



Kapadokya Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim, Öğretim ve Araştırma Enstitüsü
Odyoloji Anabilim Dalı

KOKLEAR İMPLANTLARDA YAŞA VE CİNSİYETE GÖRE İMPEDANS DEĞERİNİN DEĞİŞİMİ

DEVİRAN SÖKMEN

Yüksek Lisans Tezi

Nevşehir, 2023

KOKLEAR İMPLANTLARDA YAŞA VE CİNSİYETE GÖRE İMPEDANS DEĞERİNİN DEĞİŞİMİ

Devran SÖKMEN

Kapadokya Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim, Öğretim ve Araştırma Enstitüsü
Odyoloji Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Nevşehir, 2023

ÖZET

SÖKMEN Devran. *Koklear İmplantlarda Yaşa ve Cinsiyete Göre İmpedans Değerinin Değişimi*, Yüksek Lisans Tezi, Nevşehir, 2023.

İşitme cihazlarından fayda göremeyen ileri işitme kayıplı bireylerde işitmenin sağlanması için kullanılan yöntemlerden birisi koklear implant uygulamasıdır. Koklear implant ilk implante edildiğinde elektrot impedansları genel olarak düşüktür ve bu değer elektrot ped ve yüzey alanından, koklear özelliklerde ya da elektrot konumundan etkilenir. Koklear implantta impedans ölçümünün temel amacı yerleştirilen elektrotların doku veya sinir ile temas halinde olup olmadığını anlamamızı sağlamaktır. Çalışmamızda koklear implantlarda yaşa ve cinsiyete göre impedans değişimi değerinin incelenmesi amaçlandı. Bu amaç doğrultusunda çalışmaya 40 adet koklear implant operasyonu geçirmiş hasta dahil edildi. Koklear implant operasyonu geçiren bireylerden operasyon esnasında ve operasyon sonrasında ölçümler yapılarak impedans değerleri belirlenmiştir. Ayrıca katılımcıların demografik özelliklerini belirlemek için veri kayıt formu formu kullanıldı. Çalışma sonucunda ameliyat esnasındaki ve sonrasındaki ilk ölçülen impedans değerlerinde anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p>0.05$). Ameliyattan sonraki ikinci ölçümlerde 6., 11., 16. ve 22. elektrotlarda ölçülen impedans değerlerinin ameliyat esnasında 6., 11., 16. ve 22. elektrotlarda ölçülen impedans değerine göre anlamlı şekilde düşük olduğu görüldü. Ameliyattan sonraki üçüncü ölçümlerde 1., 6., 11., 16. ve 22. elektrotlarda ölçülen impedans değerlerinin ameliyat esnasında 1., 6., 11., 16. ve 22. elektrotlarda ölçülen impedans değerine göre anlamlı şekilde düşük olduğu görüldü. Cinsiyete göre ameliyat esnasındaki ve ameliyat sonrasındaki impedans değerlerinde anlamlı bir farklılık saptanmadı. Yaş ile ameliyattan sonraki ikinci ölçümde 1. Elektrotta ölçülen impedans değeri arasında pozitif yönlü ve zayıf düzeyde ilişki saptanmıştır.

Anahtar Sözcükler

İşitme kaybı, Koklear implant, İmpedans

ABSTRACT

SOKMEN, Devran, *Change of Impedance Value in Cochlear Implants by Age and Gender*, Master's Thesis, Nevşehir, 2023.

Cochlear implant application is one of the methods used to provide hearing in individuals with severe hearing loss who cannot benefit from hearing aids. When a cochlear implant is first implanted, electrode impedances are generally low and are affected by the electrode pad and surface area, cochlear properties, or electrode location. The main purpose of impedance measurement in a cochlear implant is to enable us to understand whether the placed electrodes are in contact with tissue or nerve. In our study, it was aimed to examine the value of impedance change in cochlear implants according to age and gender. For this purpose, 40 patients who had undergone cochlear implant operations were included in the study. Impedance values were determined from individuals who underwent cochlear implant operation by making measurements during and after the operation. In addition, a data registration form was used to determine the demographic characteristics of the participants. As a result of the study, it was observed that there was no significant difference in the first measured impedance values during and after the operation ($p>0.05$). In the second measurements after the surgery, it was observed that the impedance values measured at the 6th, 11th, 16th and 22nd electrodes were significantly lower than the impedance values measured at the 6th, 11th, 16th and 22nd electrodes during the operation. In the third measurements after the surgery, it was observed that the impedance values measured at the 1st, 6th, 11th, 16th and 22nd electrodes were significantly lower than the impedance values measured at the 1st, 6th, 11th, 16th and 22nd electrodes during the surgery. There was no significant difference in the intraoperative and postoperative impedance values according to gender. A positive and weak correlation was found between age and the impedance value measured at the 1st electrode in the second measurement after the operation.

Keywords

Hearing loss, Cochlear implant, impedance

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	ii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	ii
ETİK BEYAN	iv
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
TABLolar DİZİNİ.....	ix
GİRİŞ	1

1. BÖLÜM

İŞİTME FİZYOLOJİSİ, İŞİTME KAYIPLARI VE KOKLEAR İMPLANT

1.1. İŞİTME FİZYOLOJİSİ.....	2
1.1.1. Hava Yolu İle İşitme.....	3
1.1.2. Kemik Yolu İle İşitme	5
1.2. İŞİTME KAYIPLARI	12
1.2.1. İşitme Kaybı Türleri.....	12
1.2.1.1. İletim Tipi İşitme Kaybı	12
1.2.1.2. Sensörinöral İşitme Kaybı (SNİK).....	12
1.2.1.3. Mikst Tip İşitme Kaybı	13
1.2.1.4. Fonksiyonel İşitme Kaybı	13
1.2.1.5. Santral İşitme Kaybı	13
1.2.1.6. Nöral İşitme Kaybı	13
1.3. KOKLEAR İMPLANT	14
1.3.1. Tanım	14
1.3.2. Koklear İmplantın Parçaları ve Çalışma Prensibi	14
1.3.3. Koklear İmplant Seçim Kriterleri	16
1.3.3.1. Medikal Değerlendirme	16
1.3.3.2. Odyolojik Değerlendirme	17
1.3.3.3. Konuşma ve Dil Değerlendirmesi	18
1.3.3.4. Psikolojik Değerlendirme.....	18
1.3.3.5. Radyolojik Değerlendirme	19
1.4. Koklear İmplantın Programlanması.....	19
1.4.1. Kullanılmakta Olan Uyarın Parametreleri	19
1.4.1.1. Akım Süresi ve Şiddeti	19
1.4.1.2. Uyarın Modları.....	20
1.4.2. Konuşma Kodlama Stratejileri	22
1.4.3. Sübjektif Duyma Düzeylerinin Saptanması.....	22
1.4.4. Objektif Testler	22
1.4.5. İmpedans Testi.....	23

2. BÖLÜM MATERYAL VE YÖNTEM

2.1. ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	26
2.2. KATILIMCILAR	26
2.3. VERİ TOPLAMA.....	26
2.4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	26

3. BÖLÜM BULGULAR

3.1. DEMOGRAFİK ÖZELLİKLERE İLİŞKİN BULGULAR.....	28
3.2. İMPEDANS DEĞERLERİNE İLİŞKİN BULGULAR	29

TARTIŞMA VE SONUÇ.....	38
KAYNAKÇA	40
EK 1. ORJİNALLİK RAPORU.....	45
EK 2. ETİK KURUL İZİNİ	46
EK 3. VERİ KAYIT FORMU	47

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Kulak anatomisi (Chittka ve Brockmann, 2005).....	5
Şekil 2. Koklear anatomi (Lim ve Brichta, 2016)	7
Şekil 3. Santral İşitme Sistemi (Verma ve Baliyan, 2016)	11
Şekil 4. Koklear implantın parçaları (NIDCD, 2016)	14
Şekil 5. Elektrot dizininin kokleaya yerleşimi (NIDCD, 2016)	15
Şekil 6. Uyarının şiddetinin artırılması (Wolfe ve Schafer, 2014)	20
Şekil 7. Uyarım Modları (Arora, 2012).....	21
Şekil 8. Elektriksel Uyarımlı İşitsel Potansiyeller (Sauvaget ve ark., 2002).....	23
Şekil 9. Kısa Devre Açık Devre (Şenli ve ark., 2020)	24
Şekil 10. Operasyon esnasında ve operasyon sonrasındaki impedans değerleri	29
Şekil 11. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası ilk ölçümlerdeki impedans değerleri	30
Şekil 12. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası ikinci ölçümlerdeki impedans değerleri	31
Şekil 13. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası üçüncü ölçümlerdeki impedans değerleri	32
Şekil 14. Cinsiyete göre ameliyat esnasındaki impedans değerleri.....	33
Şekil 15. Cinsiyete göre ameliyattan sonraki ilk impedans değerleri.....	34
Şekil 16. Cinsiyete göre ameliyattan sonraki ikinci impedans değerleri	35

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Araştırma grubunun yaş ortalaması	28
Tablo 2. Katılımcıların cinsiyete göre dağılımı	28
Tablo 3. Katılımcıların koklear implantın olduğu tarafa göre dağılımı	28
Tablo 4. Operasyon esnasında ve operasyon sonrasındaki impedans değerleri	29
Tablo 5. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası ilk ölçümlerdeki impedans değerlerinin karşılaştırılması	30
Tablo 6. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası ikinci ölçümlerdeki impedans değerlerinin karşılaştırılması	31
Tablo 7. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası üçüncü ölçümlerdeki impedans değerlerinin karşılaştırılması.....	32
Tablo 8. Ameliyat esnasında ölçülen impedans değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması.....	33
Tablo 9. Ameliyattan sonraki ilk ölçülen impedans değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması.....	34
Tablo 10. Ameliyattan sonraki ikinci ölçülen impedans değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması.....	35
Tablo 11. Ameliyattan sonraki üçüncü ölçülen impedans değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması.....	36
Tablo 12. Yaş ile ameliyat esnasındaki impedans değerleri arasındaki ilişki	36
Tablo 13. Yaş ile ameliyattan sonra ölçülen ilk impedans değerleri arasındaki ilişki	36
Tablo 14. Yaş ile ameliyattan sonra ölçülen ikinci impedans değerleri arasındaki ilişki	37
Tablo 15. Yaş ile ameliyattan sonra ölçülen üçüncü impedans değerleri arasındaki ilişki.....	37

GİRİŞ

Koklear implant bir duyu organının yerini alabilecek ilk nöral protezdir. Djourno ve Eyriès iç kulağına implante edilen bir elektrot kullanarak çok ileri derece işitme kayıplı bir bireyin sesleri fark etmesini 1957 yılında başardı (Machery ve Carlyon, 2014). Koklear implant dış ve iç parça olmak üzere 2 parçadan oluşur. Dış parça kulağın arkasında bulunur; kontrol ünitesi, pil yuvası ve aktarıcıdan oluşur. Aktarıcı dış mekandan alınan sesleri iç parçaya ileten bir mekanizmadır. İç parça ameliyat ile deri altına ve kokleaya yerleştirilen parçaların bütününe denir. Alıcı anten, miknatıs, işlem yapan elektronik gövde ve elektrotların bütününe denir.

Koklear implant ilk implante edildiğinde elektrot impedansları genel olarak düşüktür ve bu değer elektrot ped ve yüzey alanından, koklear özelliklerden ya da elektrot konumundan etkilenir. İmplanttan sonraki birkaç hafta içerisinde bir dizi protein salınımı ve deri büyümesi gerçekleşir bu da implantın ilk açıldığında impedansın maksimum değerinde olmasına sebep olur (Wolfe ve Schafer, 2014).

Koklear implantta impedans ölçümünün temel amacı yerleştirilen elektrodların doku veya sinir ile temas halinde olup olmadığını anlamamızı sağlamaktır. Elektrodların kısa devre yapıp yapmadığını ya da açık devre olup olmadığını kontrol etmemizi sağlar. İmpedans değişimleri yaşın, elektrot dizisi tipinin ve CI'den sonraki zamanın impedansları bağımsız olarak etkileyebileceği gözlemlendiği gibi hastanın cinsiyetine göre de bu değerlerin değişkenlik gösterebileceğidir (Chen ve ark., 2013; Valendia ve ark., 2020).

Koklear implantta elektriksel uyarım, kokleanın anatomik yapısı, implant elektrodunun pozisyonu ve uyarı parametrelerine bağlı olarak değişkenlik gösterir. Bu değişimleri takip edebilmek için ameliyat esnasında ve her fitting öncesinde impedans ölçümü yapılması gerekmektedir. Bu ölçümlerin sonucunda impedansta meydana gelen değişimler değerlendirilerek yaşa ve cinsiyete bağlı olarak karşılaştırılması amaçlanmıştır.

1. BÖLÜM

İŞİTME FİZYOLOJİSİ, İŞİTME KAYIPLARI VE KOKLEAR İMPLANT

1.1. İŞİTME FİZYOLOJİSİ

Ses: Maddelerin titreşimi sonucunda ortaya çıkan ve katı, sıvı ve gaz ortamlarda dalga olarak yayılan enerjidir. Ses dalgaları bu sıkışma ve gevşemelerin ortamlarda yayılması ile oluşur. Sesin dalga boyu moleküllerin bir seferlik sıkışıp gevşeme hareketiyle içerde kalan mesafesidir. Tek bir titreşimde negatif ve pozitif iki faz bulunur. Bir saniyedeki titreşim sayısı sesin frekansını ifade eder. Sesin şiddeti ise ses dalgalarının amplitüdüdür. Ses frekansı birimi cps (saniyedeki titreşim sayısı) yahut çok daha yaygın olan Hertz'dir (Hz). İnsanoğlu 20-20.000 Hz arasındaki sesleri işitebilir (Kenar ve Ayçiçe, 2015).

Sesin şiddeti desibel (dB) cinsinden ifade edilmekte olup insanların duyabildiği ses şiddeti aralığı 0-120 dB'dir. İnsanların en rahat dinleyebildikleri ses şiddeti düzeyi 50-70 dB'dir (Deliveli, 2020).

120 dB üzerindeki sesler kulak için son derece zararlıdır. Günlük yaşamda fısıltı sesi 20-25 dB arasında, konuşma sesi 50-70 dB, bağırma sesi 70-85, trafik gürültüsü 90-100 dB, jet motorunun sesi de 120-150 dB arasındadır (Kenar ve Ayçiçe, 2015).

Sesin dış kulak yolundan başlayıp oval pencereye doğru iletilmesine "hava iletimi" denilmektedir. Koklea, etrafındaki kemik dokulardan gelen ses ile de uyarılabilir. Buna da "kemik yolu ile işitme" adı verilmektedir (Aslan, 2004).

