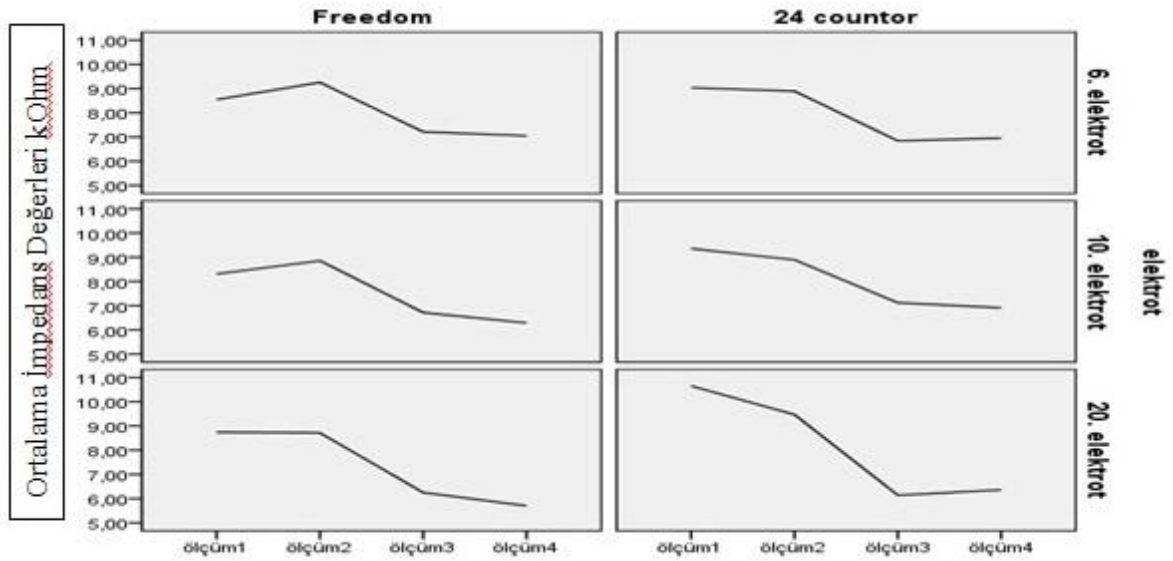
Tablo 4.13’deki ikili karşılaştırma tablosunda gözüktüğü üzere impedans değerlerine göre elektrotlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

**Tablo 4.13.** İmpedans Değerleri Elektrotlar Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma)

(I) Elektrot	(j) Elektrot	Ortalama Fark(I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
6.Elektrot	10.Elektrot	0,297	0,330	1,000	-,500	1,093
	20.Elektrot	0,408	0,330	,652	-,388	1,205
10.Elektrot	6.Elektrot	-2,97	0,330	1,000	-1,093	,500
	20.Elektrot	0,112	0,330	1,000	-,685	,908
20.Elektrot	6.Elektrot	-,408	0,330	,652	-1,205	,388
	10.Elektrot	-,112	0,330	1,000	-,908	,685

a.Çoklu karşılaştırma için düzeltme: Bonferroni

\*.Ortalama fark 0,05 seviyesinde anlamlıdır.



**Grafik 4.6.** K.I. Modellerine ve Elektrotlara Göre İmpedans Değerleri Ortalamaları



### 4.3.2. İmplant Modelleri

Tablo 4.14’de ikili karşılaştırma tablosunda gözüktüğü üzere “Freedom” ve “24 Contour” implant modellerinin impedans değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır.

**Tablo 4.14.** İmpedans Değerleri İmplant Modelleri Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma (İkili Karşılaştırma)

(I) İmp_Modeli	(j) İmp_Modeli	Ortalama Fark(I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Freedom	24 Contour	-,416	,297	,163	-1,001	,169
24 Contour	Freedom	,416	,297	,163	-,169	1,001

a. Çoklu karşılaştırma için düzeltme: Bonferroni

\*.Ortalama fark 0,05 seviyesinde anlamlıdır.

### 4.4.3. Ölçümler

1. Ölçüm ile 3. ve 4. ölçümlerin impedans seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ( $p<0,001$ ,  $p<0,001$ ).

2. Ölçüm ile 3. ve 4. ölçümlerin impedans seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p<0,001$ ,  $p<0,001$ ).

3. Ölçüm ile 1. ve 2. ölçümlerin impedans seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p<0,001$ ,  $p<0,001$ ).

