TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KOKLEAR İMPLANT VE İŞİTME CİHAZI KULLANICILARINDA SERBEST ALAN İŞİTME EŞİKLERİ İLE İŞİTSEL UYARILMIŞ KORTİKAL POTANSİYELLERİN KARŞILAŞTIRILMASI

GÜLFİDAN EŞME

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KULAK BURUN BOĞAZ ANABİLİM DALI

ODYOLOJİ VE KONUŞMA BOZUKLUKLARI BİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ayşe AYÇA ÇİPRUT

2021-İSTANBUL

BEYAN

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

Gülfidan Eşme

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim sürecinde, her daim bilgi ve tecrübeleriyle benden desteğini esirgemeyen, fikirleri ve önerileriyle sadece bu tezin hazırlanmasında değil, hayatıma kattığı değerlerden dolayı da saygıdeğer danışmanım, kıymetli hocam Prof. Dr. Ayça ÇİPRUT'a

Gerek ders dönemim gerekse tez dönemimde akademik ve klinik bilgi birikimiyle bana yol gösteren değerli hocam Dr. Ody. Atılım Atılgan'a

Her anımda olduğu gibi bu süreçte de bir an olsun beni yalnız bırakmayan, bana her zaman inanan; sağladığı destek, motivasyon, anlayış ve yardımları ile beni cesaretlendiren sevgili Ody. Ali Kaan Dalak'a

Yüksek lisans sürecimi keyifle geçirmemde büyük pay sahibi olan, birlikte çok şey paylaştığımız, her alanda birbirimize destek olduğumuz ve olacağımızı bildiğim, neşe kaynağım sevgili dostlarım Uzm. Ody. Esra Sarlık'a, Ody. Hüsna Yoktan'a, Ody. Ömer Faruk Süloğlu'na, Ody. Seda Konca'ya

Hayatımın her aşamasında sevgilerini, ilgilerini, desteklerini hissettiğim; olduğum kişi olma sebebim biricik ailem Ela Eşme, Murat Eşme ve Can Eşme'ye teşekkürü borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR ..... **i**
İÇİNDEKİLER ..... **ii**
KISALTMALAR / SEMBOLLER LİSTESİ ..... **iv**
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... **v**
TABLO LİSTESİ **1**
1. ÖZET **2**
2. SUMMARY **3**
3. GİRİŞ VE AMAÇ **4**
4. GENEL BİLGİLER **7**
4.1.İşitsel Uyarılmış Potansiyeller 7
4.2. İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller 9
4.2.1. İUKP dalga komponentleri ve anatomik orijinleri 11
4.3. Koklear İmplant 14
4.3.1. Koklear implant tanımı 14
4.3.2. Koklear implant komponentleri ve çalışma prensibi 14
4.4. İşitme Cihazı 18
4.4.1. İşitme cihazı nedir? 18
4.4.2. İşitme cihazı komponentleri ve çalışma prensibi 19
4.5. Koklear İmplant veya İşitme Cihazı Kullanan Bireylerde İUKP'nin Kullanımı 21
5. GEREÇ VE YÖNTEM **23**
5.1. Çalışmanın Gerçekleştirildiği Birim 23
5.2. Çalışma İzni ve Etik Kurul Onayı 23
5.3. Katılımcılar 24
5.3.1. Katılımcıların belirlenmesi ve sınıflandırılması 24
5.3.2. Araştırmaya dahil edilme kriterleri 24
5.3.3. Araştırmadan hariç tutulma kriterleri 25
5.3.4. Katılımcıların bilgileri 26
5.4. Çalışma Yöntemi 28
5.4.1. Serbest alan odyometri 29
5.4.2. İşitsel uyarılmış kortikal potansiyeller (İUKP) 30

5.4.2.1. Test ortamı ve kullanılan sistem 30
5.4.2.2. Uyaran ve kayıt parametreleri 30
5.4.2.2.1. Uyaran parametreleri 30
5.4.2.2.2. Kayıt parametreleri 31
5.4.2.3. Testin Uygulanması 32
5.5. Verilerin Analizi 33
6. BULGULAR 34
..... 34
..... 34
6.1. Eşik Seviyelerine Göre Grupların Karşılaştırılması 35
6.2. Serbest Alan Odyometri ve İUKP Arasındaki İlişki 36
6.3. Gruplarda Bağımlı Ölçümlerin Karşılaştırılması 42
6.4. Konuşmayı Ayırt Etme Skoru ve N1 – P2 Latansı Arasındaki İlişki 44
6.5. Bland – Altman Yöntemi ile Serbest Alan Odyometri ve İUKP Testi Arasındaki Uyumun İncelenmesi 45
7. TARTIŞMA ve SONUÇ 56
8. KAYNAKLAR 67
9. EKLER 78
9.1. EK 1 (Etik Kurul Onayı) ..... **Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**
9.2. EK 2 (Kongre Bildiri Bilgisi) ..... **Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**
9.3. EK 3 (Demografik Bilgi ve Hikaye Formu) 78
10. ÖZGEÇMİŞ ..... Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