1.1.1. Hava Yolu İle İşitme

Ses ilk olarak kulak kepçesi (aurikula) ile karşılaşır. Aurikula sesleri toplayıp dış kulak yoluna iletme görevini görür. Yetişkin bireylerde ortalama 2.7 cm uzunluktaki dış kulak yolu (DKY) ise sesin amplifiye edilip kulak zarına iletilmesinde görevlidir. Dış kulak yolu bir rezonatör görevi görür ve rezonans frekansı 3.000-4.000 Hz arasındaki amplifikasyon pik düzeyine, bilhassa 4.000 Hz'de 12 dB'ye ulaşır (Seikel ve ark., 2015).

Dış kulak youndan gelen ses dalgaları kulak zarı ile kulak kemikçiklerine, oradan da kemikçikler aracılığı ile oval pencereye iletilir. Bu ses dalgalarının yuvarlak pencereye iletilmesi ise engellenir. Sesin orta kulaktan iç kulağa gelip iç kulaktaki sıvılarda bir dalgalanma hareketi oluşturması için oval pencere ve yuvarlak pencere birbirine zıt fazlarda titreşebilmelidir. İç kulak sıvı ortamının etrafını saran kemik dokusunun iki penceresi mevcuttur. Bunlardan birisi olan oval pencereden içeriye ses dalgaları girer. Diğerisi ise yuvarlak penceredir ve ses dalgaları yuvarlak pencereden dışarıya bombeleşme yapılarak atılır (Lee, 2012).

Kemik zincirin görevi: Ses dalgaları hava ortamından sıvı ortama iletilme sırasında belli bir düzeyde enerji kaybına uğrar. Hava ortamından su ortamına geçen ses yaklaşık 30 dB'lik bir kayıp yaşamaktadır. 20 °C sıcaklıktaki bir hava ortamından 37°C sıcaklıktaki su ortamına çarpan ses dalgalarının %99'u geri yansımakta olup bu da yaklaşık olarak 30 dB'lik bir kayıp olduğunu göstermektedir (Hızal, 2010).

Yukarıdaki durum ile benzer şekilde ses enerjisi orta kulaktan iç kulağa geçiş esnasında enerji kaybına uğrar. Kulak zarı ile kemikçik zincirin esas görevi hava ortamındaki ses dalgalarının sıvı ortama geçişini sağlayıp iç kulakta yer alan sıvının akustik direnci sonucunda meydana gelen enerji kaybını karşılamaktır. Araştırmalar sonucunda malleus ile inkus arasında yer alan eklemün sesin malleus'tan inkus'a 1.3 kat daha fazla aktarılmasını sağladığı gösterilmiştir. Timpanik membranın titreşmekte olan kısımlarının genişliği ile

stapes tabanı arasında 1/15-1/20 oranında fark söz konusudur (Belgin, 2004). Böylece stapes, malleus ve inkus kemikçiklerinin kaldırıcı etkisinin yanı sıra timpanik membranın aktif bölgeleri ile stapes tabanı arasındaki farktan kaynaklı olan hidrolik etki sonucunda ses enerjisi iç kulağa iletim esnasında yaklaşık 22 kat artırılarak iletilir. Bu değerler ses basıncındaki artışlardır. Desibel cinsinde ifade edilirse 24 dB'e karşılık gelmektedir (Lee, 2012).

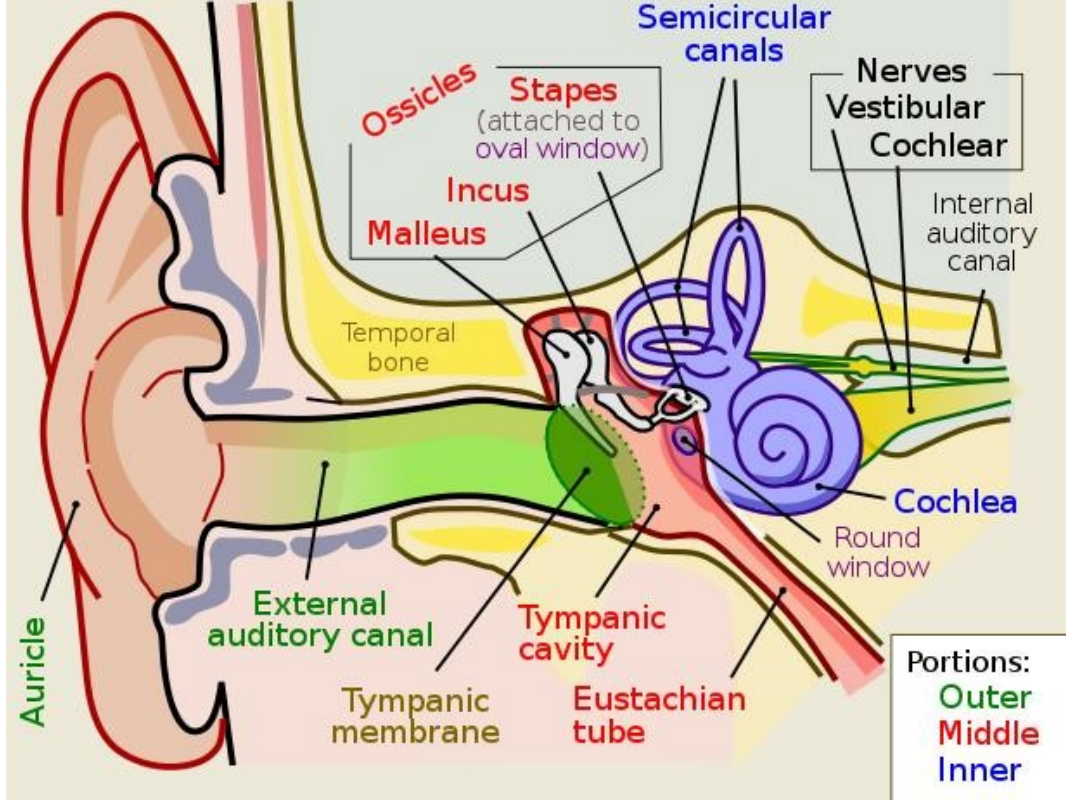
Orta kulak iletim sistemi sistemi yokluğunda 40-60 dB'lik bir işitme kaybı oluşur. Hâlbuki hesaplanan oran 24-30 dB'dir. Orta kulak iletim sistemi yokluğunda iç kulağa gelen dalgalar faz farkı olmadan her iki pencereye gelirler ve böylece iç kulak sıvısına yeterince geçemezler. Kulak zarı olmadığına da DKY'den geçen sesler oval penecerenin yanı sıra vuvurlak pencereye de çarpar ki bu da her iki pencereye de gelen ses dalgalarının enerji farkı oranında iç kulaktaki sıvıların titreşmesini sağlayacaktır. Belirtilen bu durum da beklenilenden çok daha büyük oranda işitme kaybına sebep olacaktır (Lee, 2012).

Östaki: Timpanik membran dış ve orta kulakta eşit basınç olduğu zaman en yüksek genlikte titreşebilir. Yani en iyi ses iletimi orta kulak basıncının atmosfer basıncına denk olmasıyla gerçekleşir. Bu görevi orta kulakta östaki tüpü yapmaktadır. Östaki disfonksiyonunda oluşan ani basınç farklılıkları sebebiyle ses iletimi bozulmaktadır. Basınç bozukluklarında 1500 Hz'e kadar olan alçak frekanslarda ses iletimi bozulduğu düşünülmektedir (Moller, 2000).

Orta Kulak Kas Refleksi: Orta kulakta M.tensor Tympani ve M.Stapedius bulunmaktadır. *T.tympani* sesin transferi esnasında Malleusu hareket ettirir ve kulak zarını gerer ya da gevşetir. Bu sayede timpanik membranın akustik impedansı ayarlanmış olur. Böylece zar seslere karşı daha duyarsız ya da duyarlı olabilmektedir (Aslan, 2004).

Yüksek şiddetteki seslere maruz kalındığında *T.tympani* kulak zarını gevşeterek iç kulağa fazla ses basıncının gitmesini önler. *T.Tympani* trigeminal sinirin mandibular dalıyla inerve olur. M.Stapedius sağlıklı kulaklarda 70-90 dB

şiddette kasılır ve stapes tabanını orta kulağa çeker. Böylece iç kulak yüksek sesin zararlarından korunmuş olur. Bu kas da fasiyal sinirin stapediale dalı ile inerve olur (Lee, 2012). Bazı çalışmalar bu refleksin işitmede frekans seçici görevlerinin olabileceğini ifade etmektedirler (Wever ve ark., 1948; Buño, 1978).



Şekil 1. Kulak anatomisi (Chittka ve Brockmann, 2005)

1.1.2. Kemik Yolu İle İşitme

Koklea etrafındaki kemik dokunun titreşmesiyle uyarılabilir. Bu iki farklı şekilde mümkündür. Bunlardan biri kafatası kemikleri titreşmesi sonucu koklear kapsülün de titreşmesiyle olur. Diğer yol da osseotimpanik dediğimiz kafa kemikleri titreşiminin orta kulak kemikçiklerini titreştirdiği yoldur (Stenfelt, 2015).

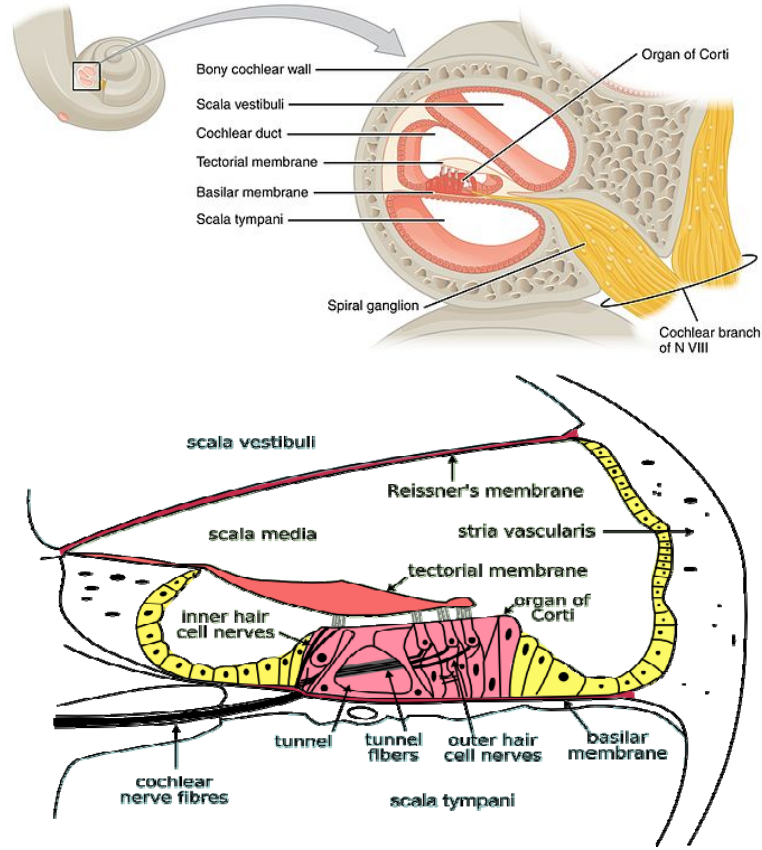
Koklea kafatası kemiklerinin titreşimi ile direkt uyarılması dışında sekonder yollarla da uyarılabilir. Bunun için üç farklı yol vardır (Stenfelt, 2011).

- Dış kulak yoluna gelen titreşimlerin kulak yoluna transferi ile hava iletimi yapması
- Ses dalgalarının timpanik kaviteyi titreştirerek yuvarlak pencereyi uyarmasıyla
- Timpanik boşluk, anulus ve DKY'nin beraber titreşmesi ile

Sesin kemik yolu ile iletilmesi odyolojik tanıda bizim için çok önemlidir. Kemik yoluyla işitme, sensörinöral işitmenin ölçülmesinde kullanılmaktadır. Bu mekanizma sayesinde çeşitli test metodları geliştirilmiştir. Orta kulak patolojilerinin bazılarında işitme kaybı şikâyetlerinin giderilmesi için kemik yolundan iletim gerçekleştiren işitme cihazları kullanılır. Ses, hem hava yolu hem de kemik yolu ile iletilsin temelde kokleanın uyarılması aynıdır. Her iki şekilde de ses dalgalarının son etkisi koklear sıvılarda dalgalanma hareketi ve basiller membranlarda titreşimlerdir (Dauman, 2013).

Koklea fizyolojisi:

Ses dalgası stapesin tabanından scala vestibuliye yani kokleaya ileildiğinde perilenf harekete geçer. Bu hareket korti organındaki tüy hücrelerine kadar taşınır. Bu mekanik enerji tüy hücrelerinde kimyasal ve elektriksel gerilime dönüştürüldükten sonra işitme sinirine iletilir (Yoshioka ve Sakakibara, 2013). Bu dönüşümde sesin fiziksel özelliklerinden olan tınısı, fazı ve şiddeti değişmeden elektriksel olarak santral sinir sistemine iletilir. Titreşimler oval pençeye geldikten sonra perilenfa bir pencereden diğerine doğru hareket eder. Bu sıvıdaki titreşim hareketi ses enerjisinin havadaki gibi maddelerin sıkışması ya da gevşemesi ile değil, sıvı sütunlarının mekanik hareketi ile olur (Lim ve Brichta, 2016).



Şekil 2. Koklear anatomi (Lim ve Brichta, 2016)

Ses dalgalarının kokleadaki yayılımı çeşitle teorilerle açıklanmaya çalışılmıştır (Wever ve ark., 1948; Kim, 1985; Wever ve Lawrence, 2015).

1. Scalalarda meydana gelen titreşimler basilar membranda yer değişikliklerine sebep olur. Bu "travelling wave" yani ilerleyen dalga teorisi adıyla anılır. Bu dalga hareketi basilar membranın bazalinden apeksine doğru ilerler. Hem boyuna hem enine yayılım gerçekleşir. Bu iletimin en önemli özelliklerindne biri amplitüdün giderek artıp maksimuma ulaşması ve daha sonra titreşimlerin sönüp faz değiştirmesidir. En yüksek titreşim alanından sonra sıvılarda bir girdap hareketi başlar. Başka bir özelliği ise baziller membran üzerinde her frekans için titreşimin maksimuma çıktığı belirli alanlar vardır. Basilar membran üstünde her frekans için ayrı "En Büyük Titreşim

Noktası” bulunur. Basilar membranda apeks kısmına doğru gidildiğinde daha esnek ve geniş bir yapı karşımıza çıkar. Bu yapısından dolayı her frekansta farklı bir maksimum titreşim alanı vardır. Ses şiddeti arttıkça titreşen bölgedeki amplitüd de artar. Tektoriyal membran ve tüy hücreleri basilar membran hareketleriyle uyarılırlar. İlerleyen dalga teorisi bugün için en mantıklı teori olarak düşünülmektedir.