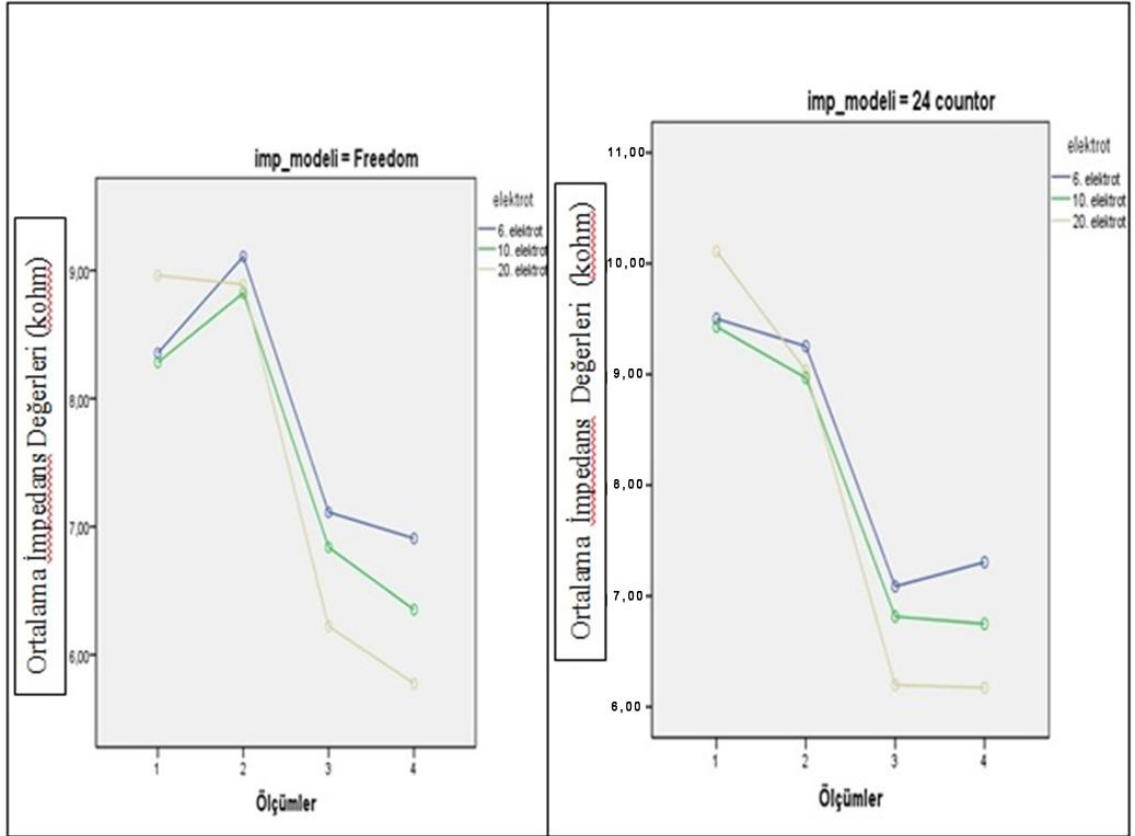
4. Ölçüm ile 1. ve 2. ölçümlerin impedans seviyeleri arasında anlamlı farklılık vardır ( $p<0,001$ ,  $p<0,001$ ).

**Tablo 4.15.** İmpedans Değerleri Tekrarlı Ölçümler Arasındaki Farkı Gösteren İkili Karşılaştırma Tablosu (İkili Karşılaştırma)

(I) Ölçümler	(j) Ölçümler	Ortalama Fark(I-J)	Std. Hata	Anlamlılık	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
1	2	,093	,284	1,000	-,665	,851
	3	2,395*	,275	,000*	1,663	3,127
	4	2,563*	,272	,000*	1,837	3,288
2	1	-,093	,284	1,000	-,851	,665
	3	2,301*	,216	,000*	1,725	2,878
	4	2,470*	,207	,000*	1,917	3,022
3	1	-2,395*	,275	,000*	-3,127	-1,663
	2	-2,301*	,216	,000*	-2,878	-1,725
	4	,168	,097	,501	-,089	,426
4	1	-2,563*	,272	,000*	-3,288	-1,837
	2	-2,470*	,207	,000*	-3,022	-1,917
	3	-,168	,097	,501	-,426	,089

a. Çoklu karşılaştırma için düzeltme: Bonferroni

\*.Ortalama fark 0,05 seviyesinde anlamlıdır.



**Grafik 4.7.K.I.** Modellerine Göre İmpedans Değerleri Ortalamaları

## 5. TARTIŞMA

Yapılan çalışmada elektriksel uyaran seviyeleri ve impedans değerlerinin yıllara göre nasıl değiştiği araştırılmıştır. Bu amaçla elektrot tasarımı farklı olan iki ayrı koklear implant modeli üzerinde çalışılmıştır.

Subjektif ve/veya objektif yöntemler kullanılarak elde edilen eşik duyma seviyesi ve rahat duyma seviyesi koklear implant ayarlamasındaki en önemli parametrelerden biridir. Elektrot impedans seviyeleri ise uzun dönemdeki sabit değerlerini koruması yeni elektrot tasarımında çok önemli bir bakış açısı sağlamaktadır.

Literatüre göre elektriksel uyaran seviyelerindeki değişiklik koklea içindeki anatomik ve fizyolojik değişikliklere bağlanabilmektedir. Anatomik olarak, fibröz doku ve kemik gelişimi başlangıç dönemi post-implantasyon sırasında meydana geldiği gösterilmiştir. Fizyolojik olarak, uyarılabilen bileşenler ve mevcut yollardaki değişiklikleri, aynı zamanda, santral işitme sinirindeki değişiklikler bilinmektedir. Uyarım modu, uyarım hızı, uyarım süresi, gibi program parametreleri elektriksel uyarı seviyelerini etkileyen diğer faktörler olarak bilinir (13). Elektriksel uyaran seviyeleri ayrıca bilişsel-davranışsal süreci de yansıtır. Bu da yayınlardaki impedans ve elektriksel uyaran seviyelerinin farklı zamanlardaki sabit bir değere ulaşmasını kısmi olarak açıklamaktadır.