KISALTMALAR / SEMBOLLER LİSTESİ

ABD: Ana Bilim Dalı

ABR: Auditory Brainstem Response

ASSR: Auditory Steady State Responses

BD: Bilim Dalı

dB: Desibel

DSİ: Dijital Sinyal İşleme

E: Erkek

ECochG: ElectroCochleography

FDA: Food and Drug Administration

HL: Hearing Level

Hz: Hertz

İC: İşitme Cihazı

İUKP: İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller

İUP: İşitsel Uyarılmış Potansiyeller

K: Kadın

KFE: Konuşmayı Fark Etme Eşiği

Kİ: Koklear İmplant

MLR: Middle Latency Responses

SD: Speech Discrimination

MMN: Missmatch Negativity

SPL: Sound Pressure Level

SUT: Sağlık Uygulama Tebliği

VOT: Voice Onset Time

+ : Artı Simgesi

- : Eksi Simgesi

p : Anlamlılık Düzeyi

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. İşitsel uyarılmış potansiyeller (Picton, 2010, Picton ve ark., 1974) 8
Şekil 2. P1-N1-P2 dalga formu 13
Şekil 3. Koklear İmplant Dış Parçası 15
Şekil 4. Koklear İmplant İç Parçası..... 15
Şekil 5. Koklear İmplant Sistemi ve Komponentleri 17
Şekil 6. Kulak İçi İşitme Cihazı Komponentleri (Dillon, 2008). 19
Şekil 7. Kulak Arkası İşitme Cihazı Komponentleri (Dillon, 2008)..... 19
Şekil 8. Serbest alan odyometri katılımcı ve hoparlör yerleşimi 29
Şekil 9. Uygulanan elektrot montajı..... 31
Şekil 10. Sunulan 1000 Hz tone burst uyaran için farklı şiddet düzeylerinde kaydedilen N1-P2 dalga formları..... 34
Şekil 11. Serbest Alan 500 Hz ile IUKP 500 Hz Değeri 45
Şekil 12. Serbest Alan 1000 Hz ile IUKP 1000 Hz Değeri 46
Şekil 13. Serbest Alan 2000 Hz ile IUKP 2000 Hz Değeri 46
Şekil 14. Serbest Alan 4000 Hz ile IUKP 4000 Hz Değeri 47
Şekil 15. Serbest Alan /da/ ile IUKP /da/ Değeri..... 47
Şekil 16. Serbest Alan 500 Hz ile IUKP 500 Hz Değeri 48
Şekil 17. Serbest Alan 1000 Hz ile IUKP 1000 Hz Değeri 48
Şekil 18. Serbest Alan 2000 Hz ile IUKP 2000 Hz Değeri 49
Şekil 19. Serbest Alan 4000 Hz ile IUKP 4000 Hz Değeri 49
Şekil 20. Serbest Alan /da/ ile IUKP /da/ Değeri..... 50
Şekil 21. Serbest Alan 500 Hz ile IUKP 500 Hz Değeri 50
Şekil 22. Serbest Alan 1000 Hz ile IUKP 1000 Hz Değeri 51
Şekil 23. Serbest Alan 2000 Hz ile IUKP 2000 Hz Değeri 51
Şekil 24. Serbest Alan 4000 Hz ile IUKP 4000 Hz Değeri 52
Şekil 25. Serbest Alan /da/ ile IUKP /da/ Değeri..... 52
Şekil 26. Serbest Alan 500 Hz ile IUKP 500 Hz Değeri 53
Şekil 27. Serbest Alan 1000 Hz ile IUKP 1000 Hz Değeri 53
Şekil 28. Serbest Alan 2000 Hz ile IUKP 2000 Hz Değeri 54
Şekil 29. Serbest Alan 4000 Hz ile IUKP 4000 Hz Değeri 54

Şekil 30. Serbest Alan /da/ ile IUKP /da/ Değeri..... 55

TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Koklear İmplant kullanıcılarına ait demografik bilgiler 26
Tablo 2. İşitme Cihazı Kullanıcılarına ait demografik bilgiler 27
Tablo 3. Normal işiten bireylere ait demografik bilgiler 28
Tablo 4. Eşik Değerlerine Göre Gruplarının Karşılaştırılması 35
Tablo 5. Normal İşitenler için Serbest Alan Odyometri ve İUKP Arasındaki İlişki . 36
Tablo 6. Koklear İmplant Kullanıcıları için Serbest Alan Odyometri ve İUKP Arasındaki İlişki 37
Tablo 7. İşitme Cihazı Kullanıcıları için Serbest Alan Odyometri ve İUKP Arasındaki İlişki 39
Tablo 8. İşitme Cihazsız Ölçüm Grubu için Testlerin Arasındaki İlişki..... 40
Tablo 9. Gruplarda Bağımlı Ölçümlerin Karşılaştırılması..... 42
Tablo 10. Konuşmayı Ayırt Etme Skoru ve N1 – P2 Latansı Arasındaki İlişki 44

1. ÖZET

Koklear İmplant ve İşitme Cihazı Kullanıcılarında Serbest Alan İşitme Eşikleri ile İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyellerin Karşılaştırılması

Öğrencinin Adı-Soyadı: Gülfidan Eşme

Danışman: Prof. Dr. A. Ayça ÇİPRUT

Anabilim Dalı: Kulak Burun Boğaz ABD, Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları BD

Amaç: Bu çalışma ile, bireylerin koklear implanttan veya işitme cihazından gördükleri faydayı ölçmek ve odyoloğun yaptığı programlamaların değerlendirilebilmesi için serbest alan odyometri testine alternatif olarak İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller (İUKP) testi ile frekansa özgü eşik bulmak ve her iki test arasındaki ilişkiyi incelemek amaçlanmaktadır.

Gereç ve Yöntem: Araştırmanın örneklemini; Kİ kullanan yetişkin bireyler, İC kullanan yetişkin bireyler ve normal işiten yetişkin bireyler oluşturmaktadır. Her bir grup 20 katılımcıdan oluşacak şekilde 80 ayrı ölçüm yapılmıştır. İlk aşamada sessiz kabinde hoparlör aracılığıyla tüm grupların serbest alan işitme eşikleri ve konuşmayı fark etme eşikleri belirlenmiştir. İkinci aşamada, 500-1000-2000-4000 Hz'de tone burst uyaran ve /da/ konuşma uyaranı sunularak İUKP testi uygulanmıştır.

Bulgular: İUKP test bataryasının normal işiten bireylerin oluşturduğu grup hariç tüm gruplarda serbest alan odyometri testi ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0,05$), normal işitenler de dahil tüm gruplarda anlamlı ilişki elde edilmiştir ($p<0.05$). Bland-Altman analizine göre serbest alan odyometri ile İUKP ölçümleri arasında tüm çalışma gruplarında uyum olduğu hesaplanmıştır.

Sonuçlar: Kooperasyon zayıflığı sebebiyle davranışsal eşiği belirlenemeyen bireylerin koklear implant ve işitme cihazı performanslarını değerlendirebilmek için frekansa spesifik İUKP testi tutarlı ve güvenilirliği yüksek bir alternatiftir.

Anahtar Sözcükler: Koklear implant, işitme cihazı, işitsel uyarılmış kortikal potansiyeller, serbest alan odyometri

2. SUMMARY

Comparison of Free Field Hearing Thresholds and Cortical Auditory Evoked Potentials in Cochlear Implant and Hearing Aid Users

Student's Name-Surname: Gülfidan Eşme

Supervisor: Prof. Dr. A. Ayça ÇİPRUT

Department: Otolaryngology Head and Neck Surgery – Subdepartment of Audiology and Speech Disorders

Purpose: It is aimed to find frequency-specific threshold with Cortical Auditory Evoked Potentials test as an alternative to free field audiometry test and to examine the relationship between both tests to measure the benefit of individuals from the cochlear implant or hearing aid and evaluate the programming methods.