2. Helmholtz’un yer teorisi ise; korti organı ve baziller membran tıpkı bir piyanonun tellerine benzer şekilde rezonatör görevi görürler. Gelen ses dalgaları kendi frekanslarına uygun alanlarda titreşir ve ses algılanır. Alçak frekanslar bazilar membranın apeksinin, yüksek frekanslar ise bazilar membranın bazalinin rezonatörü olduğu varsayılır.
3. Rutherford’un frekans teorisi bugünkü bilgi birikimi ışığında geçerliliğini kaybetmiştir.
4. Wever’in Volley (Yayılm) teorisi; 5000 Hz’e kadarki ses dalgalarının algılanması art arda hızlı sinir impulslarının oluşması ile açıklanmış. 5000 Hz’ten yüksek frekanslarda ise yer teorisi ile izah edilmeye çalışılmıştır.

Tüy hücreleri ve tektoriyal membran arası sürtünmeler sonucu oluşan elektriksel kutuplaşmalar tüy hücrelerinde uyarılmayı sağlar (Lim ve Brichta, 2016).

İşitme siniri fizyolojisi:

Korti organındaki tüy hücrelerinin üçü dış biri ise iç olmak üzere dört sıra halindedirler. Toplamda 12.000 kadar bulunurlar ve 3000 kadarı iç tüy hücreleridir. Tüy hücrelerine temas eden sinir lifi sayısı 25-30 bindir. Yani tüy hücrelerinin ortalama iki katı kadarıdır. Bu akson uçlarının hücre gövdesi ise kokleanın içerisinde bulunan spiral ganglionlardır. Spiral gangliyonlar kısa reseptör liflerini korti organına, uzun reseptör liflerinin ise beyin sapına yani

koklear nükleuslara gönderirler. Spiral ganglion hücreleri bipolar yapıdadırlar. Spiral ganglionların periferik uzantıları kokleada lamina spiralis ossea'nın içerisindeki kanallardan geçerler. Foramina nevrum'dan çıkıp korti organına ulaşırlar. Santral uzantıları traktus foraminozus'daki deliklerden geçip birleşerek işitme sinirini oluşturular. Denge siniri de bu sinirle beraber sulkus pontobulbaris'in eksternal kısmından ponsa geçer (Pickles, 2015).

Tüy hücrelerinin işitme sinir liflerini uyarma şekli konusunda bazı görüş ayrılıkları vardır. Bu uyarılmanın kimyasal, elektriksel ya da mekanik yollarla olduğu düşünülmektedir. Günümüzde genellikle kabul gören fikir elektrokimyasal bir uyarın mekanizmasıdır. Yalnızca elektriksel yolağın kabul görmesinden mekanik değişikliklerle hücrelerin elektriksel aktivasyonunun oluşmasının kimyasal etkilerle tüy hücrelerinde ortaya çıktığı en doğru sonuç olarak izah edilmiştir (Pickles, 2015).

Santral işitme fizyolojisi:

İşitme siniri ilk olarak ponsa girer ve 2. nöronların olduğu dorsal ve ventral koklear nükleuslara dallarını yollarlar. Ventral koklear nükleusun posterior bölümünü dorsal koklear nükleus dalı inerve eder. Ventral koklear nükleus yalnızca bir durak değildir ve gelen aksiyon potansiyellerinin üst merkezlere iletiminde iyi bir bağlantısal sistem ve organizasyon oluştururlar (Lee, 2012).

Koklear nükleuslardan çıkan bu ikinci nöronlar karşıya geçerek oradaki süperior olivar komplekse ulaşıp sonlanırlar ya da lateral lemnisküsü veya bunun nükleusunu meydana getirirler (Lee, 2012).

İşitme siniri afferent liflerine ek olarak tüy hücreleri, süperior olivar nükleusun orjin olduğu her iki taraftan da gelen olivo koklear demetlerin efferentleri ile inerve edilirler (Lee, 2012).

Lateral lemnisküsten gelen liflerin çoğu inferior kollikulus'ta sonlanır. Bir kısmı inferior kollikulu geçip medial geniculate body'e gelir. Az bir bölümü de karşı taraftaki inferior kollikulus'a ulaşır (Lee, 2012).

İnferior kollikulus daha çok işitsel refleks uyarılarından sorumludur. Kulağa gelen uyarılara göre eksitatör veya inhibitör rol oynarlar. İnfierior kollikulus çeşitli yollarla ya doğrudan ya da dolaylı olarak bazı nöronların motor çekirdeğine bağlıdır. Bunlar da spinal motor lifleri, kranial motor lifleri ve göz kaslarının motor lifleridir (Lee, 2012). Böylece ses uyarısıyla meydana gelen bazı refleks hareketleri de böylece sağlanmış olurlar (Lee, 2012).

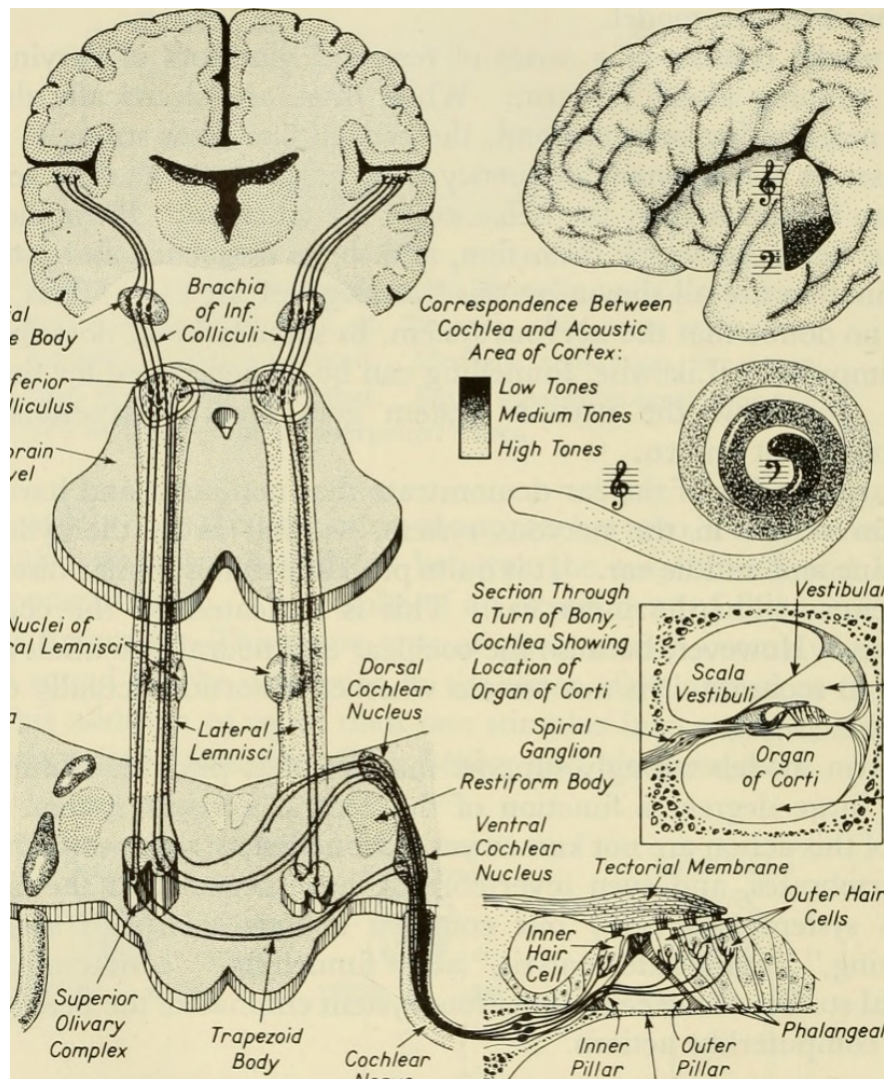
Çoğu araştırmacı, frekans analizlerinin ve konuşmayı ayırt etmenin inferior kollikulus düzeyinde yapıldığını ve korteksteki spesifik alanlara sesin analiz edilmiş bir biçimde ulaştığını desteklemektedir. Koklear nükleuslardaki tonotopik hücre diziliminin bu alanda da görüldüğü bilinmektedir (Wever ve Lawrence, 2015).

Medial genikulat body'ye genel olarak aynı tarafta olan inferior kollikulus'tan afferent lifler gelmekle beraber sadece birkaç tane afferent lif lateral lemniskus'tan gelmektedir. Tonotopik hücre yerleşimini inferior kollikulusta gördüğümüz gibi medial genikulat body'de de görürüz. Medial genikulat body düzeyindeki işlem tam olarak aydınlatılmış olmamakla beraber nükleusun bir bölümünün ya da tamamının işitsel olduğu varsayılmaktadır (Lee, 2012).

Üçüncü nöron lifleri medial genikulat body'den çıkıp temporal kortekse ulaşırlar. Pimer işitme alanına (Gyrus temporalis Transversi veya Heschle) ulaşan liflerin hemen hemen tamamı nükleusun ön kısmından gelmektedir. Asıl işitme sahası dışında olan insula temporal kortekse ise nükleusun posteriorundaki lifler giderler. Bu diğer işitme alanı genikulat nükleus'un tamamından lifler alır. Bu lifler de diğer bölgelere inervasyon sağlayan liflerin kontrateralleridir (Lee, 2012).

Ses dalgaları frekans yerleşim düzenleri bozulmadan kokleadan kortekse taşınmaktadır. Korteksin görevinin seslerin analiz edilmesi olduğu varsayılmaktadır. İşitsel uyarıların kullanılıp yönlendirilmesi de işitsel korteks görev alır (Lee, 2012).

Ses uyarısına bağlı serebellar bölgede oluşan cevapların yukarının deserebrasyonu ile hiç değişmediği ama inferior kollikulus hasarında cevabın ortadan kaybolduğu görülmüştür. Yani inferior kollikulus düzeyinde serebellumla bağlantı kurulduğu ortaya çıkmıştır (Lee, 2012).



Şekil 3. Santral İşitme Sistemi (Verma ve Baliyan, 2016)

1.2. İŞİTME KAYIPLARI

İşitme kaybı iletişim, bilişsel gelişim ve çevreye uyum gibi toplum yaşamında son derece önemli özelliklerin kazanılmasını engelleyen bir durumdur. Çok hafif dereceden çok ileri dereceye kadar değişen düzeylerde olabilmektedir. Zaman içerisinde işitme kaybında artış meydana gelebilir (Çiprut ve Akdaş, 2014).

1.2.1. İşitme Kaybı Türleri

Patolojinin yerine göre işitme kayıpları “iletim tipi”, “sensörinöral” ve “mikst tip” olmak üzere üçe ayrılmakta olup bunlar aşağıda kısaca açıklanmıştır.

1.2.1.1. İletim Tipi İşitme Kaybı

Orta kulak yahut dış kulak kanalından kaynaklı patolojiye bağlı olarak meydana gelen işitme kaybı türüdür. İletim tipi işitme kayıpları çoğunlukla medikal veya cerrahi yöntemler ile düzeltilmektedir. Bu tarz işitme kaybının nedenleri arasında serumen varlığı, kulak zarı perforasyonu, otoskleroz, otitler, eksternal otit, kemik zinciri kopukluğu gibi durumlar yer almaktadır (ASHA, 2015).

1.2.1.2. Sensörinöral İşitme Kaybı (SNİK)

İşitme kaybı iç kulak veya iç kulaktan beyin sapına kadar uzanmakta olan patolojiler sonucunda ortaya çıkmaktadır. Sensörinöral işitme kaybının tedavisi mümkün değildir. Bu tarz işitme kaybı olanlarda algılama sorunu yaygın olarak karşılaşılan durumlar arasında yer alır. Ayrıca bu işitme kaybına sahip olan bireyler sesleri ayırt edemezler ya da ayırt etmekte zorlanırlar. Seslerin büyük kısmını ya da bir bölümünü anlamakta sıkıntı yaşarlar. Kişiye işitme cihazı ya da koklear implant önerilmektedir. SNİK'in nedenlerinden başlıcaları iç kulak

anomalileri, menenjit, ototoksiste, Rubella ve viral enfeksiyonlardır (ASHA, 2015).

1.2.1.3. Mikst Tip İşitme Kaybı

Hem iç hem de dış kulakta meydana gelen işitme kaybı türüdür. Diğer bir ifadeyle hem iletim tipi hem de sensörinöral işitme kaybı bulunur. Mikst tip işitme kayıplarında tedavi oranı son derece düşük olmakla beraber kişiye işitme cihazı ya da koklear implant önerilmektedir. Mikst tip işitme kaybı olan bireyler bazı kelimeleri çok rahat bir şekilde anlamakta iken bazı kelimeleri ise ayırt etmede zorluk yaşarlar. Mikst tip işitme kaybına neden olan faktörlerden bazıları iç kulak iltihabı, enfeksiyonlar, sorunlu doğumlar, meniere, işitme siniri tümörleri, yüksek sese maruziyet ve genetik faktörler şeklinde sıralanabilir (ASHA, 2015).

1.2.1.4. Fonksiyonel İşitme Kaybı

Çıkar amacı gütmeye yarayan bir işitme kaybıdır. İşitme kaybıyla odyolojik test sonuçları arasında uyumsuzluk söz konusudur. Çocuklarda çoğunlukla ebeveynlerin ilgisini çekmek amacıyla ortaya çıkan bir işitme kaybı türüdür. Psikolojik bir sorun ile ilişkili olabilmektedir. Objektif test bataryalarıyla yapılan değerlendirmelerle (impedansmetrik değerlendirme, otoakustik emisyon, uyarılmış beyin sapı testleri vb) tespit edilebilir (Shukla ve ark., 2021).

1.2.1.5. Santral İşitme Kaybı

Beyin sapından işitsel kortekse kadarki bölgede nöral patolojiler sonucunda ortaya çıkan işitme kayıplarındır. İşitme normal olmasına karşın konuşmayı ayırt etmede ve konuşulanları algılamada güçlük çekilir, odaklanma sorunu söz konusudur (Schilder ve ark., 2019).

1.2.1.6. Nöral İşitme Kaybı

Nöral işitme kayıplar işitme sinirinin olmaması yahut zarar görmesine bağlı olarak ortaya çıkan işitme kayıplarındır. Kayıplar çoğunlukla çok ileri derecede olup kalıcıdır. İşitme sinir ses bilgisini beyne ilemediği için işitme cihazları ve

koklear implantlar bu işitme kayıplarının tedavisinde çözüm olamamaktadır (Laury ve ark., 2009).

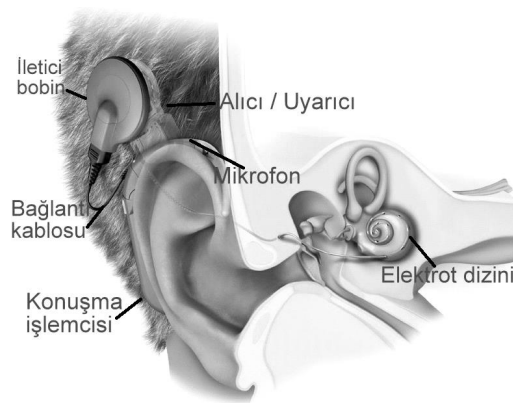
1.3. KOKLEAR İMPLANT

1.3.1. Tanım

Koklear implant ilk kez Alessandra Volta tarafından işitme sisteminin elektriksel olarak uyarılması ile ortaya çıkmıştır. Djourn ve Eyries tarafından 1953 yılında işitme sisteminin uyarılması ile de gelişimi devam etmiştir (Simmons ve ark., 1965; Akyıldız, 2002). 1972 yılında House tarafından ilk tek kanallı koklear implant geliştirilerek yüzlerce işitme engelli bireye uygulanmıştır (Ryugo ve ark., 1998). Daha sonra geliştirilmiş olan çok kanallı koklear implantlar ile günümüzde oldukça yaygın bir şekilde kullanılmakta olan teknolojilerden birisine dönüşmüştür.