Bu çalışmada ana bulgu, rahat duyma seviyesi açısından koklear implant modelleri arasında anlamlı bir farklılık elde edilmemesidir. Rahat duyma seviyesi ortalamaları “Freedom” koklear implant modelinde “24 Contour” ya göre 21,17 akım seviyesi olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur. İki implant modelinin rahat duyma seviyelerini karşılaştıran herhangi bir yayına literatürde rastlanmamıştır. 21,17 Akım seviyesindeki farkın nedeni olarak, “Freedom” modelinde elektrotların daha iyi kıvrılma özelliği sayesinde modiulusu daha iyi sardığı ve daha çok spiral ganglion hücrelerini uyatarak objektif ve subjektif eşikleri düşürmesi şeklinde öngörülmektedir (12).

Tekrarlı yapılan ölçümlerde rahat duyma seviyelerinin 2. yılda yapılan 3. ölçüm ve 3. yılda yapılan 4. ölçüm ile 2. ölçüm (6-8ay) arasında anlamlı fark çıkmaması, sabit değerlerin 2. ve 3.yıllarda da devam ettiğini göstermektedir. Bu çalışmada çocuklarda rahat duyma seviyelerindeki anlamlı yükselmenin 6-8 aya kadar olduğunu, rahat duyma seviyelerindeki anlamlı olmayan artışların yaklaşık bir yıla kadar sürdüğünü göstermektedir. Waltzman ve ark. (1991) “Nucleus” koklear implantında yaptıkları beş yıllık çalışmada elektriksel uyaran seviyeleri ile yıllar arasında bir ilişki olmadığını ortaya koymuştur (43). Hughes ve ark. (2001) “Nucleus 24 M” kullanıcıları ile yaptığı iki yıllık çalışmada rahat duyma seviyelerin çocuklarda ve yetişkinlerde yaklaşık bir yılda sabit bir değerde olduğunu ortaya koymuştur. Rahat duyma seviyesindeki bir yıl içindeki artışlar yetişkinlerde (dinamik aralığın %30) çocuklara (dinamik aralığın %68) göre daha azdır (3). Henkin ve ark. (2003) yaptığı çalışmada “Nucleus 24 M” koklear implantında çocuklarda rahat duyma seviyesinin altı aydan sonra sabit değerde olduğu ortaya konmaktadır. Hughes ve ark. göre daha erken süredeki sabit bir değerlere ulaşılması daha sık hasta takibi ve kullanıcının kontrolüne verilen dört programdan kaynaklı olabileceği ifade edilmiştir (20). Henkin ve ark. (2005) 24 çocukta “Combi 40+” 12 aylık süreçte elektriksel uyaran seviyelerini inceledikleri çalışmada üç ay sonra rahat duyma seviyelerinin sabit değerlerde ulaştığı gözlenmektedir (14). Henkin ve ark. (2005) 1,5 yıl boyunca “Clarion” koklear implant için yaptıkları çalışmada ilk üç aya kadar rahat duyma seviyesinin anlamlı bir şekilde arttığını, üç aydan itibaren sabit değerlerde olduğunu bildirmektedir (19). Henkin ve ark. (2006) 18 ay takip sonucunda “Clarion” koklear implantta yaptıkları çalışmada ilk üç aya kadar rahat duyma seviyesinin anlamlı bir şekilde arttığını, üç aydan sonra ise sabit değerlerde olduğu bulunmuştur (19). Bu çalışma daha ziyade Henkin ve ark. (2003) kısa dönemde yaptığı çalışmayla benzerlik göstermektedir. Uzun dönem sonuçlarımız ise Waltzman ve ark. (1991) “Nucleus” koklear implantında yaptığı çalışmada olduğu gibi sabit değerlerin korunduğunu desteklemektedir.

“Freedom” ve “24 Contour” implant modellerinde apikaldeki 20. elektrotun rahat duyma seviyeleri diğer elektrotlara göre daha düşüktür. Literatürde, bazalde spiral ganglion kaybının fazla olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (15,16,17). Bu çalışmada bazal elektrotlarda rahat duyma seviyesinin düşüklüğünün, spiral ganglion

sayısının azlığından olabileceğini düşündürmektedir. Aynı zamanda kullanılan program ayarlama yönteminin de burada etkili olduğu düşünülmektedir.

Çalışmanın bir diğer bulgusu, en az duyma seviyesi göz önüne alındığında koklear implant modelleri arasında anlamlı bir farklılığın elde edilmesidir. En az duyma seviyesi ortalamaları “Freedom” koklear implant modelinde “24 Contour” koklear implant modeline göre 25,32 akım seviyesi olarak anlamlı bir şekilde düşük elde edilmiştir. Literatürde iki koklear implant modelinin eşik duyma seviyelerini karşılaştıran bir yayına rastlanmamıştır. 25,32 Akım seviyesindeki farkın sebebinin ise “Freedom” modelinde elektrotların daha iyi kıvrılma özelliği sayesinde modiolusu daha iyi sardığı ve daha çok spiral ganglion hücrelerini uyararak objektif ve subjektif eşikleri düşürmesi olarak belirlenebilir (22).