Method: The sample of the study consists of adults with cochlear implant, adults with hearing aid and adults with normal hearing. 80 separate measurements were made, with each group consisting of 20 participants. In the first stage, the free-field hearing thresholds and speech recognition thresholds of all groups were determined by loudspeaker in the silent cabin. In the second stage, tone burst stimulus and /da/ speech stimulus were presented at 500-1000-2000-4000 Hz and the CAEP test was applied.

Findings: While there was no statistically significant difference between the free field audiometry test in all groups except the group consisting of individuals with normal hearing ($p>0.05$), a significant correlation was obtained in all groups, including those with normal hearing ($p<0.05$). According to the Bland-Altman analysis, it was calculated that there was an agreement between free field audiometry and CAEP measurements in all study groups.

Conclusion: Frequency-specific CAEP test is a consistent and highly reliable alternative to evaluate the cochlear implant and hearing aid performance of individuals whose behavioral threshold cannot be determined due to poor cooperation.

Keywords: Cochlear implant, hearing aid, cortical auditory evoked potentials, free field audiometry

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Konjenital işitme kaybı, en sık gözlenen kronik problemlerden birisidir. Dünya Sağlık Örgütü'ne (DSÖ) göre, dünya genelinde 34 milyonu çocuk olmakla birlikte, 466 milyon (%6,1) insanda işitme kaybı mevcuttur; bu sayının 2050 yılına kadar 900 milyonu aşması beklenmektedir. İşitme kaybının bireylerin bilişsel, duygusal, davranışsal ve sosyal durumlarına olumsuz etkileri birçok çalışmada ortaya konulmuş ve iletişim eksikliği sebebiyle bireyin hayat kalitesini düşürdüğü gözlenmiştir (Korver ve ark., 2017, Mulrow ve ark., 1990, World Health Organization, 2020).

İşitme kaybının gelişim çağındaki bir çocuk üzerinde yarattığı etkiler, yetişkinlikte ortaya çıkan etkilerinden oldukça farklı olmakla birlikte çocukların gelişiminde ve akademik başarısında önemli olumsuz tesirleri vardır. Orta, ileri veya çok ileri derecedeki işitme kaybına sahip çocuklarda gecikmiş dil ve konuşma gelişimi gözlenmiştir (Stoel-Gammon ve Otomo, 1986)

Dil ve konuşma yeteneklerinin gelişmesi noktasında bebeklerin yaşamlarının ilk 6 ayı boyunca işitsel uyarana maruz kalmaları kritik bir öneme sahiptir. Yapılan çalışmalar, işitme kayıplı birçok çocuğun ilk 6 aya kadar kapsamlı müdahale hizmetlerinden yararlandığında normal işiten yaşıtlarıyla benzer dil becerilerine sahip olabileceğini göstermiştir (Yoshinaga-Itano ve ark., 1998).

İşitme kayıplı çocukların dil ve konuşma becerilerini geliştirmek için gereken işitsel uyarımı, yaşamlarının erken dönemlerinde alabilmeleri açısından işitme kaybının erken tanılanması ve koklear implant (Kİ) veya işitme cihazı (İC) gibi seçeneklerle işitsel uyarımın sağlanmasını takiben çocuğun vakit kaybetmeden işitsel rehabilitasyon programlarına başlaması gerekmektedir. Uzun yıllardır süren kapsamlı araştırmalar sonucunda Food and Drug Administration (FDA), koklear implantasyon için minimum yaşı; 1990 yılında 24 ay, 1990'ların sonunda 18 ay, 2000 yılında 12 ay olarak belirlemiştir. Türkiye'de de Sağlık Uygulama Tebliği'ne (SUT) göre belirli kriterleri karşılayan, 12. ayını doldurmuş bebeklere Kİ tatbiki yapılmaktadır.

Günümüzde, Kİ ve İC gibi işitsel müdahalelerin yaşamın erken dönemlerinde uygulanması ile odyolog tarafından yapılan ve uygun dil gelişimi ile konuşmayı anlama performansı sağlayabilmek adına kritik önem taşıyan Kİ ve İC programlamalarını değerlendirme yollarına olan ihtiyaç daha da önem kazanmaktadır. Koklear implant ve işitme cihazı programlamaları bireye ve işitme kaybına özel yapılmaktadır.

Kİ ve İC'den görülen faydayı değerlendirmek için kullanılan en yaygın yaklaşımlar; davranışsal testler, ebeveyn gözlemleri ve anketlerin kullanılmasıdır (Ching ve Hill, 2007, Cox ve Alexander, 1995, Cox ve Alexander, 1999, Gatehouse ve Noble, 2004, Robbins ve ark., 1991).

Odyoloğun yaptığı Kİ ve İC programlamalarının doğrulaması için kullanılan standart yöntem, ses geçirmez bir odada serbest alan odyometri ile hoparlörler vasıtasıyla gönderilen ses uyaranına, hastanın işitme cihazı ya da koklear implantı takılı ve açık halde iken verdiği davranışsal cevaplar ile belirlenen eşiklerdir. Ancak davranışsal testlerin güvenilirliği, büyük ölçüde kişinin durumuna ve bilişsel düzeyine bağlıdır. Özellikle normal dil gelişimi için kritik dönem olan 6-8 aylık bebeklerde elde edilen yanıtlar, değişkenlik gösterebilir (Golding ve ark., 2007, Purdy, 2004).

Aynı zamanda, davranışsal cevap gerektirmesi ve subjektif olması sebebiyle; ek engeli, psikomotor ve nörolojik problemi olanlarda, pediatrik ve geriatrik grupta, nonorganik işitme kayıpları gibi sebeplerden teste koopere olamayan bireylerde de Kİ veya İC'den görülen faydayı ölçmek için objektif bir yönteme ihtiyaç duyulmaktadır.

İşitsel uyarılmış potansiyellerden biri olan ve 1939 yılında Pauline Davis tarafından uyanık bireylerde yüksek şiddetli sürekli uyaran kullanılarak kaydedilmesiyle klinik rutinde kullanılmaya başlanan işitsel uyarılmış kortikal potansiyeller (İUKP); uyaranın verilmesinden itibaren 50-200 ms aralığında ortaya çıkan, P1-N1-P2-N2 dalga komponentlerinin oluşturduğu; primer işitsel korteks, Heschel Gyrus, hipokampüs, planum temporale, ve işitsel assosiasyon bölgelerinden köken alan elektriksel aktivitenin uzak alan kaydıdır (Davis, 1939, Liegeois-Chauvel ve ark., 1994, Picton, 2010, Von Euler ve ark., 1958)

İUKP, diğer işitsel uyarılmış potansiyellere kıyasla; daha yüksek işitsel seviyelerden elde edilmesi, davranışsal işitme eşiklerine en yakın - güvenilir ölçümü sağlaması ve yüksek frekans spesifitesi nedeniyle objektif testler arasında büyük önem taşımaktadır (Hone ve ark., 2003).