1.3.2. Koklear İmplantın Parçaları ve Çalışma Prensibi

Şekil 4'te de görüleceği üzere koklear implant ana hatlarıyla iç ve dış parçalar olmak üzere iki kısımdan meydana gelir (Şekil 4).



Şekil 4. Koklear implantın parçaları (NIDCD, 2016)

1) Dış Parçalar

Koklear implantın dış parçaları olarak mikrofon, konuşma işlemcisi, bağlantı kablosu, iletilici bobindir. Bunlar aşağıda kısaca tanımlanmıştır.

Mikrofon: Koklear implantın en önemli parçalarındandır. Dış ortamda bulunan sesleri toplayıp konuşma işlemcisine aktaran parçadır.

Konuşma işlemcisi (speech processor): Mikrofon tarafından dış ortamdaki alınıp iletilen seslerin analiz edilerek akustik sinyallerin elektriksel sinyallere dönüştürülmesini sağlayan koklear implant parçasıdır. İşleme stratejileriyle sinyaller kodlanıp iletilen bobine aktarılmaktadır.

Bağlantı kablosu: Adından da anlaşılacağı üzere konuşma işlemcisiyle iletilen bobin arasındaki bağlantıyı sağlayan koklear implant parçasıdır.

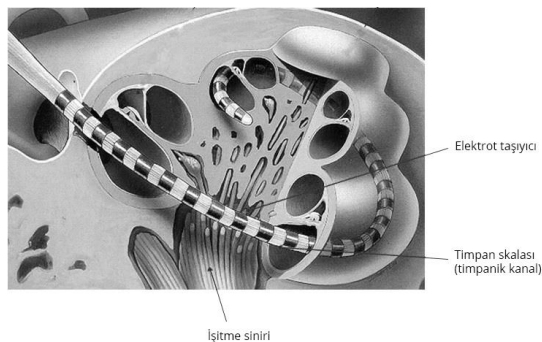
İletici bobin (transmitter): Transkütanöz bir bağlantı aracılığıyla elektriksel uyarımın iç bobine aktarılmasını sağlayan koklear implant parçasıdır (Sharma ve ark., 2009).

2) İç Parçalar

Koklear implantın iç parçaları alıcı/uyarıcı ve elektrot dizinidir.

Alıcı/uyarıcı (receiver/stimulator): Elektriksel bilginin kodların çözülmesiyle elektrot dizisine aktarılmasını sağlayan koklear implant parçasıdır.

Elektrot dizini: Cerrahi müdahale ile iç kulakta yer alan skala timpaniye yerleştirilmekte olan koklear implant parçasıdır. Şekil 5'te elektrot dizininin kokleaya yerleşimi görülmektedir. Alıcıdan gelen bilgi doğrudan spiral gangliona, daha sonra da işitsel kortekse iletilmektedir (Sharma ve ark., 2009).



Şekil 5. Elektrot dizininin kokleaya yerleşimi (NIDCD, 2016)

1.3.3. Koklear İmplant Seçim Kriterleri

Koklear implantasyon maliyeti yüksek olduğundan ve cerrahisinde riskler bulunduğu hastayla ilgili, medikal, radyolojik ve psikolojik faktörlerin detaylı bir şekilde değerlendirilmesi ve implantın muhtemel başarı/başarısızlığının göz önüne alınması gerekir. İmplant adaylarının muhtemel yarar ve riskler bakımından gerçekçi beklentilere sahip olması, iletişimsel ihtiyaçların tespit edilmesi, aynı zamanda ailenin ve eğitim kurumlarının yeterli rehabilitasyon desteği implantasyon kararının verilmesinden son derece önem arz eden hususlardır (Clark, 2003).

Koklear implantasyon için hasta seçiminde medikal, radyolojik, konuşma ve dil gelişimi, psikolojik ve radyolojik değerlendirmenin mutlak surette yapılması gerekir (Sennaroğlu ve ark., 2004):

1.3.3.1. Medikal Değerlendirme

Hastaların genel sağlık durumu, işitme kaybına neden olan faktör veya faktörler, kulağın fiziki durumu medikal değerlendirmede mutlak surette incelenmelidir. Hastaların genel sağlık durumu implantasyon açısından ender olarak kontrendike olmasına karşın implant olma zamanı ile hazırlığını etkileyebilmektedir (Cooper ve Craddock, 2006).

Fizik muayenede kulak zarının otoskopik muayenesi ile dış ya da orta kulakta enfeksiyon varlığının değerlendirilmesi son derece önem arz eden hususlardandır. Bir enfeksiyon varlığında koklear implant operasyonundan önce gerekli olan tedavilerin uygulanması gerekmektedir (Cooper ve Craddock, 2006). Bunların yanı sıra işit kaybının doğuştan mı yoksa sonradan mı meydana geldiği, işitme kaybının meydana gelme şekli, nedenleri vb hususlar da araştırılmalıdır. İşitme kayıplı geçirilen sürenin az olduğu postlingual erişkin kişiler ya da progresif (ilerleyici) işitme kaybı olanlarla implanttan önce uzun dönemli işitme kaybı olanlara göre implantasyon sonrasında çok daha iyi konuşmayı anlama ve ayırt etmey skorlarına sahip oldukları bildirilmiştir (Zeng, ark., 2004).

Prelingual işitme kaybı bulunan yetişkin bireyler bilhassa sözlü/işitsel iletişim kullanmıyor ise koklear implant için uygun aday olarak nitelendirilmemektedir (Waltzman ve Cohen, 1999).

1.3.3.2. Odyolojik Değerlendirme

Koklear implant için aday konumundaki bütün hastaların odyolojik açıdan değerlendirilmelerindeki amaç hastaların işitme ve iletişim durumlarının belirlenmesi, işitme cihazlı takiplerinin yapılarak cihazlı eşik değerlerinin belirlenmesi ve bu sonuçlara bağlı olarak da hastaların uygun aday olup olmadıklarının karar verilmesidir. Hastaların işitme kaybının ve işitme cihazlı performansları değerlendirilirken aşağıdaki testler uygulanır (Clark ve ark., 1995):

- Her iki kulak için da kemik ve hava yolu eşiklerinin belirlenebilmesi için saf ses odyometrisi (SSO)
- İşitme cihazlarıyla eşik değerlerin tespit edilmesi ve işitme cihazlarından elde edilen faydanın değerlendirilmesi amacıyla serbest alanda işitme cihazlı eşik değerlerinin belirlenmesi
- İşitme kaybının sözel iletişim üzerindeki etkilerinin yanı sıra işitme cihazı kullanımının sözel iletişime katkılarının değerlendirilebilmesi amacıyla yaşa uygun batarya ile işitme cihazlı ve işitme cihazsız konuşma testleri
- Kulak zarı ve orta kulak yapılarının değerlendirilebilmesi amacıyla immitansmetrik değerlendirme
- Yüksek şiddetteki akustik uyarılara yanıt olarak stapedius kaslarının kasılmasıyla fonksiyonel işime kayıplarının ayırt edilebilmesini sağlayabilmek adına akustik refleks ölçümü.
- Kokleada yer alan dış tüy hücre aktivitelerinin değerlendirilerek fonksiyonel işitme kaybı varlığını saptanması ve işitsel nöropatinin

ayırıcı tanısının konulabilmesi amacıyla otoakustik emisyon ölçümü (OAE)

- İşitme siniriyle ilgili bilgi elde etmek ve subjektif yöntemler ile değerlendirilemeyen hastaların objektif olarak değerlendirilebilmesi için işitsel beyin sapı yanıtları (ABR) uygulanmalıdır.

Koklear implant uygulanacak aday değerlendirilirken detaylı bir öykü alınması son derece önemli olup bunun için aşağıdaki sorular sorularak detaylı bilgiler elde edilebilir (Clark, 2003):

- İşitme kaybı ne zaman başladı?
- İşitme kaybı aniden mi yoksa kademeli bir şekilde mi meydana geldi?
- İşitme cihazı kullanmaya ne zaman başlandı?
- Ailede işitme kaybı olan başka kişi veya kişiler var mı?
- Gürültüye maruziyet, travma ya da ototoksik ilaç kullanımı var mı?

1.3.3.3. Konuşma ve Dil Değerlendirmesi

Operasyon öncesinde gerçekleştirilen konuşma ve dil değerlendirilmesi yetişkin bireylerin günlük yaşamda kullandıkları iletişim şeklinin genel olarak değerlendirilmesini içerir. Hastaların alıcı ve ifade edici dili, dudak okuma becerileri ile dinleme becerileri koklear implant başarısı ile objektif beklentilerin belirlenmesinde önemlidir. Değerlendirmeler gözlem yolu ile olabileceği gibi hastanın kendi tanımlamaları ile ya da formal test prosedürleri ile de yapılabilmektedir (Turan ve ark., 2012).

1.3.3.4. Psikolojik Değerlendirme

Psikolojik değerlendirmenin asıl amacı koklear implant uygulanacak olan adayın operasyon öncesinde ve sonrasındaki psikososyal süreçlerine yönelik

fikir elde etmektedir. Muhtemel sorunların değerlendirilip çözüme kavuşturulabilmesi için hasta ve ailesinin takip edilmesi gerekir. Hastanın bilişsel becerlerinin ve kişilik özelliklerinin değerlendirilmesinde bazı psikolojik testlerden faydalanılmaktadır. Hastanın ve ailesinin implantla ilgili bilgileri ve implanttan beklentileri sorgulanmalıdır (Zwolan, 2009).

1.3.3.5. Radyolojik Değerlendirme

Koklear implant operasyonunun planlamasının yapılabilmesi, hangi kulağa uygulanacağına karar verilmesi, iç kulaktaki malformasyonların saptanabilmesi ve sekizinci sinirin görüntülenebilmesi amacıyla operasyon öncesinde yüksek çözünürlükteki bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) kullanılmaktadır (De Foer ve ark., 2010). Radyolojik değerlendirme koklear implantasyon operasyonu açısından kontrendikasyonu olan hastaların belirlenmesi açısından önemlidir (Marsot-Dupuch ve Meyer, 2001).

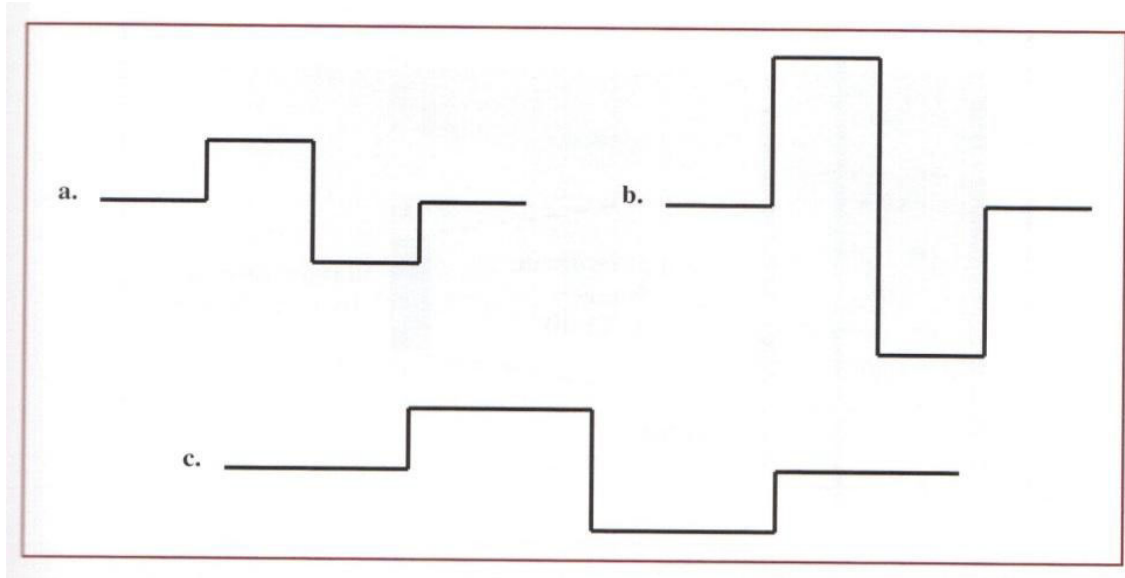
1.4. Koklear İmplantın Programlanması

Koklear implant programlanırken hasta, etiyoloji, kullanılan implant türü, fonksiyonel elektrotların durumu ile iç kulaktaki konumu, iç kulağın morfolojik yapısı, programlamada kullanılan konuşma kodlama stratejileri ve parametre seçimi dikkate alınır.

1.4.1. Kullanılmakta Olan Uyarın Parametreleri

1.4.1.1. Akım Süresi ve Şiddeti

Günümüz modern koklear implantlarında elektriksel uyarımda iki fazlı (bifazik) akım kullanılır. Uyarın şiddetinin artırılması iki şekilde yapılmaktadır. Şekil 10'da görüleceği üzere bunlardan ilki uyarının genliğini artırmak, diğeri de uyarının genişliğini artırmaktır (Wolfe ve Schafer, 2014). Uyarının süresi yahut şiddetindeki artışa bağlı olarak aktive olan spiral ganglion hücre sayısı da artar.

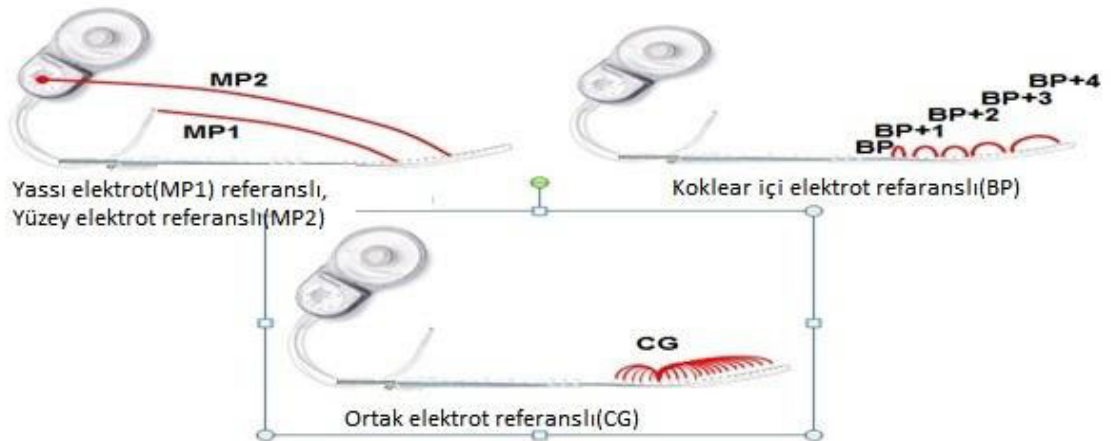


Şekil 6. Uyarının şiddetinin artırılması (Wolfe ve Schafer, 2014)
a) Orijinal sinyal, b) Orijinal sinyaldeki şiddet artışı, c) Orijinal sinyaldeki süre artışı

1.4.1.2. Uyarım Modları

Elektrik devrelerinde akım güç kaynağından çıktıktan sonra direnç bölgelerine gidip sonra yeniden merkezine geri dönmektedir. Benzer şekilde koklear elektriksel uyarım da iç parçada bir akım kaynağı, elektrot ve temas yeriyle geridönüş elektrotunda oluşur. Aktif olan elektrota bitişik durumdaki elektrotun teması koklear sıvının yanı sıra diğer dokularda direnç oluşturmaktadır. Aktif elektrot kokleanın içerisinde olup dışında yer alan elektrot dönüş elektrotudur ve dış koklear elektrot olarak adlandırılmaktadır (Wolfe ve Schafer, 2014).