Tekrarlı yapılan ölçümlerde en az duyma seviyelerinin her iki koklear implant modeli için anlamlı fark çıkmamıştır. Michael ve ark. (1992) üç yıllık Ineraid koklear implant üzerine yaptıkları çalışmada yıllara göre eşik duyma değerlerinin sabit değerlerini koruduğunu ortaya koymuştur (44) Hughes ve ark. (2001) “Nucleus 24 M” kullanıcıları ile yaptığı iki yıllık çalışmada, eşik duyma seviyesi bir yılda yetişkinlerde (%5 artış) sabit değerlere ulaşırken, çocuklarda anlamlı artış (%20) belirlenmiştir (3). Henkin ve ark. (2003) yaptığı çalışmada “Nucleus 24 M” koklear implantında çocuklarda eşik duyma seviyesinin üç aydan sonra sabit değerlere ulaştığını ortaya konmaktadır. Bu erken dönemde sabit değerlere ulaşım ise daha sık program ayarı takibi ve dört farklı programlamadan kaynaklı olabileceği ifade edilmiştir (20). Henkin ve ark. (2003) 1,5 yıl boyunca “Clarion” koklear implant üzerine yaptıkları çalışmada ilk üç aya kadar eşik duyma seviyesinin arttığını üç aydan itibaren ise her eşik duyma seviyesinin sabit değerlerde olduğu gösterilmektedir (19). Çalışmamızda, Henkin ve ark. (2006) yaptığı çalışma ile benzerlik göstermektedir (3,21) Uzun dönemde sonuçları ise Michael ve ark. (1992) yaptığı üç yıllık çalışma ile benzerlik göstermektedir. Koklear implant modellerindeki en az duyma seviyelerinin birisinin artış diğerinin de azalış eğiliminde olması ölçüm zaman farklılığı ve subjektif programlamadan kaynaklandığı düşüncesini doğurmaktadır.

“Freedom” ve “24 Contour” koklear implantın apikaldeki 20. elektrotun en az duyma seviyeleri, rahat duyma seviyelerinde olduğu gibi diğer elektrotlara göre anlamlı

olarak göre daha düşüktür. Literatürde bazalda spiral ganglion kaybının fazla olduğu bildiren çalışmalar mevcuttur (15,16,17). Çalışmamızda bazal elektrotlarda eşik duyma seviyesinin düşüklüğünün, spiral ganglion sayısının azlığından dolayı olabileceğini düşünülmektedir. Ayrıca bu durumun basal elektrotların apekteki elektrotlara göre modiolousu daha az sardığı için kaynaklanabileceğini tahmin edilmektedir. Aynı zamanda kullanılan ayarlama yönteminin de burada etkili olabileceğini düşünüyoruz.

İmpedans ile ilgili bu çalışmada esas bulgu beklenen gibi 2. ve 3. yılda da impedans değerlerinin sabit korunmasıdır. İlk programlamada yapılan ölçüm, her zaman ameliyatlarda alınan ölçümlerden daha yüksek elde edilmektedir. Bu da ameliyattaki elektriksel uyarandan sonra cihazın ilk takılacağı zamana kadar oluşan fibrosis tabakası ve yeni kemik büyümesi ile açıklanmaktadır (2,3,18). Freedom Koklear implantının impedans değerleri yayınlarla uyumlu olarak birinci aydaki ilk programlamada impedans değerinde yükselme eğilimi vardır. “24 Contour” implantın ikinci aydaki impedans değerinde düşme eğiliminde olması ikinci aydaki ölçüm zamanının ilk programlamadan sonraki programlamayı temsil ettiği için düşüş eğilimi literatür ile uyumludur (3,2). Michael ve ark. 1992 yılında üç yıl boyunca Ineraid cochlear implant üzerine yaptıkları çalışmada yıllara göre impedans değerlerinin sabit değerlerini koruduğunu ortaya koymuştur (44). Uzun dönem sonuçları ise Michael ve ark. 1992 yılında yaptığı çalışma ile benzerdir

İmpedans değerleri göz önüne alındığında implant modelleri arasında anlamlı bir farklılık elde edilmemiştir. Elektrotlar arasında da anlamlı bir fark çıkmamıştır ama yine de Kokleanın bazalından (6. Elektrottan) apikale (20. elektrotta) doğru gidildikçe impedansın düştüğü gözlenmiştir. Bu durum elektrot tasarımı ile açıklanabilir. Ayrıca yayınlarla uyumlu olarak basaldaki kemik ve doku büyümesinin yetişkinlerde sınırlı iken çocuklarda devam etmesi ile açıklanabilir (2,10). Çocuklarda ve gençlerde cerrahi operasyon ve yaralanmadan sonra aşırı skar yetişkinlerden daha fazladır (Bardach&Hurwitz,1983;Linares Kischer, Dobrkovsky,&Larson,1972).

Sonuç olarak bu çalışma elektriksel uyaran seviyelerini ve impedans seviyelerini bu iki implant modelinde ilk kez ortalama üç yıl gibi uzun bir sürede inceleyen retrospektif bir çalışmadır. Çalışmamızın retrospektif olması nedeni ile ölçüm zaman farklılığı mevcuttur. Bu ölçüm zaman farklılığının elektriksel uyaran seviyeleri ve

impedans açısından baktığımızda asıl hedefimiz olan uzun dönem sonuçlarını etkilemediğini düşünmekteyiz. Böylelikle çalışmamızın ortalama üç yıl gibi uzun bir dönemde elektriksel uyarı seviyelerinin ve impedans seviyelerinin değişmeyerek daha kısa süreli olan önceki çalışmaları desteklediğini ortaya konmuştur.

## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Araştırmamızda impedans eşik duyma ve rahat duyma seviyelerinin değişimi implant modellerine, elektrotlara ve tekrarlı ölçümlere göre incelenmiştir. Sonuçlar şu şekildedir;

- Her iki implant modelinde de rahat duyma seviyeleri 6.-8.aydan itibaren anlamlı artış olmayıp 1. yıldan itibaren takip eden ikinci ve üçüncü yılda da sabit değerlerini korumuştur. Bu nedenle çocuk hastalarda 1. yılı takip eden yıllarda programlamalarda temel parametrelerden birisi olan rahat duyma seviyesinde yapılacak değişiklikler varsa en az seviyede olmalıdır.
- En az duyma seviyesi birinci ölçümden itibaren yıllara göre anlamlı olarak değişmemektedir.
- Eşik duyma ve rahat duyma seviyeleri 20.elektrot ile 10. ve 6. elektrotlarında anlamlı olarak farklıdır.
- Her iki modelde de impedanslar arasında bir farklılık yoktur. İmpedanstaki ulaşılan sabit değerler ikinci ve üçüncü yılın sonunda da devam etmektedir.

Çocuk hastalarda ikinci ve üçüncü yıllardaki programlamalarda temel parametrelerden birisi olan rahat duyma seviyesinde yapılacak değişiklikler varsa en az seviyede olmalıdır. İmplant modelleri arasındaki temel farklılık ise “Freedom” implantın kıvrılma özelliğinin “24 Contour” implanta göre daha iyi olmasıyla açıklanabilir. Buda “Freedom” implantın düşük elektriksel uyarım seviyelerinde olmasına neden olur. Bu çalışmanın bilimsel yayınlara katkısı “Freedom” implantın elektrot dizinindeki yeni tasarımın “24 Contour” implant modeli ile birlikte verilerek elektriksel uyarım seviyelerini ile ilk kez ortalama üç yıl boyunca nasıl değiştiğini araştıran bir literatür olmasıdır. Sonuç olarak her iki implant modelinde de elektriksel uyarım seviyeleri ile impedanstaki sabit seviyelerin korunduğunu ortaya konulmuştur. Aynı zamanda da yıllara göre elde edilen bu değerler farklı implant modellerine göre programlamada bir bakış açısı sağlamış olur. Üretici firmaların elektrot dizinlerindeki yeni tasarımlardan sonra elektriksel uyarım seviyelerinin araştırılması her zaman devam edecektir. Bu yapılan çalışmada sonraki yapılacak çalışmalarda bir rehber olacaktır.



## 7. KAYNAKLAR

1. İncesulu A. “Koklear İmplant Adaylarının Medikal Değerlendirilmesi ve Hasta Seçimi”. *Türkiye Klinikleri Cerrahi Tıp Bilimleri Dergisi, Kulak Burun Boğaz*, 2006; 2 (10), 24- 30.
2. Busby PA, Plant KL, Whitford LA. “Electrode impedance in adults and children using the Nucleus 24 Cochlear implant system”. *Pub med Sep 2002; 3(2): 87-103*
3. Michelle L. Hughes, Kathy R. Vander Werff, Carolyn J. Brown, Paul J. Abbas, Danielle M. R. Kelsay, Holly F. B. Teagle and Mary W. Lowder.(2001).“A Longitudinal Study of Electrode Impedance, the Electrically Evoked Compound Action Potential and Behavioral Measures in Nucleus 24 Cochlear Implant Users”. *Ear & Hearing 2001; 22 s.471–486*
4. Katz J. “Handbook of Clinical Audiology. Fifth ed. Baltimore”: Williams and Wilkins; 2002; pp. 9-32.
5. Mandanoğlu NA. “Kokleanın İşitme Mekanizmasındaki Yeri”: *Derleme. Otokop*. 2003; 2: 78-82.
6. Kelly MC, Chen P. “Development of form and function in the mammalian Cochlea”. *Current Opinion in Neurobiology 2009; 19: 395-401*.
7. Daniel E. “Noise and hearing loss: A review. *Journal of School Health*”. 2007; 77: 225-231.
8. Jace W., Erin C.S. “Programing Cochlear Implants, A Volume in the Core Clinical Concepts in Audiology Series” 2010; pp24-25.