Bireyin davranışsal cevabını gerektirmeyen, dolayısıyla objektif bir ölçüm olan ve verilen akustik uyaranın, işitsel sistemin üst seviyelerindeki bölgelerde oluşturduğu elektriksel aktivitenin; cilde yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla kaydedilmesi prensibine dayanan İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller (İUKP); üst işitsel seviyelerden elde edilmesi ve yüksek frekans spesifitesi sebebiyle davranışsal işitme eşiklerine en yakın sonucu veren elektrofizyolojik bir test bataryasıdır.

Ancak literatürde, serbest alan İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller ile Kİ ve İC'nin her ikisinin fonksiyonelliğini bir arada değerlendiren çalışma bulunmamakta; koklear implant veya işitme cihazından herhangi birini konu edinen çalışmaların çoğunda ise konuşma uyaranı kullanılmakta olup serbest alan odyometri testine benzer şekilde, frekansa spesifik uyaran kullanılarak eşik bulma prensibine dayanan ve her iki test arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar oldukça kısıtlıdır.

Çalışmanın amacı, bireylerin Kİ veya İC'den gördükleri faydayı ölçmek ve odyoloğun yaptığı programlamaların değerlendirilmesi amacıyla; serbest alan odyometri testine alternatif olarak serbest alan İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller ile frekansa özgü eşik bulmak ve her iki testten elde edilen eşiklerin aralarındaki ilişkiyi incelemektir.

Bu doğrultuda;

1. Her bir test uyaranı için serbest alan odyometri ve İUKP testlerinde elde edilen eşikler arasındaki ilişkinin; 4 ayrı çalışma grubu bazında incelenmesi

2. Her bir çalışma grubu için serbest alan odyometri ve İUKP testlerinde elde edilen eşikler arasındaki ilişkinin; 5 ayrı test uyaranı bazında incelenmesi

3. Bireylerin Kİ'li ve İC'li konuşmayı ayırt etme skorları ile İUKP testinde 70 dB SPL şiddet düzeyinde sunulan /da/ uyaranına cevaben oluşan N1 ve P2 dalga latansları arasındaki ilişkinin incelenmesi amaçlanmaktadır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1.İşitsel Uyarılmış Potansiyeller

Uyarılmış potansiyeller, harici bir uyaranın sinir sisteminin belli bir bölümünde meydana getirdiği elektriksel değişimlerin bir göstergesidir. Klinik uygulamalarda, ilgili olduğu duyusal sistemin fonksiyonelliği hakkında objektif bilgi sağlayan uyarılmış potansiyeller temel olarak; işitsel, görsel ve somatosensör olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Chiappa ve Ropper, 1982).

Akustik uyaran kullanılarak işitsel sistemin uyarılması ile cilde yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla kaydedilen senkronize elektriksel aktiviteler; İşitsel Uyarılmış Potansiyeller olarak adlandırılmaktadır. İşitsel uyarılmış potansiyellerin kullanılan parametrelere, elektriksel aktivitenin kaydedildiği nöral orijinlere ve oluştuğu zaman dilimine göre çeşitli isimlendirmeleri mevcuttur. Tüm işitsel uyarılmış potansiyeller, akustik uyaran sunulmasından itibaren 1000 ms içinde kaydedilir (Hall, 2007).

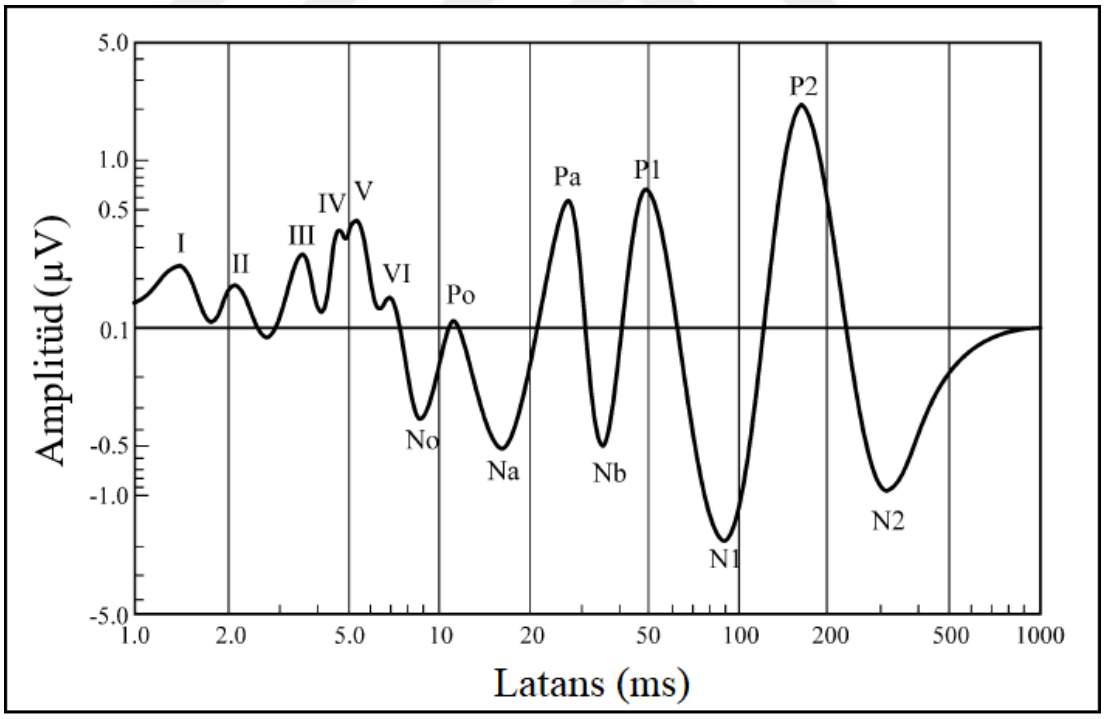
İşitsel sisteminin akustik uyaran ile etkinleştirilen ilk kısmı, kokleadır. Kokleadan ve 8. kranial sinir bileşenlerinden kaynaklanan ve uyaran verilmesinden itibaren 2-3 ms içinde oluşan ElectroCochleography (ECochG), İUP'lar içinde en erken oluşan cevaplardır (Ferraro, 2010).