Esas itibariyle 3 farklı elektriksel uyarım modu bulunmaktadır (Bkz. Şekil 7).



Şekil 7. Uyarım Modları (Arora, 2012)

İç kulaktaki elektrotlardan birisi bipolar uyarımda aktif diğeri de referans olarak kullanılırken monopolar uyarımda ise aktif elektrot iç kulakta yer alan elektrotlardan birisidir. Referans elektrot ise kulak kepçesinin arkasında yer alan mastoid kemiğe yerleştirilmiş olan yassı elektrot (MP2) veya musculus temporalise yerleştirilmiş olan yuvarlak elektrot (MP1) olabilmektedir. Bununla birlikte her ikisi de (MP1 ve MP2) referans elektrot olarak seçilebilir (Arora, 2012).

Bipolar uyarım çok daha fazla odaklanmış uyarı sağlamasına karşın monopolar uyarım ise koklea boyunca tona has sinyale izin vermektedir. Aynı zamanda bipolar uyarımda elektrik akımı çok daha dar bir alanda yayıldığından isten ses algısı da monopolar uyarıma oranla daha yüksek elektriksel uyarı gerektirmektedir. Bu durum da bipolar uyarımda daha çok pil tüketimine yol açar. Aynı zamanda monopolar uyarımda daha geniş elektriksel uyarı söz konusu olduğundan elektriksel uyarı düzeylerinde de kademeli değişiklik ile neticelenir. Bu sebepten ötürü de elektriksel uyarı düzeylerinde ara değerin bulunması monopolar uyarım modunda daha uygundur. Buna karşın bipolar uyarım modunda ise elektriksel uyarı düzeyleri elektrotlar arasında önemli oranda farklılık arz eder ki bu durum da programlamayı yapan kişinin eşik duyma ve rahat duyma düzeylerini her bir elektrot için ayrı ayrı kontrol etmesine yol açacaktır. Bir diğeri uyarım modu olan “common ground uyarım modu”

tanısal amaçla kullanılan bir mod olup elektrot impedans testi sırasında kısa devrelerin tespitinde en duyarlı moddur (Wolfe ve Schafer, 2014).

1.4.2. Konuşma Kodlama Stratejileri

Frekans, şiddet ve zamansal ipuçlarından meydana gelen ses sinyalinin önemli özelliklerini elektrik kodlarına dönüştürmede kullanılan algoritmalar olup bunlar anlamlı olarak işitme sinirine sunulmaktadır. Konuşma kodlama stratejileri uyarım hızı, elektrot sayısı, uyarım sırası gibi durumlara göre farklılaşmaktadır. Stratejiler uyarım zamanı bakımından eş zamanlı olan ve olmayan olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Eş zamanlı stratejiler işitsel bilginin tüm elektrotlar üzerinden aynı anda gönderilmesini ifade etmekte iken eş zamanlı olmayan stratejiler ise sesin belirli elektrotlar üzerinde belli bir sırada gönderilmesini ifade eder (Somek vd., 2006; Riss ve ark., 2008).

1.4.3. Sübjektif Duyma Düzeylerinin Saptanması

Sübjektif duyma düzeyleri eşik duyma düzeyi (T) ve rahat duyma düzeyi (C) şeklindedir. Yetişkin bireylerde çoğunlukla sözel geri bildirimler kullanılmaktadır. Rahat duyma düzeyinin belirlenmesi ve rahatsız edici ses düzeyleri açısından ölçeklendirilmiş şiddet algısı skalaları da kullanılabilir. Çocuklarda davranışsal duyma düzeylerini belirlemede kullanılmakta olan yöntemler yaş, dinleme deneyimi ve bilişsel yeteneklere göre farklılık az eder (Saunders ve ark., 2002).

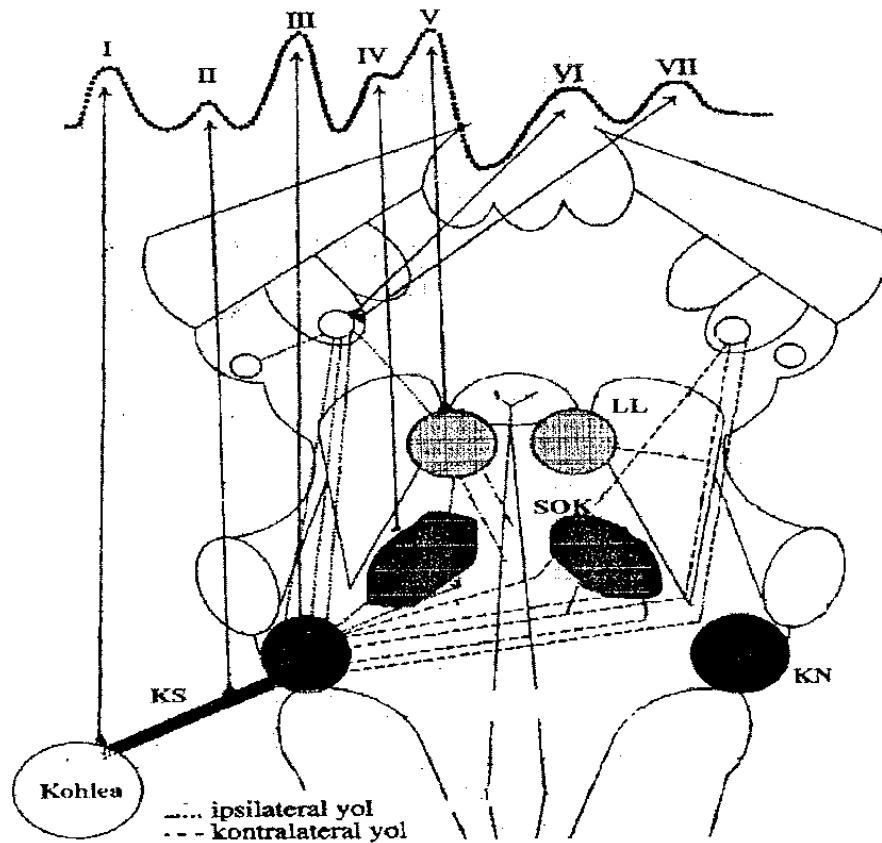
1.4.4. Objektif Testler

Davranışsal yanıt alınmayan bebek ve çocuklarda, çoklu özre sahip olan bireylerde objektif yöntemler kullanılmaktadır. Elektrofizyolojik testlerde en fazla kullanılmakta olan yöntemler “stapes refleksi testi” ve “işitsel potansiyellerin kaydı”dır (Stephan ve Welzl-Muller, 2000).

Stapes refleksi testinde işitsel sinirile elektriksel uyarımına karşı meydana gelen stapes refleksi işitsel sinirin fonksiyonelliğiyle ilgili bilgiler vermekte iken

işitsel potansiyellerin kaydı yöntemi ise işitme sisteminde önemli bölgelerinin ayrı ayrı incelenmesini sağlar.

Elektriksel Uyarılmış İşitsel Beyin Sapı Yanıtı (eABR) işitsel sinirin beyin sapına kadarki senkonize aktivitesi olup uygulamada güçlükler, zaman açısından dezavantajlı olması klinikte çok fazla kullanılmamalarına neden olmaktadır (Karamert ve ark., 2015).

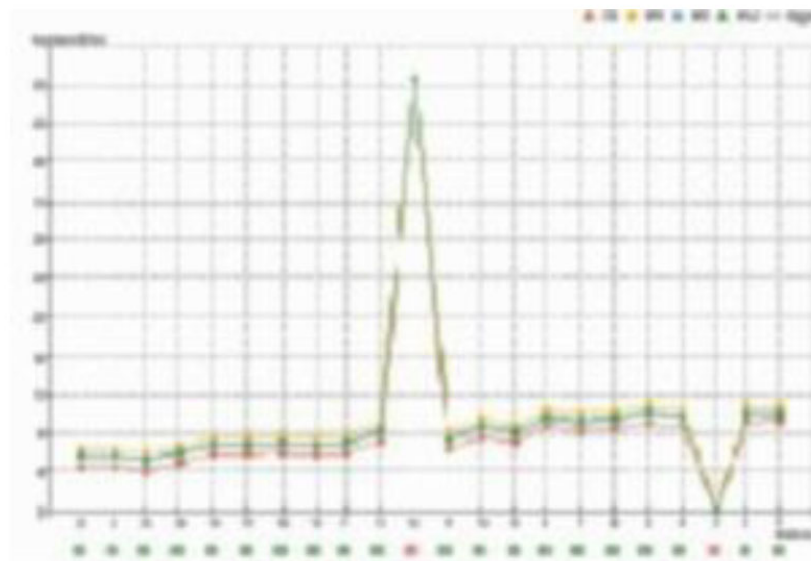
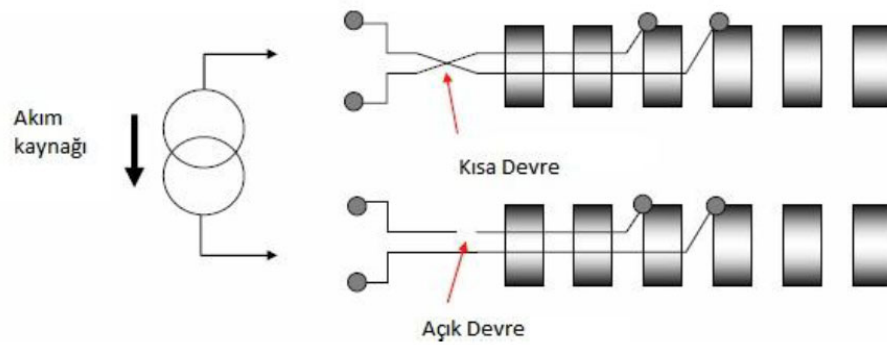


Şekil 8. Elektriksel Uyarımlı İşitsel Potansiyeller (Sauvaget ve ark., 2002)

1.4.5. İmpedans Testi

Gönderilmekte olan akıma karşın elektrot ve kokleanın biyolojik dokusunun meydana getirmiş olduğu total direncin ölçümünü sağlayan bir testtir. $R = V/I$ şeklinde formülize edilmektedir. Birimi Ohm'dur (Leone ve ark., 2017).

CG, MP1,2 ve MP 1+2 şeklinde dört uyarım modunda elektrot empedans testi yapılmakta olup bunlardan CG testi koklear elektrotların kısa devre olup olmadığını, açık devre ya da dış koklear elektrotlardaki yüksek empedans durumunun ölçümünde kullanılmaktadır. MP 1 ve MP 2 testleri yuvarlak yahut yüzey elektrotunun yüksek empedans ya da açık devre olup olmadığının kontrolünde kullanılmaktadır (De Ceulaer ve ark., 2003).



Şekil 9. Kısa Devre Açık Devre (Şenli ve ark., 2020)

Koklear implantlı bireylerin objektif bir şekilde elde edilmesini sağlayan impedans ve NRT telemetrisi 1992'de klinik araçlar olarak Cochlear Firması tarafından geliştirilmiştir (Lai ve ark., 2002).

2001 yılında Nucleus 24 kullanıcıları üzerinde gerçekleştirilen iki yıl süreli çalışma sonucunda yetişkinlerin impedansında 2 ay üzerinde anlamlı bir değişiklik olmadığı, çocuklarda da 6-8 aydan sonra impedans değerlerinde anlamlı bir artış olmadığı saptanmıştır. Hem yetişkin hem de çocuklarda ise amaliyet sonrası ilk ölçümler önemli düzeyde yüksek elde edilmektedir. Bu durum da elektrotların çevresinde meydana gelen fibrosis ve kemik büyümesiyle açıklanmaktadır (Clark ve ark.,1995). Elektrotların ilk programlama ayarında uyarılmaları sonucunda hidrojenli bileşim eşit olmayan ve pürüzlü olarak yüzeye gidip yayılarak impedansın düşmesine neden olur (Brummer ve Turner,1977). Çocuklarda bütün elektrotlarda çok daha yüksek bir impedans değeri görülmekte olup bu durum yetişkin bireylerde kemik dokunun büyümesi, kokleanın bazalıyla sınırlı kalmasıyla açıklanmakta iken çocuklarda ise tüm elektrot boyunca olması ile açıklanmaktadır (Hughes vd., 2001).

2. BÖLÜM

MATERYAL VE YÖNTEM

2.1. ARAŞTIRMANIN TÜRÜ

Araştırmamız nicel bir araştırma olup, ilişkisel betimsel tarama modeli uygulandı. Bu çalışma retrospektif kohort çalışmasıdır. Sebep-sonuç ilişkisinin sonuçtan nedene doğru incelenmesi amacıyla yapılmıştır. Veriler hasta dosyaları taranarak elde edilmiştir.

2.2. KATILIMCILAR

Bu araştırmaya Gaziantep Dr. Ersin Arslan Eğitim ve Araştırma Hastanesi bünyesinde Cochlear marka implant ameliyatı olan ve Cochlear tıbbi cihazlar bayisi olan Gaziantep İşitme Merkezi'nde takip edilen 40 koklear implantlı çocuk ve yetişkin hasta dahil edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen hastalardan 3'ü bilateral, diğerleri tek taraflı koklear implant operasyonu geçirmiştir. Çalışma öncesinde Kapadokya Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulu'ndan onay alınmıştır (Ek 2).

2.3. VERİ TOPLAMA

Koklear implant operasyonu geçiren bireylerden operasyon esnasında ve operasyon sonrasında ölçümler yapılarak impedans değerleri belirlenmiştir. Ayrıca katılımcıların demografik özelliklerini belirlemek için de veri kayıt formu formu kullanıldı (Ek 3).