9. Başar F. “Koklear implant kullanıcılarında Neural Response Telemetry (NRT) yöntemiyle tone decay’in değerlendirilmesi”. Doktora. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2003.
10. Elaine Saunders, Lawrence Cohen, Antje Aschendorff, William Shapiro, Michelle Knight, Mathias Stecker, Benhard Richter, Susan Waltzman, Michael Tykocinski, Tom Roland, Roland Laszig and Robert Cowan. “Threshold, Comfortable Level and Impedance Changes as a Function of Electrode-Modiolar Distance”. *Ear & Hearing* 2002; 23 s.28S–40S
11. Teresa A. Zwolan (University of Michigan Cochlear Implant Program); Sudhir R. Belagaje, Karen Iler Kirk, Kelly Lormore (Indiana University); Rhonda Snorrason (University of Michigan); Ed Overstreet (Advanced Bionics Corporation). “Programming levels of adult and pediatric Cochlear implant patients”. VIII International Cochlear Implant Conference, 2004; p. 47
12. Atılım ATILGAN. “Koklear Implantlı Hastalarda Elektrik Stapes Refleksve Nrt testinin T açısından standardizasyonu” Yüksek lisans tezi. Ankara. Gazi Üniversitesi; 2008.
13. Hughes ML. Fundamentals of clinical ECAP measures in Cochlear implants part-2: Measurement tecnics and tips (online). 2006 (cited 2006 June 11) Available from URL: [http://www.audiologyonline.com/articles/article\\_detail.asp?article\\_id=1717](http://www.audiologyonline.com/articles/article_detail.asp?article_id=1717)
14. Henkin Y, Kaplan-Neeman R, Kronenberg J, Migirov L, Hildesheimer M, Muchnik C. “Electrical stimulation levels and electrode impedance values in children using the Med-El Combi 40+ Cochlear implant: a one year follow-up”. *J Basic Clin Physiol.* 2005; 16(2-3): 127-37.
15. Brown CJ, Abbas PJ, Gantz B. “Preliminary experience with Neural Response Telemetry in the Nucleus CI24M Cochlear implant”. *The American Journal of Otology* 1998; 19: 320-327.

16. Hall RD. "Estimation of surviving spiral ganglion cells in the deaf rat using the electrically evoked auditory brainstem response". *Hear. Res.* 1990; 49(1-2): p.123-126
17. Stypulkowski PH, Van den Honert C. "Physiological properties of the electrically stimulated auditory nerve: I. Compound action potential recordings". *Hearing Research.* 1984; 14: p.205-23.
18. Van Wermeskerken GK, van Olphen AF, (2006). "Intra- and postoperative electrode impedance of the straight and Contour arrays of the Nucleus 24 Cochlear implant: relation to T and C levels". *Int J Audiol.* 2006; Sep; 45(9): 537-44.
19. YAEL HENKIN<sup>1,2</sup>, RICKY KAPLAN-NEEMAN<sup>1,2</sup>, JONA KRONENBERG<sup>3</sup>, LELA MIGIROV<sup>3</sup>, MINKA HILDESHEIMER<sup>1,2</sup> & CHAVA MUCHNIK<sup>1,2</sup>. "Alongitudinal study of electrical stimulation levels and electrode impedance in children using the Clarion Cochlear implant". *ISSN 0001-6489 print/ISSN 2005; 1651-2551*
20. Yael Henkina, Ricky Kaplan-Neemana, Chava Muchnika, Jona Kronenbergc, Minka Hildesheimera, "Changes over time in electrical stimulation levels and electrode impedance values in children using the Nucleus 24M Cochlear implant". *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 2003; 67, 873\_/880
21. S. Gallégo, B. Frachet, C. Berger-Vachon, L. Collet "Long-term change in threshold and comfort levels and Dynamics in Digisonic Cochlear implant bearers". Phd Thesis. Lyon: University of Lyon; 1999. [http://www.memoireonline.com/05/08/1071/m\\_contrainte-psycho-physique-electrophysiologiques-codage-implant-cochleaire18.html](http://www.memoireonline.com/05/08/1071/m_contrainte-psycho-physique-electrophysiologiques-codage-implant-cochleaire18.html). (Eriřim Tarihi 11.03.2012)
22. B.E Pflugst, Changes over time in thresholds for electrical stimulation of Cochlea, *Hear Res.* 50 1990; 225-236

23. A.L. Miller, D.J. Morris, B.E.Pfingst, "Effects of time after deafening and implantation on guinea pig electrical detection thresholds", *Hear res.* 2000; 144; 175-186
24. Margaret Hamilton (Cleveland Clinic Foundation) "Clinical implementation of MCL interpolation with the MED-EL COMBI 40+". VIII International Cochlear Implant Conference, 2004; p. 110
25. Riss D, Arnolder C, Baumgartner WD, Kaider A, Hamzavi JS. A new fine structure speech coding strategy: speech perception at a reduced number of channels. *Otol Neurotol.* 2008 Sep; 29(6): 784-8
26. Somek B, Fajt S, Dembitz A, Ivkovic M, Ostojic J. Coding Strategies for Cochlear implants. *Automatika* 2006; 47, p.69- 74
27. Jerger J, Jenkins H, Fifer R, Mecklenburg D. Stapedius reflex to electrical stimulation in a patient with a cochlear implant. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1986; 95: 151-157
28. Burnett PA, Miller JM, Managham CA. "Intra-aural reflexes elicited by a Cochlear prosthesis in monkey". *Hearing Research.* 1984; 16: p.175- 180.
29. Shallop JK, Ash KR. "Relationships among comfort levels determined by cochlear implant patient's self programming, audiologist's programming, and electrical stapedius reflex thresholds". *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1995; 104 (suppl 166, pt 2): 175-176.
30. Stephan K, Welzl-Muller K, Stiglbrunner H. "Dynamic range of the contralateral stapedius reflex in Cochlear implant patients". *Scand.Audiol.* 1990; 19: p.111-15.
31. Battmer RD, Laszig R, Lehnhardt E. "Electrically elicited stapedius reflex in Cochlear implant patients. *Ear Hearing*". 1990; 11: p.370-74.