Koklea ve n. vestibulocochlearis'ten ulaşan seslerin spektral içeriği ve zaman yapıları ile ilgili bilgiler beyin sapında korunur; hızlı ve tutarlı bir biçimde kortekse iletilir. Beyin sapında bulunan çekirdekler; ses kaynağının lokalizasyonu, sesin periyodikliği ve harmonik yapısıyla ilgili olmak üzere işitsel bilgi ile ilgili analizleri de gerçekleştirir (Picton ve ark., 1974).

Beyin sapındaki işitsel yollar aktive edildiğinde; uyaranın sunulmasından itibaren ilk 10 ms içinde İşitsel Beyin Sapı Cevabı (Auditory Brainstem Response, ABR) olarak adlandırılan potansiyeller oluşur. Bu potansiyelleri oluşturan 7 vertex pozitif tepe I – VII aralığındaki roma rakamlarıyla ifade edilir (Jewett ve Williston, 1971).

Uyaran sunulmasından itibaren işitsel korteksin aktivasyona uğradığı ilk zaman dilimi olan 10 – 50 ms içinde oluşan İşitsel Orta Latans Cevapları (Middle Latency Responses, MLR) 4 pozitif (Po, Pa, Pb, Pc), 3 negatif (Na, Nb, Nc) tepe sekansından oluşmaktadır. Bu dalga formları arasında en belirgin, tutarlı ve büyük amplitüdlü olan Na, Pa, Nb ve Pb komponentleri klinik analizde kullanılmakta olup beyin sapının üst bölgeleri, medial geniculate nucleus ve talamokortikal bölgelerin fonksiyonelliği hakkında objektif bilgi sağlamaktadır (Di ve Barth, 1992, Goldstein ve Rodman, 1967, Kraus ve ark., 1982, Musiek ve ark., 1984).

Logaritmik eksenler kullanılarak amplitüdü küçük olan erken potansiyellerin, amplitüdü daha büyük olan geç potansiyellerle aynı dalga formunda illüstre edilmesine olanak veren ve 60 dB nHL, 1/sn rate ile click uyaran kullanılarak elde edilen tüm işitsel uyarılmış potansiyellerin şematik temsili Şekil 1'de gösterilmektedir.



Şekil 1. İşitsel uyarılmış potansiyeller (Picton, 2010, Picton ve ark., 1974)

4.2. İşitsel Uyarılmış Kortikal Potansiyeller

1939 yılında Pauline Davis tarafından uyanık bireylerde yüksek şiddetli sürekli uyaran kullanılarak kaydedilmesiyle klinik rutinde kullanılmaya başlanan işitsel uyarılmış kortikal potansiyeller (İUKP); uyaranın verilmesinden itibaren 50-200 ms aralığında ortaya çıkan, temelde P1-N1-P2-N2 dalga komponentlerinin oluşturduğu; primer işitsel korteks, Heschel Gyrus, hipokampüs, planum temporale, ve işitsel assosiasyon bölgelerinden köken alan elektriksel aktivitenin uzak alan kaydıdır (Davis, 1939, Liegeois-Chauvel ve ark., 1994, Picton, 2010, Von Euler ve ark., 1958).

Aynı zamanda İUKP, kafa derisinden kaydedilen ve objektif eşik tahmini için kullanılan ilk uyarılmış potansiyeldir. Bu duruma; yerleştirilen elektrotlara, İUKP'nin kaynak aldığı anatomik bölgelerin diğer işitsel uyarılmış potansiyellerin nöral orijinlerine kıyasla daha yakın olması sebebiyle daha büyük amplitüdlü cevapların elde edilmesinin sebep olduğu düşünülmektedir (Picton, 2010).

İşitsel uyarılmış kortikal potansiyeller; infantlarda işitme kaybının tanısında, konuşma uyaranları için işitilebilirliğin ölçümünde ve etkili erken müdahalenin uygulanmasında işitsel işlevin objektif bir ölçüm yöntemi olarak oldukça uygundur (Chang ve ark., 2012b, Golding ve ark., 2006, Graziani ve ark., 1968, Hall, 2007, Korczak ve ark., 2005, Onishi ve Davis, 1969, Sharma ve ark., 2005a, Sharma ve ark., 2002).

Temelde İUKP, kişinin dikkatine bağlı olmayıp uyaranın karakteristiğine bağlı olarak kaydedilen eksojen potansiyeller ve uyaran karakteristiğinden ziyade uyarana gösterilen dikkat, devam eden uyarandaki değişiklikler, kişinin yerine getirmesi gereken görevler gibi kişinin bilişsel durumuna daha çok bağlı olan endojen potansiyeller olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Erken latanslı cevaplardan olan EcochG, ABR, AMLR, 50 ms sonrası latansa sahip P1-N1-P2-N2 komponentleri ve Missmatch Negativitiy (MMN) de eksojen potansiyellere birer örnektir (Donchin, 1979, Moore, 1983).

Kişi dikkatini uyarana vermediğinde dahi, akustik uyaranda meydana gelen değişikliklere korteksin verdiği otomatik cevaplar Missmatch Negativity (MMN) olarak adlandırılmaktadır. MMN cevabı, ‘’standart veya sürekli’’ uyaranlardan oluşan bir dizide sunulan ‘’farklı veya seyrek’’ uyaranın kombinasyonu ile 100-300 ms zaman aralığında oluşan ve korteksin davranışsal ayırt etme eşiğine karşılık gelen negatif bir dalgadır. MMN cevabının, supratemporal ve fronto-central bölgelerinden kaynak alan elektrofizyolojik aktivitelerden oluştuğu bildirilmiştir (Näätänen ve ark., 2007, Rinne ve ark., 2000, Winkler ve ark., 1993).

MMN üzerine yapılan çalışmalarda; frekans, şiddet, durasyon bakımından manipüle edilebilen basit tonlardan, konuşma ve müzik gibi kompleks seslerdeki değişikliklere kadar geniş bir uyaran yelpazesinin MMN cevabını ortaya çıkarttığı bildirilmiştir (Dehaene-Lambertz, 1997, Shestakova ve ark., 2002, Tervaniemi ve ark., 1997, Toiviainen ve ark., 1998).

Literatürde en sık araştırılan endojen potansiyellerden birisi ise kişinin dikkatini vermesi ve tespit etmesi gereken nadir sunulan hedef uyaranın; sık sunulan standart uyarandan daha büyük bir dalga amplitüdü oluşturduğu aktif bir paradigma olan oddball paradigması ile ilişkili P300 cevabıdır (Berlad ve Pratt, 1995, Donchin ve ark., 1978).