2.4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Katılımcılara uygulanan anketler SPSS 21.0 programına aktarılarak analiz edilmiştir. Katılımcıların sosyodemografik özelliklerine ilişkin bulgular yüzde,

ortalama ve standart sapma olarak verildi. Verilerin normal dağılıma uyup uymadığı Shapiro-Wilk testi ile analiz edilmiş olup normal dağılıma sahip olmayan iki parametrelili değişkenlere yönelik karşılaştırmalar Mann Whitney U test ile yapılmıştır. İki den fazla parametreye sahip olup normal dağılıma uymayan değişkenlere ilişkin karşılaştırmalar Kruskal Wallis-H testi ile yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar için anlamlılık düzeyi <0.05 olarak kabul edilmiştir.

3. BÖLÜM

BULGULAR

3.1. DEMOGRAFİK ÖZELLİKLERE İLİŞKİN BULGULAR

Tablo 1. Araştırma grubunun yaş ortalaması

	N	Min.	Maks.	Ort.	Ss (±)
Yaş (Yıl)	40	1,25	35,25	6.16	7.07

Çalışmaya dahil edilen koklear implantlı bireylerin yaşları 1.25-35.25 yıl arasında olup yaş ortalaması 6.16 ± 7.07 yıl idi (Bkz. Tablo 1).

Tablo 2. Katılımcıların cinsiyete göre dağılımı

		N	%
Cinsiyet	Kadın	17	42.5
	Erkek	23	57.5
	Toplam	40	100,0

Çalışmaya dahil edilen koklear implantlı bireylerden 23'ü (%57.5) erkek, 17'si (%42.5) ise kadındı (Tablo 2).

Tablo 3. Katılımcıların koklear implantın olduğu tarafa göre dağılımı

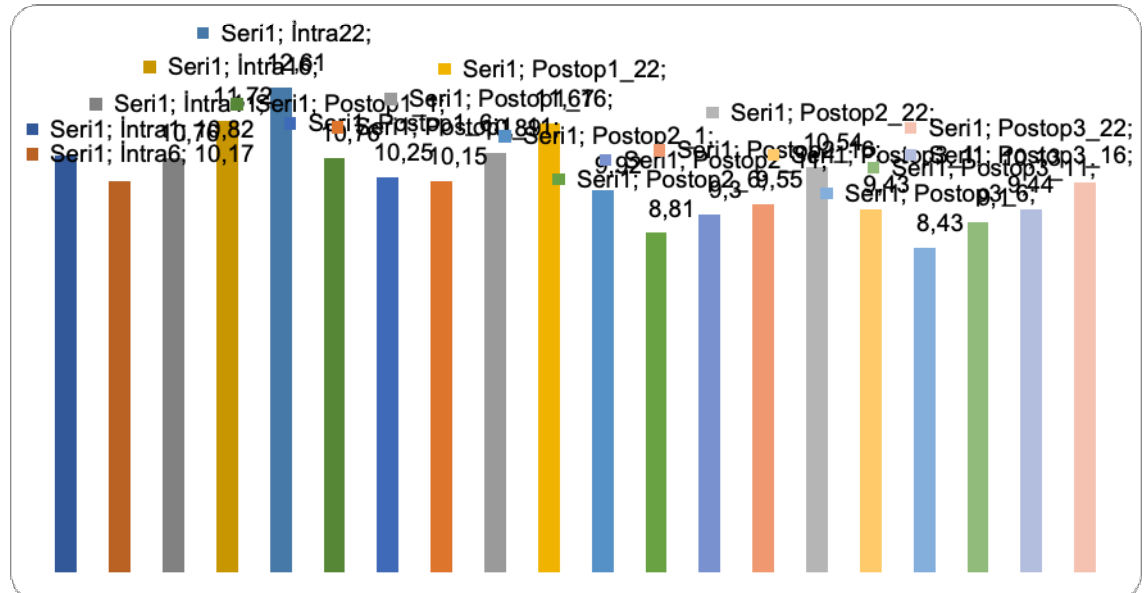
		N	%
Koklear İmplant Tarafı	Sağ	24	60.0
	Sol	16	40.0
	Toplam	40	100,0

Katılımcılardan 24'ünde (%60) koklear implant sağ kulağa, 16'sında (%40) ise sol kulağa uygulanmıştır (Bkz. Tablo 3).

3.2. İMPEDANS DEĞERLERİNE İLİŞKİN BULGULAR

Tablo 4. Operasyon esnasında ve operasyon sonrasındaki impedans değerleri

	N	Min.	Maks.	Ortalama	Ss (±)
Intra1	40	5,25	18,88	10,82	3,13
Intra6	40	3,29	16,74	10,17	3,17
Intra11	40	4,56	17,67	10,76	3,39
Intra16	40	4,62	17,95	11,72	3,52
Intra22	40	4,67	19,44	12,61	3,92
Postop1_1	40	1,09	19,23	10,76	4,07
Postop1_6	40	3,35	17,96	10,25	3,92
Postop1_11	40	4,45	19,05	10,15	3,76
Postop1_16	40	4,06	22,75	10,89	3,81
Postop1_22	40	4,49	23,70	11,67	3,93
Postop2_1	40	4,30	19,51	9,92	3,35
Postop2_6	40	3,79	17,96	8,81	2,87
Postop2_11	40	4,66	18,61	9,30	2,92
Postop2_16	40	4,33	16,62	9,55	2,79
Postop2_22	40	4,90	17,67	10,54	2,89
Postop3_1	40	3,81	15,25	9,43	2,66
Postop3_6	40	3,85	18,23	8,43	2,78
Postop3_11	40	4,54	15,99	9,10	2,88
Postop3_16	40	4,45	15,39	9,44	2,89
Postop3_22	40	4,40	16,80	10,13	3,11



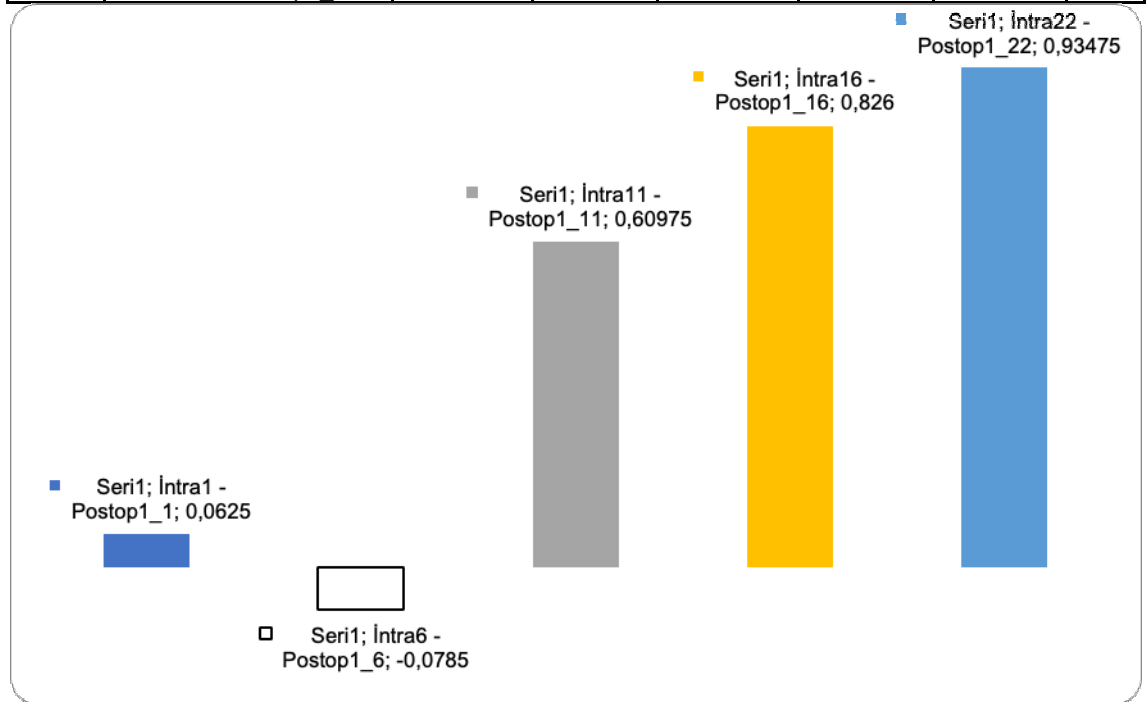
Şekil 10. Operasyon esnasında ve operasyon sonrasındaki impedans değerleri

Çalışmamızda operasyon esnasında ve operasyon sonrasında ölçümler gerçekleştirilmiş olup bu ölçümlerden elde edilen değerler Tablo 4'te

sunulmuştur. Tablodan da görüleceği üzere operasyon esnasında ölçülen impedans değerleri operasyon sonrası ölçümlere göre daha yüksektir.

Tablo 5. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası ilk ölçümlerdeki impedans değerlerinin karşılaştırılması

		Eşleştirilmiş Farklılıklar					p
		Ortalama	Ss (\pm)	Std. Hata	%95 CI		
					Alt Limit	Üst Limit	
Pair 1	İntra1 - Postop1_1	,06250	4,35816	,68909	-1,33131	1,45631	,928
Pair 2	İntra6 - Postop1_6	-,07850	3,56803	,56416	-1,21961	1,06261	,890
Pair 3	İntra11 - Postop1_11	,60975	3,43249	,54272	-,48801	1,70751	,268
Pair 4	İntra16 - Postop1_16	,82600	3,32159	,52519	-,23630	1,88830	,124
Pair 5	İntra22 - Postop1_22	,93475	3,25912	,51531	-,10757	1,97707	,077

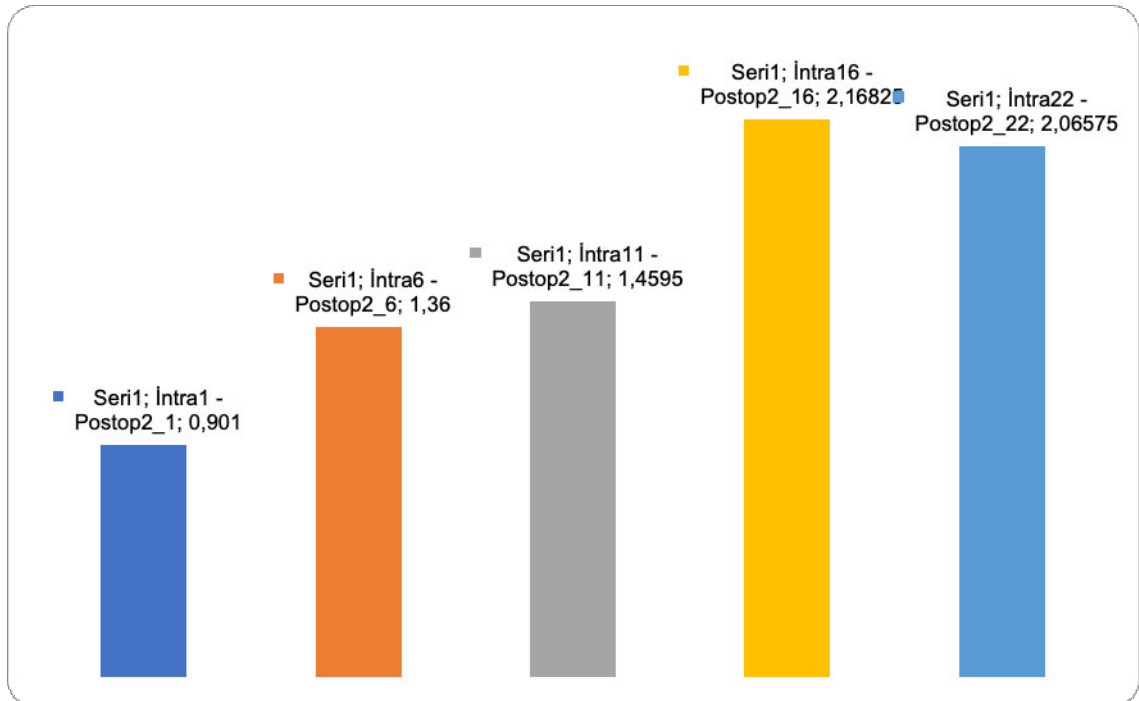


Şekil 11. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası ilk ölçümlerdeki impedans değerleri

Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası ilk ölçüm impedans değerleri açısından fark olup olmadığının belirlenmesi amacıyla yapılan eşleşmiş örneklem t testi neticesinde ameliyat esnasındaki ve sonrasındaki ilk ölçülen impedans değerlerinde anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p>0.05$) (Tablo 5).

Tablo 6. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası ikinci ölçümlerdeki impedans değerlerinin karşılaştırılması

		Eşleştirilmiş Farklılıklar					p
		Ortalama	Ss (±)	Std. Hata	%95 CI		
					Alt Limit	Üst Limit	
Pair 1	İntra1 - Postop2_1	,90100	3,98688	,63038	-,37407	2,17607	,161
Pair 2	İntra6 - Postop2_6	1,36000	3,52285	,55701	,23334	2,48666	,019
Pair 3	İntra11 - Postop2_11	1,45950	3,60258	,56962	,30734	2,61166	,014
Pair 4	İntra16 - Postop2_16	2,16825	3,45652	,54652	1,06280	3,27370	,000
Pair 5	İntra22 - Postop2_22	2,06575	3,91323	,61874	,81424	3,31726	,002



Şekil 12. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası ikinci ölçümlerdeki impedans değerleri

Ameliyat esnasında ölçülen impedans değerleri ile ameliyattan sonraki ikinci ölçülen impedans değerleri arasında farklılık olup olmadığını tespit etmek için yapılan eşleşmiş örneklem t testi sonucunda ameliyattan sonraki ikinci ölçümlerde 6., 11., 16. ve 22. elektrotlarda ölçülen impedans değerlerinin ameliyat esnasında 6., 11., 16. ve 22. elektrotlarda ölçülen impedans değerine göre anlamlı şekilde düşük olduğu görüldü (Tablo 6).