32. Hodges AV, Butts S, Dolan- Ash S, Balkany TJ. "Using electrically evoked auditory reflex thresholds to fit the CLARION Cochlear implant". *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. Suppl.* 1999; 177: p.64-68.
33. Hodges AV, Balkeny TJ, Ruth RA, Lambert PR, Dolan-Ash S, Schloffman JJ. Electrical middle ear muscle reflex: use in cochlear implant programming. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1997; 117: 255-261.
34. Seyle K & Brown CJ. Speech perception using maps based on neural response telemetry measures. *Ear Hear Suppl* 2002; 23(1S): 72S-79S.
35. Brown CJ, Hughes ML, Luk B, Abbas PJ, Wolaver AA, Gervais JP. The relationship between EAP and EABR thresholds and levels used to program the Nucleus CI24M speech processor: Data from adults. *Ear Hear* 2000; 21: 151-63.
36. Hughes ML, Brown CJ, Abbas PJ, Wolaver AA, Gervais JP. Comparison of EAP Thresholds with MAP Levels in the Nucleus 24 Cochlear Implant: Data from Children. *Ear Hear* 2000; 21(2): 164-74.
37. Smoorenburg 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". *Audiol Neurootol* 2002; 7: 335-47.
38. Franck KH. "A model of a nucleus 24 cochlear implant fitting protocol based on the electrically evoked whole nerve action potential". *Ear Hear Suppl* 2002; 23(1S): 67S-71S.
39. Hall RD. "Estimation of surviving spiral ganglion cells in the deaf rat using the electrically evoked auditory brainstem response". *Hear. Res.* 1990; 49(1-2): p.123-126
40. Stypulkowski PH, Van den Honert C. "Physiological properties of the electrically stimulated auditory nevre: I. Compound action potential recordings". *Hearing Research.* 1984; 14: p.205-23.

41. Stypulkowski PH, Van den Honert C. Physiological properties of the electrically stimulated auditory nerve: I. Compound action potential recordings. *Hearing Research*. 1984; 14: p.205-23.
42. Beth A. Holstad, Valerie G. Sonneveldt (The Moog Center for Deaf Education); Lisa S. Davidson (Central Institute for the Deaf); Beverly T. Fears (St. Joseph Institute for the Deaf); Roxanne J. Aaron (The Moog Center for Deaf Education); Marie Richter (St. Joseph Institute for the Deaf); Margaret Basile (Central Institute for the Deaf); Margaret W. Skinner (Washington University in St. Louis. NRT stability and correlation with optimized MAPs in children). VIII International Cochlear Implant Conference, 2004; p.4
43. Waltzman SB, Cohen NL, Shapiro. Effects of chronic electrical stimulation on patients using a cochlear prosthesis. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1991 Dec; 105(6): 797-801
44. Dorman MF, Smith LM, Dankowski K, McCandless G, Parkin JL. "Long-term measures of electrode impedance and auditory thresholds for the Ineraid cochlear implant". *J Speech Hear Res*. 1992 Oct; 35(5): 1126-30
45. Nicolize Cass, "Monitoring longitudinal behavior of impedance and Neural Response Telemetry measurements in a group of young cochlear implant users". Thesis of master degree. University of Pretoria Faculty of Humanities; 2012

## 8.EKLER

### EK-1:Araştırma Kurulu Proje Onay Formu



1993

**Başkent Üniversitesi**

**Tıp ve Sağlık Bilimleri  
Araştırma Kurulu**

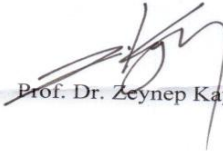
Dr. Zeynep Kayhan  
Dr. Hakan Özkardeş  
Dr. A. Eftal Yücel  
Dr. Feride Şahin  
Dr. Handan Özdemir  
Dr. Şule Bulut  
Dr. Meriç Çolak

Sayı:B.30.2.BŞK.0.05.05.05/050.01.08.01-732  
Konu: Proje onayı

11/10/2011

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Odyoloji ve Konuşma Ses Bozuklukları Yüksek Lisans Programı öğrenciniz Serdar Sipahi tarafından yürütülecek olan KA11/195 nolu "Koklear implantlarda empedans & T ve C değerlerinin yıllara göre değişimi" başlıklı araştırma projesi bilimsel açıdan uygun görülmüş olup, projenin başlama tarihi ile çalışmanın sunulduğu kongre ve yayınlandığı dergi konusunda Kurulumuza bilgi verilmesini rica ederim.

  
Prof. Dr. Zeynep Kayhan

Not: Çalışma bildiri ve/veya makale haline geldiğinde "Gereç ve Yöntem" bölümüne aşağıdaki ifadelerden uygun olanının eklenmesi gerekmektedir.

— Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no:...) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

— This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Project no:...) and supported by Baskent University Research Fund.

Başkent Üniversitesi  
Tıp Fakültesi Dekanlığı  
16. Sokak No. 11  
Bahçelievler, 06490  
Ankara

Tel : 0312 212 90 65  
Faks : 0312 221 37 59

[arastirma@baskent.edu.tr](mailto:arastirma@baskent.edu.tr)

EA

İşlemlerinizi hızlandırmak için anabilim dalı üzerinden resmi yazışma ve imza gerektirmeyen her türlü bilgi alışverişinde [arastirma@baskent.edu.tr](mailto:arastirma@baskent.edu.tr) e-posta adresimizi kullanınız (Bağlantı- Araştırma Kurulu Sekreteri: Liliifer Demirağ).