Standart ve seyrek uyaran; frekans, şiddet, durasyon gibi farklı parametrelerle birbirinden ayırt edilebilir. Cevabın yaklaşık olarak 300 ms bölgesinde oluşması ve genellikle P1 ile P2’den hemen sonra gözlenen üçüncü pozitif tepe olması sebebiyle P300 ya da P3 olarak çeşitli isimlendirmeleri mevcuttur (Hall, 2007).

P300 ve MMN; her bir potansiyelin, sık sunulan standart uyaran ve nadir sunulan öngörülemeyen uyaranın bir kombinasyonu olarak meydana gelmesi açısından, İUKP'ler arasında birbirlerine en benzer olan iki cevaptır. P300 ile MMN arasındaki temel farklardan birisi, nadir uyaranın terminolojisi ve doğasıdır. "Hedef" terimi, kişilerden dikkatlerini vermeleri ve standart uyaranı göz ardı etmeleri beklendiğinden, P300 cevabını ortaya çıkaran nadir uyaranı tanımlamada daha uygundur. Ancak MMN, kişinin dikkatini uyaranlardan başka noktalara yönlendirilerek kaydedildiğinden ve P300 cevabında olduğu gibi uyaranları aktif olarak dinlemediğinden, pasif bir cevap olarak nitelendirilmektedir.

MMN terminolojisinde nadir uyaran için, "seyrek" terimi kullanılır çünkü MMN cevabı otomatik olarak standart uyaran dizisindeki bir sapma ile üretilir (Hall, 2007).

4.2.1. İUKP dalga komponentleri ve anatomik orijinleri

İUKP'nin ilk komponenti olan ve uyaranın başlangıcından itibaren 50-60 msn aralığında oluşan P1 komponenti Heschl's Gyrus'da bulunan primer işitsel korteksten köken almaktadır. Aynı zamanda MLR'nin son komponenti olan Pb'ye karşılık geldiği bildirilmiştir (McGee ve Kraus, 1996).

Ancak yapılan daha sonraki çalışmalarda P1 komponentine hipocampus, neokortikal bölgeler, planum temporale ve lateral temporal korteksin de katkı sağladığı; dolayısıyla Pb komponentine göre daha kompleks bir bileşen olduğu belirtilmiştir (Grunwald ve ark., 2003, Howard ve ark., 2000, Kappenman ve Luck, 2012, Kisley ve ark., 2003, Liégeois-Chauvel ve ark., 1999).

P1 komponenti ve latansı aynı zamanda, işitsel sistemin maturasyonu ve işitme kaybına bağlı oluşan işitsel deprivasyonun göstergesi olarak bildirilmiştir. Yaşın artması ile birlikte P1 latansında sistematik olarak azalma gözlendiğinden, santral işitsel sistemin maturasyonu için bir biomarker olarak kullanılabilmektedir (Eggermont ve ark., 1997, Ponton ve ark., 2000, Sharma ve ark., 1997, Sharma ve ark., 2005b).

Bilinç durumundan etkilenen P1 komponentinin, uyku esnasında amplitüdünün azaldığı veya gözlenmediği bildirilmiştir (Erwin ve Buchwald, 1986).

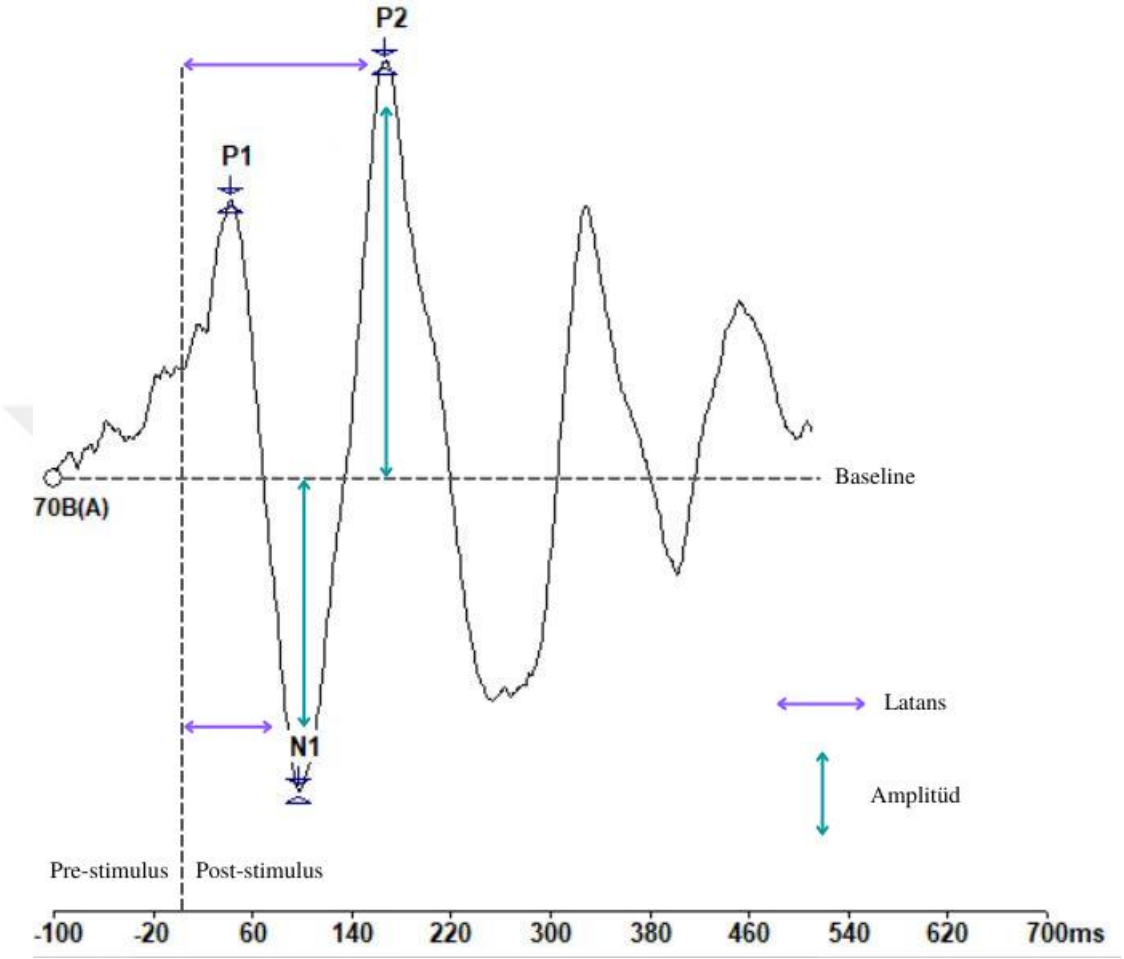
P1 komponentini takiben oluşan N1 komponenti işitsel uyarılmış potansiyeller içinde en belirgin gözlenebilenlerdendir. Fronto-central bölgeden kaydedilen 70-90 ms aralığında başlayıp 160 ms'ye kadar uzanabilen N1 komponenti; kendi içinde temporal lobun dorsal yüzeyinden kaynaklanan ve 70-75 ms civarında tepe olarak gözlenen N1a, 100-130 ms civarında tepe olarak gözlenen, orijini hakkında kesin sonuçlara ulaşılamamış N1b ve 140-150 ms civarında tepe olarak gözlenen superior temporal gyrustan kaynaklanan N1c olmak üzere çeşitli alt-bileşenlerden oluşmaktadır (Näätänen ve Picton, 1987, Wolpaw ve Penry, 1975, Woods, 1995).