Tablo 7. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası üçüncü ölçümlerdeki impedans değerlerinin karşılaştırılması

		Eşleştirilmiş Farklılıklar					p
		Ortalama	Ss (±)	Std. Hata	%95 CI		
					Alt Limit	Üst Limit	
Pair 1	İntra1 - Postop3_1	1,39325	3,34348	,52865	,32395	2,46255	,012
Pair 2	İntra6 - Postop3_6	1,74500	3,38019	,53445	,66396	2,82604	,002
Pair 3	İntra11 - Postop3_11	1,66625	3,63318	,57446	,50430	2,82820	,006
Pair 4	İntra16 - Postop3_16	2,27625	3,51583	,55590	1,15183	3,40067	,000
Pair 5	İntra22 - Postop3_22	2,48150	4,28024	,67677	1,11261	3,85039	,001

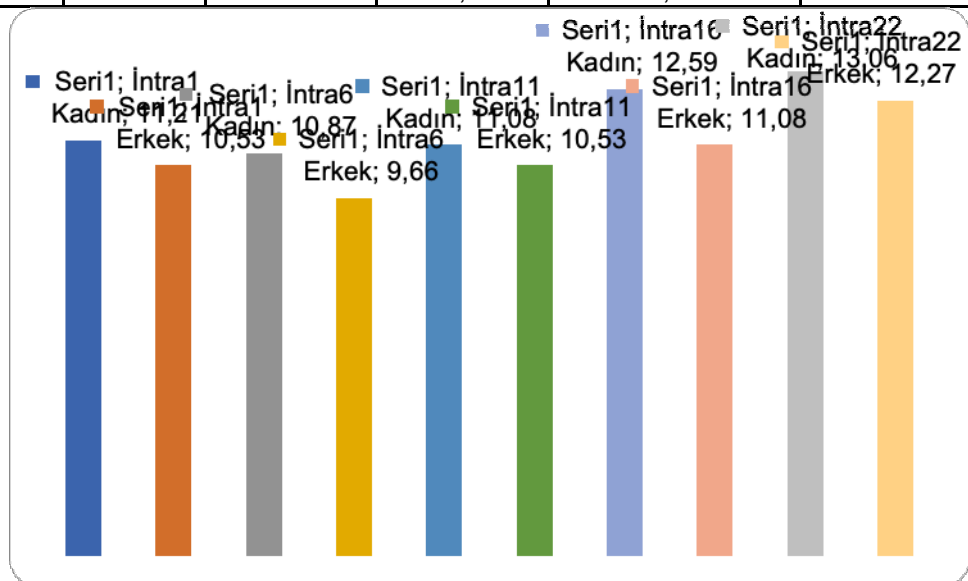


Şekil 13. Ameliyat esnasında ve ameliyat sonrası üçüncü ölçümlerdeki impedans değerleri

Ameliyat esnasında ölçülen impedans değerleri ile ameliyattan sonraki ikinci ölçülen impedans değerleri arasında farklılık olup olmadığını tespit etmek için yapılan eşleşmiş örneklem t testi sonucunda ameliyattan sonraki üçüncü ölçümlerde 1., 6., 11., 16. ve 22. elektrotlarda ölçülen impedans değerlerinin ameliyat esnasında 1., 6., 11., 16. ve 22. elektrotlarda ölçülen impedans değerine göre anlamlı şekilde düşük olduğu görüldü (Tablo 7).

Tablo 8. Ameliyat esnasında ölçülen impedans değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması

	Cinsiyet	N	Ortalama	Ss (±)	p
İntra1	Kadın	17	11,21	3,61	.520
	Erkek	23	10,53	2,77	
İntra6	Kadın	17	10,87	3,35	.331
	Erkek	23	9,66	3,00	
İntra11	Kadın	17	11,08	3,89	.613
	Erkek	23	10,53	3,03	
İntra16	Kadın	17	12,59	3,73	.129
	Erkek	23	11,08	3,29	
İntra22	Kadın	17	13,06	4,37	.367
	Erkek	23	12,27	3,62	

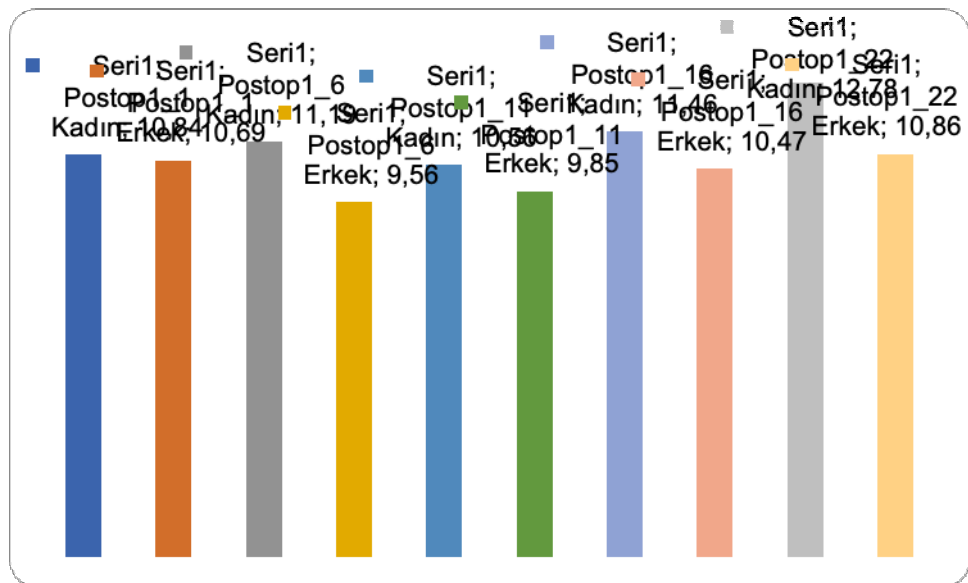


Şekil 14. Cinsiyete göre ameliyat esnasındaki impedans değerleri

Hastaların cinsiyetine göre ameliyat esnasında ölçülen impedans değerlerinde farklılaşma olup olmadığını belirlemek için yapılan Mann Whitney U test neticesinde cinsiyete göre ameliyat esnasındaki impedans değerlerinde anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p > 0.05$) (Bkz. Tablo 8).

Tablo 9. Ameliyattan sonraki ilk ölçülen impedans değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması

	Cinsiyet	N	Ortalama	Ss (±)	p
Postop1_1	Kadın	17	10,84	4,98	.910
	Erkek	23	10,69	3,37	
Postop1_6	Kadın	17	11,19	4,53	.200
	Erkek	23	9,56	3,34	
Postop1_11	Kadın	17	10,56	4,20	.567
	Erkek	23	9,85	3,47	
Postop1_16	Kadın	17	11,46	4,30	.423
	Erkek	23	10,47	3,44	
Postop1_22	Kadın	17	12,78	4,43	.129
	Erkek	23	10,86	3,39	

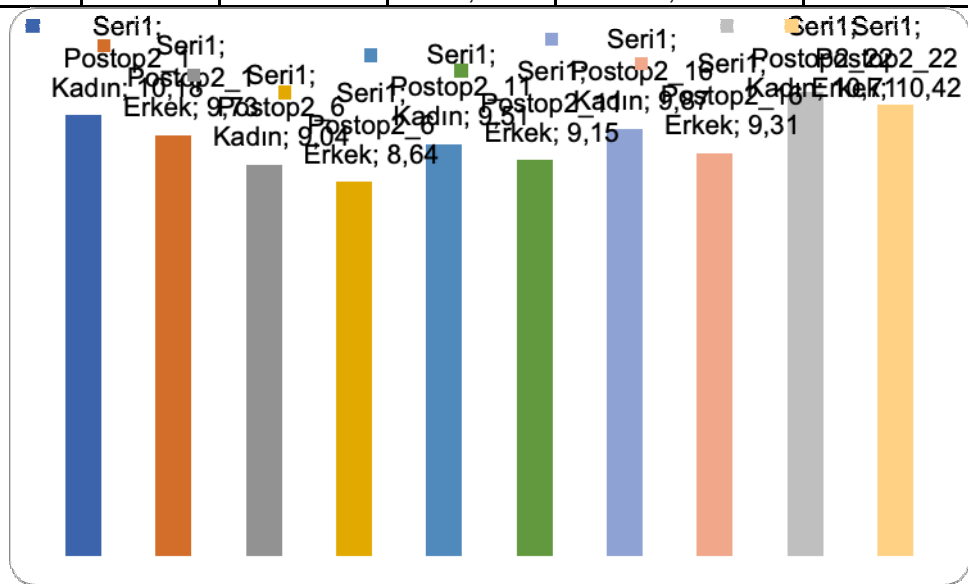


Şekil 15. Cinsiyete göre ameliyattan sonraki ilk impedans değerleri

Hastaların cinsiyetine göre ameliyattan sonraki ilk ölçülen impedans değerlerinde farklılaşma olup olmadığını belirlemek için yapılan Mann Whitney U test neticesinde cinsiyete göre ameliyattan sonraki ilk ölçülen impedans değerlerinde anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p > 0.05$) (Bkz. Tablo 9).

Tablo 10. Ameliyattan sonraki ikinci ölçülen impedans değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması

	Cinsiyet	N	Ortalama	Ss (±)	p
Postop2_1	Kadın	17	10,18	3,93	.680
	Erkek	23	9,73	2,92	
Postop2_6	Kadın	17	9,04	2,91	.670
	Erkek	23	8,64	2,90	
Postop2_11	Kadın	17	9,51	3,16	.705
	Erkek	23	9,15	2,80	
Postop2_16	Kadın	17	9,87	2,91	.539
	Erkek	23	9,31	2,73	
Postop2_22	Kadın	17	10,71	2,85	.758
	Erkek	23	10,42	2,97	



Şekil 16. Cinsiyete göre ameliyattan sonraki ikinci impedans değerleri

Hastaların cinsiyetine göre ameliyattan sonraki ikinci ölçülen impedans değerlerinde farklılaşma olup olmadığını belirlemek için yapılan Mann Whitney U test neticesinde cinsiyete göre ameliyattan sonraki ikinci ölçülen impedans değerlerinde anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p > 0.05$) (Bkz. Tablo 10).

Tablo 11. Ameliyattan sonraki üçüncü ölçülen impedans değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması

	Cinsiyet	N	Ortalama	Ss (±)	p
Postop3_1	Kadın	17	9,52	2,97	.845
	Erkek	23	9,35	2,48	
Postop3_6	Kadın	17	8,28	1,77	.780
	Erkek	23	8,54	3,38	
Postop3_11	Kadın	17	8,78	2,05	.559
	Erkek	23	9,33	3,39	
Postop3_16	Kadın	17	9,21	2,88	.671
	Erkek	23	9,61	2,94	
Postop3_22	Kadın	17	9,98	3,01	.796
	Erkek	23	10,24	3,25	

Hastaların cinsiyetine göre ameliyattan sonraki üçüncü ölçülen impedans değerlerinde farklılaşma olup olmadığını belirlemek için yapılan Mann Whitney U test neticesinde cinsiyete göre ameliyattan sonraki üçüncü ölçülen impedans değerlerinde anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p>0.05$) (Bkz. Tablo 11).

Tablo 12. Yaş ile ameliyat esnasındaki impedans değerleri arasındaki ilişki

		Intra1	Intra6	Intra11	Intra16	Intra22
Yaş	r	,025	,138	-,004	-,023	-,189
	p	,877	,395	,982	,890	,242
	N	40	40	40	40	40

Yaş ile ameliyat esnasındaki impedans değerleri arasında ilişki olup olmadığını belirlemek için yapılan Pearson's korelasyon analizi sonucunda anlamlı ilişki saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 12).

Tablo 13. Yaş ile ameliyattan sonra ölçülen ilk impedans değerleri arasındaki ilişki

		Postop1_1	Postop1_6	Postop1_11	Postop1_16	Postop1_22
Yaş	r	,015	-,032	-,091	-,216	-,189
	p	,926	,845	,577	,180	,242
	N	40	40	40	40	40

Yaş ile ameliyat sonrası ilk ölçülen impedans değerleri arasında ilişki olup olmadığını belirlemek için yapılan Pearson's korelasyon analizi sonucunda anlamlı ilişki saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 13).

Tablo 14. Yaş ile ameliyattan sonra ölçülen ikinci impedans değerleri arasındaki ilişki

		Postop2_1	Postop2_6	Postop2_11	Postop2_16	Postop2_22
Yaş	r	,313*	,203	,012	-,133	-,189
	p	,049	,209	,940	,413	,242
	N	40	40	40	40	40

Yaş ile ameliyat sonrası ikinci ölçülen impedans değerleri arasında ilişki olup olmadığını belirlemek için yapılan Pearson's korelasyon analizi sonucunda yaş ile ameliyattan sonraki ikinci ölçümde 1. elektrotta ölçülen impedans değeri arasında pozitif yönlü, zayıf düzeyde ilişki saptandı ($p < 0.05$) (Tablo 14).

Tablo 15. Yaş ile ameliyattan sonra ölçülen üçüncü impedans değerleri arasındaki ilişki

		Postop3_1	Postop3_6	Postop3_11	Postop3_16	Postop3_22
Yaş	r	,081	,088	-,021	-,226	-,220
	p	,619	,591	,898	,161	,173
	N	40	40	40	40	40

Yaş ile ameliyat sonrası üçüncü ölçülen impedans değerleri arasında ilişki olup olmadığını belirlemek için yapılan Pearson's korelasyon analizi sonucunda yaş ile ameliyattan sonraki üçüncü ölçüm impedans değerleri arasında anlamlı ilişki saptanmadı ($p > 0.05$) (Tablo 15).

TARTIŞMA VE SONUÇ

Koklear implantta elektriksel uyarım, kokleanın anatomik yapısı, implant elektrodunun pozisyonu ve uyarı parametrelerine bağlı olarak değişkenlik gösterir. Bu değişimleri takip edebilmek için ameliyat esnasında ve her fitting öncesinde impedans ölçümü yapılması gerekmektedir. Bu ölçümlerin sonucunda impedansta meydana gelen değişimler değerlendirilerek yaşa ve cinsiyete bağlı olarak karşılaştırılması amaçlanmıştır. Yaptığımız çalışma neticesinde operasyon esnasında ölçülen impedans değerlerinin operasyondan sonraki değerlerden anlamlı şekilde yüksek olduğu görülmüştür. Bu sonuç literatür ile uyumludur. İşitme kayıplarının tedavisinde kullanılan yöntemlerden birisi olan koklear implant ilk implante edildiği zaman elektrot impedansları çoğunlukla düşük olmaktadır. Bu değer elektrot ped ve yüzey alanından, koklear özelliklerden yahut elektrot konumundan etkilenmektedir. İmplanttan sonraki birkaç haftalık süreçte bir dizi protein salınımı ve deri büyümesi olur ki bu da implantın ilk açıldığı zaman impedansın en üst düzeyde olmasına neden olur (Wolfe ve Schafer, 2014). Petrov ve Shchukina (2011) ameliyat sırasındaki elektrot empedanslarının ilk fitting sonrasına oranla anlamlı olarak düşük olduğunu, hatta ameliyat sırası impedansların ameliyat sonrası dönemdeki empedans değerlerine göre düşük olduğunu, bunun bizim çalışmamıza göre zıt bir açıklama olduğu, fakat bu ters durumun; araştırılan hasta yaşlarının yetişkin olmasına, dolayısıyla fibröz doku oluşum süresi ve kemik gelişiminin tamamlanmış olmasına bunun yanı sıra hastaya verilen uyarım modunda kullanılan akım seviyesine, akım genişliğine, uyarım moduna ve süresi gibi program parametrelerine bağlı olabileceği düşünülerek, ölçülen impedans değerleri farklı çıkabilmektedir. Zadrožniak ve ark (2011) ve Petrov ve Shchukina (2011) tarafından yapılan çalışmalar da bu çalışmayla elde edilen bulguları destekler biçimdedir.