**EK-2 Multidisipliner Araştırmalar Ön Değerlendirme Ve Onay Formu**  
(T.C. Sağlık Bakanlığı Ankara Numune Eğitim Ve Araştırma Hastanesi)



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**TIP FAKÖLTESİ**

DOKÜMAN NO: BÜ-E/Ö-TP-F-FRM-012  
SAYFA SAYISI: 1/1  
REVİZYON NO: 03  
UYGULAMA TARİHİ: 28.02.2011

**MULTİDİSİPLİNER ARAŞTIRMALAR**  
**ÖN DEğERLENDİRME VE ONAY FORMU**

Protokol no. (boş bırakınız)

Proje sahibi birim: Başkent Üniv. KBB  
Proje yürütücüsü: Serdar Sipahi  
Projenin adı: "KOKLEAR İMPLANTLARDA EMPEDANS ve T&C DEğERLERİNİN YILLARA GÖRE DEğİŞİMİ"  
Projenin türü  Deneysel  Klinik  Olgu  Diğer .....

Desteği istenen birim/laboratuvar: T.C Sağlık Bakanlığı Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hast KBB  
Buradan katılacak araştırmacı(lar):  
1. Uzm.Ody.Serpil Alluőoęlu 3.  
2. 4.  
Çalışmanın yayımlanması durumunda isim sıralamasındaki yeri(leri):  
Birincil araştırmacı için:  2  ..... Diğeri(leri) için:  3  .....  .....

Bu birimden istenen parametreler ve sayısı:T(Eşik değer:Threshold),C(Rahat eşik değeri:Comfort),Empedans

Parametre	Kaç defa gerektiği	Toplam
1. Retrospektif T	4	4
2. Retrospektif C	4	4
3. Retrospektif Empedans	4	4
4.		
5.		
6.		
7.		
8.		
9.		
10.		

Proje Yürütücüsü  
İmza  
İstek tarihi:

Desteği Veren Birim Sorumlusu\*\*  
Prof. Dr. Adil Enaynız  
K.B.B. Kliniķi Koordinatörü  
İmza  
Onay tarihi: 29.09.2011

**Not.** Destek istenen her birim (anabilim/bilim dalı, laboratuvar, enstitü) için ayrı form doldurulması gereklidir. Bu form(lar), Araştırma Başvuru Formu ve Proje Özeti ile birlikte gönderilmelidir.

\*Parametrelerin bir denek için gereken sayısı ve denek sayısına göre toplam sayısı ilgili sütunlarda ayrı ayrı verilmelidir.

\*\*Son imzanın proje sahibi olan değil, proje için destek veren birim sorumlusu tarafından konmasına dikkat ediniz!

Form MAODOF11-01



**EK-3 Multidisipliner Araştırmalar Ön Değerlendirme Ve Onay Formu**  
(T.C. Sağlık Bakanlığı Ankara Yıldırım Beyazıt Eğitim ve Araştırma Hastanesi)



DOKÜMAN NO: BÜ-E/Ö-TP-F-FRM-012  
SAYFA SAYISI: 1/1  
REVİZYON NO: 03  
UYGULAMA TARİHİ: 28.02.2011

**MULTİDİSİPLİNER ARAŞTIRMALAR  
ÖN DEğERLENDİRME VE ONAY FORMU**

Protokol no. (boş bırakınız)

Proje sahibi birim: Başkent Üniv. KBB  
Proje yürütücüsü: Serdar Sipahi  
Projenin adı: "KOKLEAR İMPLANTLARDA EMPEDANS & T ve C DEğERLERİNİN YILLARA GÖRE DEğİŞİMİ"

Projenin türü  Deneysel  Klinik  Olgu  Diğer .....

Destegi istenen birim/laboratuvar: Ankara Dışkapı Yıldırım Beyazıt Eğitim ve Araştırma hastanesi KBB

Buradan katılacak araştırmacı(lar):

1. Prof.Dr. Ali Özdek 3.  
2. 4.

Çalışmanın yayımlanması durumunda isim sıralamasındaki yeri(leri):

Birincil araştırmacı için:  2  ..... Diğeri(leri) için:  3  .....  .....

Bu birimden istenen parametreler ve sayısı:T(Eşik değer:Threshold),C(Rahat eşik değer:Comfort),Empedans

Parametre	Kaç defa gerektiği	Toplam
1. Retrospektif T	4	4
2. Retrospektif C	4	4
3. Retrospektif Empedans	4	4
4.		
5.		
6.		
7.		
8.		

Proje Yürütücüsü

Serdar Sipahi

İmza

İstek tarihi:

Destegi Veren Birim Sorumlusu

Prof. Dr. Hakan Kokmaz

İmza

Onay tarihi: 28.09.2011

**Not.** Destek istenen her birim (anabilim/bilim dalı, laboratuvar, enstitü) için ayrı form doldurulması gereklidir. Bu form(lar), Araştırma Başvuru Formu ve Proje Özeti ile birlikte gönderilmelidir.

\*Parametrelerin bir denek için gereken sayısı ve denek sayısına göre toplam sayısı ilgili sütunlarda ayrı ayrı verilmelidir.

\*\*Son imzanın proje sahibi olan değil, proje için destek veren birim sorumlusu tarafından konmasına dikkat ediniz!

Form MAODOF11-01