Yapılan çalışmalarda dikkate karşı duyarlı olan N1 dalga amplitüdünün, altta yatan psikofizyolojik ve nörofizyolojik süreçler sebebiyle ilgili uyaran tekrarlandıkça sistematik olarak azaldığı bildirilmiştir. Bu durumun, N1 komponentinin nöral jeneratörlerinin refraktör periyodundan kaynaklı olabileceği gibi, habitüasyon süreciyle de ilişkili olabileceği ifade edilmiştir (Budd ve ark., 1998, Woldorff ve ark., 1993).

Planum temporale ile işitsel assosiasyon bölgelerini de içeren işitsel korteksten kaynak aldığı bildirilen ve N1 komponentini takiben oluşan P2 komponenti 170-200 ms aralığında oluşan geniş pozitif bir dalga olarak gözlenmektedir (Crowley ve Colrain, 2004).

P2 komponentine katkıda bulunan birçok kaynak olduğu ve bu kaynakların N1 komponentinin anatomik orijinlerinin anteriorunda bulunduğu bildirilmiştir. P2 komponenti 2-3 yaş civarında maturasyonel gelişimini tamamlarken; N1 komponenti adolesan dönemde tamamlamaktadır. Her iki komponentin maturasyonel gelişimlerinin farklı olması; farklı anatomik orijinlerden oluştuğu bilgisini de destekler niteliktedir (Crowley ve Colrain, 2004, Godey ve ark., 2001, Hall, 2007, Näätänen ve Picton, 1987, Perrault ve Picton, 1984, Ponton ve ark., 2000).

P1-N1-P2 dalga komponentlerinden oluşan İUKP dalga formu Şekil 2'de gösterilmektedir.



Şekil 2. P1-N1-P2 dalga formu

4.3. Koklear İmplant

4.3.1. Koklear implant tanımı

İşitme kaybı müdahale yöntemlerinin temel amacı, işitme kaybı nedeniyle yitirilen akustik bilginin netliğini ve anlamını geri kazanmaktır. İşitme kaybı konjenital olduğunda veya erken çocukluk döneminde ortaya çıktığında, uygulanacak işitsel müdahale; bireyin sağlıklı işitsel gelişim, dil edinimi ve iletişim becerisi geliştirebilmesi için fırsat yaratmalıdır. Uygulanabilecek ilk odyolojik müdahale yöntemi, genellikle işitme cihazı ile amplifikasyon sağlamaya yönelik olmaktadır. Ülkemizde Sağlık Uygulama Tebliği (SUT) kriterleri gereği bilateral ileri-çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybı olan ve en az 3 aylık süre ile işitme cihazından fayda görmeyen bireylerde koklear implantasyon düşünülmelidir. Food and Drug Administration (FDA) da, aynı şekilde, koklear implantasyondan önce işitme cihazı kullanılması gerektiğini belirtmektedir.

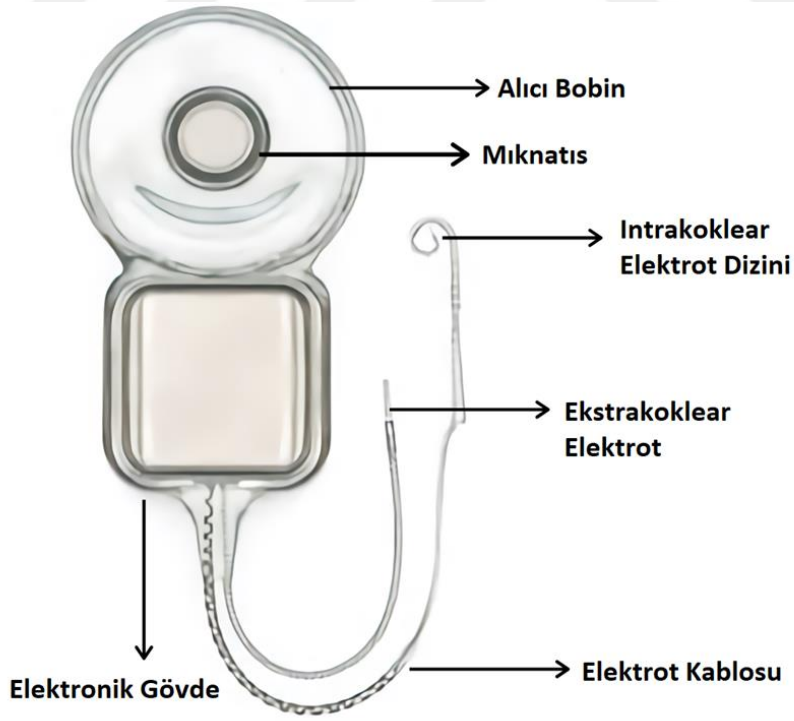
Koklear İmplant (Kİ), işitme kayıplı bireyin kokleasına cerrahi olarak elektrot dizini yerleştirilerek hasarlı kokleayı ekarte edip; tüy hücrelerin fonksiyonunu yerine getirmek üzere işitme sinirine doğrudan elektriksel uyarım sağlayan biyomedikal bir cihaz olup; kullanıcının konuşma seslerini ayırt etmesine ve akustik girdiyi anlamlı bir şekilde yorumlamasına yarayarak dil - konuşma edinimini kolaylaştırır ve merkezi işitsel sistemin gelişmesi için gerekli uyarımı sağlar (Sharma ve Campbell, 2011).