Çalışmamız sonucunda ameliyattan sonraki ikinci ölçümlerde 6., 11., 16. ve 22. elektrotlarda ölçülen impedans değerlerinin ameliyat esnasında 6., 11., 16. ve 22. elektrotlarda ölçülen impedans değerine göre anlamlı şekilde düşük olduğu görülmüştür. İmpedans değerlerinin zamana bağlı değişimi

üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde çalışmamızla paralel sonuçların elde edildiği görülmektedir. Xi ve ark (2003) elektrotlardaki değişimin ilk 2-4 ay içerisinde olduğunu, Michelle ve ark (2001) elektrotların 6-8. aylar arasında stabil hale geldiğini belirtmektedir. Zadrožniak ve ark (2011) ilk fitting sırasında artan empedans değerlerinin elektrotun etrafındaki fibröz doku tabakasının, protein eksudasyonu ve inflamatuvar değişimi desteklediğini, bu gibi değişimlerin koklear implantasyon sonrasında olabileceğini ve ilk fittingden sonra empedans değerlerinin azaldığını ve stabil kaldığını; bunu da elektriksel uyarımın kokleada yaptığı ters etki ile açıklamıştır. Xi ve ark (2003) ve Zadrožniak ve ark (2011) elektrotlardaki değişimin ilk 2-6 ay içerisinde olduğunu, Michelle ve ark (2001) elektrotların 6-8. aylar arasında stabil hale geldiğini belirtmektedir. Michell ve arkadaşlarının (2001) çalışması çocuk yaş aralığını kapsadığından bireyin fibröz doku oluşumu ve kemik yapının yeterince gelişmemiş olduğundan bu aşamalardan sonra impedans değerleri de özellikle 2. ölçümden sonra anlamlı bir düşüş olduğu görüldü.

Yaş ile ameliyat sonrası ikinci ölçülen impedans değerleri arasında ilişki olup olmadığını belirlemek için yapılan Pearson's korelasyon analizi sonucunda yaş ile ameliyattan sonraki ikinci ölçümden 1. elektrotta ölçülen impedans değeri arasında pozitif yönlü, zayıf düzeyde ilişki saptandı. Çalışmamızdan elde edilen sonuçla paralellik arz edecek şekilde Duerenberg ve ark (1990) tarafından çocuklar ve genç yetişkinler üzerinde gerçekleştirilen çalışmada yaş ile ameliyattan sonraki impedans değerleri arasında pozitif yönlü ilişki bildirilmiştir.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar dikkate alındığında elektriksel uyaran parametreleri yayınlardaki impedans değerinin zamanla yükselebileceği ve düşebileceğini açıklamaktadır. Teknolojinin de gelişmesiyle, hem çocuk hem yetişkin bireylerde impedans değişim araştırma çalışmaları, daha detaylı araştırılıp tıp alanında yeni gelişimlere kapı aralanması, bunun için de implantın daha gelişmiş modelleri olan modiolusu tam saran ve daha çok spiral ganglion hücrelerini uyaran modellerle ilgili çalışma yapılması gerekmektedir.

KAYNAKÇA

- Akyıldız, N. (2002). *Kulak Hastalıkları ve Mikrocerrahisi*. Cilt II. Ankara: Bilimsel Tıp Yayınevi
- American Speech-Language-Hearing Association (2015). Type, Degree, and Configuration of Hearing Loss. *Asha*, 2. Erişim adresi: <https://doi.org/7976-16>
- Arora K. Cochlear Implant Stimulation Rates and Speech Perception [Internet]. Modern Speech Recognition Approaches with Case Studies. InTech; 2012. Available from: <http://dx.doi.org/10.5772/49992>
- Aslan, A. (2004). Belgin E. *Kulak anatomisi ve işitme fizyolojisi*. Koç C, editör. *Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş-Boyun Cerrahisinde*. Ankara: Güneş Tıp Kitapevi, 45-71.
- Belgin, E. (2004). İşitme Fizyolojisi. Çalışma Yaşamında Gürültü ve İşitmenin Korunması.
- Brummer, S. B., & Turner, M. J. (1977). Electrical stimulation with Pt electrodes: II-estimation of maximum surface redox (theoretical non-gassing) limits. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (5), 440-443.
- Buño Jr, W. (1978). Auditory nerve fiber activity influenced by contralateral ear sound stimulation. *Experimental neurology*, 59(1), 62-74
- Chen, J. K., Chuang, A. Y., Sprinzl, G. M., Tung, T. H., & Li, L. P. (2013). Impedance and electrically evoked compound action potential (ECAP) drop within 24 hours after cochlear implantation. *PloS one*, 8(8), e71929.
- Chittka L, & Brockmann A. (2005). Perception space—the final frontier. *PLoS biology*, 3(4), e137.
- Clark, G. (Ed.). (2003). *Cochlear implants: fundamentals and applications*. New York, NY: Springer New York.
- Clark, G. M., Shute, S. A., Shepherd, R. K., & Carter, T. D. (1995). Cochlear implantation: osteoneogenesis, electrode-tissue impedance, and residual hearing. *Scientific publications*, vol. 8, 1994-1995, no. 720
- Cooper, H., & Craddock, L. (2006). *Cochlear implants: a practical guide*. John Wiley & Sons.
- Çiprut, A., & Akdaş, F. (2014). Taramada kullanılan yöntemler, taramaya hazırlık, etkileyen faktörler. *Yenidoğan işitme taraması eğitim kitabı*, 38-50.

- Dauman, R. (2013). Bone conduction: an explanation for this phenomenon comprising complex mechanisms. *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases*, 130(4), 209-213
- De Ceulaer, G., Johnson, S., Yperman, M., Daemers, K., Offeciers, F. E., O'Donoghue, G. M., & Govaerts, P. J. (2003). Long-term evaluation of the effect of intracochlear steroid deposition on electrode impedance in cochlear implant patients. *Otology & neurotology*, 24(5), 769-774
- De Foer, B., Vercruysse, J. P., Bernaerts, A., Meersschaert, J., Kenis, C., Pouillon, M., ... & Casselman, J. W. (2010). Middle ear cholesteatoma: non-echo-planar diffusion-weighted MR imaging versus delayed gadolinium-enhanced T1-weighted MR imaging—value in detection. *Radiology*, 255(3), 866-872.
- Deliveli K. (2020). İşitme engelli öğrencilere sunulan eğitim hizmetlerinin değerlendirilmesine ilişkin nitel bir araştırma. *SDU International Journal of Educational Studies*, 7(1), 26-44.
- Deurenberg, P., Kusters, C. S., & Smit, H. E. (1990). Assessment of body composition by bioelectrical impedance in children and young adults is strongly age-dependent. *European Journal of Clinical Nutrition*, 44(4), 261-268.
- Fu, Q. J., Galvin, J., Wang, X., & Nogaki, G. (2004). Effects of auditory training on adult cochlear implant patients: a preliminary report. *Cochlear Implants International*, 5(sup1), 84-90.
- Hızal, E. (2010). İşitsel Sinir Sisteminin Fonksiyonel Anatomisi. Odyolojinin Temelleri. Titreşimden Seslere içinde Çeviri Editörü İ. Yılmaz, San Diego
- Kenar F, & Ayçiçe A. (2015). Endüstriyel Odyoloji ve Gürültüye Bağlı İşitme Kayıpları. *Türkiye Klinikleri, Kulak Burun Boğaz-Özel Konular*, 8(2), 132-6.
- Kim, D. O. (1985). Functional roles of the inner and outer-hair-cell subsystems in the cochlea and brainstem. *Hearing science*, 241-262
- Karamert, R., Tutar, H., & Göksu, N. (2015). Akustik Beyin Sapı İmplantı. *Türkiye Klinikleri J ENT*, 8(2).
- Lai, W. K., Müller-Deile, J., Dillier, N., Almqvist, B., Stecker, M., Frohne, C., & Von Wallenberg, E. (2002). Measurement of the electrically evoked compound action potential via a neural response telemetry system. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 111(5), 407-414.
- Laury, A. M., Casey, S., McKay, S., & Germiller, J. A. (2009). Etiology of unilateral neural hearing loss in children. *International journal of pediatric otorhinolaryngology*, 73(3), 417-427.
- Lee, K.J. (2012). Essential otolaryngology: head and neck surgery. McGraw-Hill

- Leone, C. A., Mosca, F., & Grassia, R. (2017). Temporal changes in impedance of implanted adults for various cochlear segments. *Acta Otorhinolaryngologica Italica*, 37(4), 312
- Lim, R., & Brichta, A. M. (2016). Anatomical and physiological development of the human inner ear. *Hearing research*, 338, 9-21
- Macherey O, & Carlyon RP. (2014). Cochlear implants. *Current Biology*, 24(18), R878-R884.
- Marsot-Dupuch, K., & Meyer, B. (2001). Cochlear implant assessment: imaging issues. *European journal of radiology*, 40(2), 119-132.
- Moller, A.R. (2000), Hearing: its physiology and pathophysiology. Academic Press
- NIDCD (National Institute on Deafness and Other Communication Disorders) (2016). Cochlear Implants, NIH Publication No. 00-4798
- Pickles, J. O. (2015). Auditory pathways: anatomy and physiology. *Handbook of clinical neurology*, 129, 3-25
- Riss, D., Arnoldner, C., Baumgartner, W. D., Kaider, A., & Hamzavi, J. S. (2008). A new fine structure speech coding strategy: speech perception at a reduced number of channels. *Otology & Neurotology*, 29(6), 784-788
- Ryugo, D. K., Rosenbaum, B. T., Kim, P. J., Niparko, J. K., & Saada, A. A. (1998). Single unit recordings in the auditory nerve of congenitally deaf white cats: morphological correlates in the cochlea and cochlear nucleus. *Journal of Comparative Neurology*, 397(4), 532-548.
- Saunders, E., Cohen, L., Aschendorff, A., Shapiro, W., Knight, M., Stecker, M., & Cowan, R. (2002). Threshold, comfortable level and impedance changes as a function of electrode-modiolar distance. *Ear and hearing*, 23(1), 28S-40S
- Sauvaget, E., Péréon, Y., Tich, S. N. T., & Bordure, P. (2002). Electrically evoked auditory potentials: comparison between transtympanic promontory and round-window stimulations. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 32(4), 269-274
- Schilder, A. G., Su, M. P., Blackshaw, H., Lustig, L., Staecker, H., Lenarz, T., ... & Warnecke, A. (2019). Hearing protection, restoration, and regeneration: an overview of emerging therapeutics for inner ear and central hearing disorders. *Otology & Neurotology*, 40(5), 559-570.
- Seikel, J. A., Drumright, D. G., & King, D. W. (2015). *Anatomy & physiology for speech, language, and hearing*. Cengage Learning

- Sennaroğlu L, Sennaroğlu G, Yücel E. (2004). Koklear İmplantasyon. İçinde: Koç C (editör). *Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi*, Ankara, Turgut Yayıncılık.
- Shukla, A., Cudjoe, T. K., Lin, F. R., & Reed, N. S. (2021). Functional hearing loss and social engagement among Medicare beneficiaries. *The Journals of Gerontology: Series B*, 76(1), 195-200.
- Simmons, F. B., Epley, J. M., Lummis, R. C., Guttman, N., Frishkopf, L. S., Harmon, L. D., & Zwicker, E. (1965). Auditory nerve: electrical stimulation in man. *Science*, 148(3666), 104-106.
- Somek, B., Fajt, S., Dembitz, A., Ivković, M., & Ostojić, J. (2006). Coding strategies for cochlear implants. *AUTOMATIKA: časopis za automatiku, mjerenje, elektroniku, računarstvo i komunikacije*, 47(1-2), 69-74
- Stephan, K., & Welzl-Muller, K. (2000). Post-operative stapedius reflex tests with simultaneous loudness scaling in patients supplied with cochlear implants. *Audiology*, 39(1), 13-18
- Stenfelt, S. (2011). Acoustic and physiologic aspects of bone conduction hearing. *Implantable bone conduction hearing aids*, 71, 10-21.
- Stenfelt, S. (2015). Inner ear contribution to bone conduction hearing in the human. *Hearing research*, 329, 41-51
- Şenli, F. D., Topçu, Ö., & Sennaroğlu, G. (2020). Koklear implant kullanan geriatric bireylerde programlama parametrelerinin değerlendirilmesi. *Türk Odyoloji ve İşitme Araştırmaları Dergisi*, 3(1), 8-13.
- Turan, Z., Küçüköncü, D. T., Cankuvvet, N., & Yolal, Y. (2012). Koklear implant ve işitme cihazı kullanan işitme kayıplı çocukların dil ve dinleme becerilerinin değerlendirilmesi. *Gülhane Tıp Dergisi*, 54(2), 142-150
- Velandia S, Martinez D, Goncalves S, Pena S, Bas E, Ein L, Dinh CT. (2020). Effect of age, electrode array, and time on cochlear implant impedances. *Cochlear Implants International*, 1–9.
- Verma, H., & Baliyan, V. (2016). Approach to Hearing Loss. *Clinico Radiological Series: Temporal Bone Imaging*, 265
- Waltzman, S. B., & Cohen, N. L. (1999). Implantation of patients with prelingual long-term deafness. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 108(4_suppl), 84-87.
- Wever, E. G., & Lawrence, M. (2015). Physiological acoustics. In *Physiological Acoustics*. Princeton University Press
- Wever, E. G., Lawrence, M., & Smith, K. R. (1948). The middle ear in sound conduction. *Archives of otolaryngology*, 48(1), 19-35

- Wolfe, J., & Schafer, E. (2014). *Programming cochlear implants*. Plural publishing.
- Yoshioka, T., & Sakakibara, M. (2013). Physical aspects of sensory transduction on seeing, hearing and smelling. *Biophysics*, 9, 183-191
- Zwolan TA. (2009). Cochlear Implants. In: Katz J (ed). *Handbook of Clinical Audiology*, 6th ed. USA, Lippincott Williams&Wilkins.

EK 3. VERİ KAYIT FORMU

BİLGİLENDİRME

Sayın gönüllü;

Bu çalışma koklear implant olmuş bireylerin impedans değerlerindeki değişimin yaşa ve cinsiyete bağlı olup olmadığı araştırılması amacıyla planlanmıştır. Bu çalışmada size herhangi bir temas veya müdahale uygulanmayacaktır, yalnızca size ait, bilgisayardaki veriler kullanılacaktır. Araştırmaya katılımınız isteğe bağlıdır ve istediğiniz zaman, bir cezaya ya da yaptırıma maruz kalmaksızın ve hiçbir hakkınızı kaybetmeksizin, araştırmaya katılmayı reddedebilir veya araştırmadan çekilebilirsiniz. Kimliğinizi ortaya koyacak kayıtlar gizli tutulacaktır; kamuoyuna açıklanamaz; araştırma sonuçlarının yayımlanması halinde bile kimliğiniz gizli kalacaktır.

Araştırma Süresince 24 saat ulaşılabilecek kişi Adı / Soyadı / Telefonu:

GÖNÜLLÜ OLURU

Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama, aşağıda adı belirtilen sorumlu araştırmacı tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabileceğimi ve kendi isteğime bakılmaksızın araştırmacı tarafından araştırma dışı bırakılabileceğimi biliyorum. Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Açıklamaları Yapan Kişinin Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Gerekliyse Olur İşlemine Tanık Olan Kişinin Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Gerekliyse Yasal Temsilcinin Adı / Soyadı / İmzası / Tarih