4.3.2. Koklear implant komponentleri ve çalışma prensibi

Koklear implantın genel amacı, fonksiyonel işitmeyi sağlayabilmek ve geri kazanabilmek adına elektriksel stimülasyonu güvenli bir şekilde kullanmaktır. Koklear implant sistemi; mikrofon, konuşma işlemcisi, batarya kasası ve harici radyo frekans bobinini kapsayan dış parça (Şekil 3) ve dahili alıcı bobin, mıknatıs, elektronik gövde/uyarıcı, elektrot kablosu, intrakoklear elektrot dizini ve ekstrakoklear elektrotları kapsayan cerrahi olarak implante edilen iç parça (Şekil 4) olmak üzere temelde ikiye ayrılmaktadır (Wilson, 2004, Zeng ve ark., 2008).



Şekil 3. Koklear implant dış parçası



Şekil 4. Koklear İmplant İç Parçası

1) Boynuzu ve batarya kasası bulunan kulak arkası harici konuşma işlemcisi, çevredeki akustik sinyalleri algılamak için bir mikrofon kullanır (Niparko ve ark., 2012).

2) Dijital sinyal işleme (DSİ) ünitesi, güç amplifikatörü ve radyo frekans vericiden oluşan konuşma işlemcisi:

DSİ ünitesi; mikrofondan veya diğer inputlardan (telefon, televizyon, FM sistem) gelen akustik sinyalleri analiz edip kodlayarak radyo frekans bağlantısı tarafından iletilebilen elektriksel sinyallere dönüştüren koklear implant sisteminin beynidir. DSİ aynı zamanda, kişiye özel bilgileri saklayan bellek birimleri ve yapılan programlamaları - mapleri içerir (Niparko ve ark., 2012, Wilson, 2004, Zeng ve ark., 2008).

3) Aktarıcı bir kablo vasıtasıyla konuşma işlemcisinden gönderilen elektriksel sinyalleri elektromanyetik sinyallere dönüştürerek iç parçadaki dahili alıcı bobine ileten transkütan radyo frekans bobini (Wolfe ve Schafer, 2010).

4) Kulak arkasına perkütan olarak yerleştirilen ve radyo frekans bobinine bir çift iç ve dış mıknatıs aracılığıyla direkt bağlantı sağlayan dahili alıcı bobin (Wilson, 2004).

5) Harici radyo frekans bobini tarafından üretilen radyo frekans sinyallerinin kodlarını çözen ve kodları çözülen sinyallerden elde edilen talimatları kullanarak elektrotlar için uyarıcılar üreten elektronik gövde:

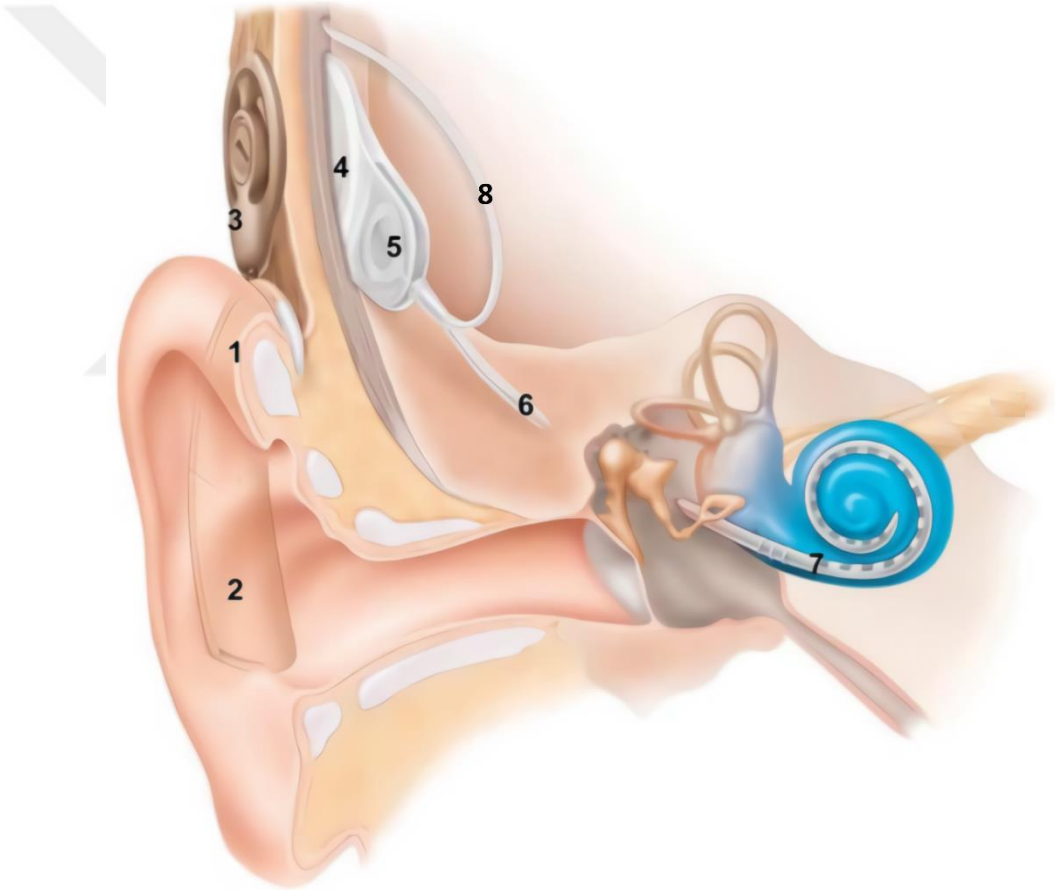
Elektronik gövde aynı zamanda akımın miktarı, iletilme hızı ve elektrot dizini boyunca hangi elektrotun hangi sırayla uyarılacağı hakkında bilgileri de içerir (Hughes, 2012).

6) Elektronik gövdeden elektrot dizinindeki temas bölgelerine akım taşıyan elektrot kablosu (Wolfe ve Schafer, 2010)

7) Monopolar veya bipolar konfigürasyonda uyarılabilen tonotopik dizilime sahip; biyolojik olarak uyumlu, mekanik olarak stabil ve atravmatik yerleşime imkan veren intrakoklear elektrot dizini (Wilson, 2004).

8) İntrakoklear elektrot dizininin temas noktalarına iletilen elektriksel stimülasyon, ground veya referans elektrot olarak da bilinen ekstrakoklear bir elektrota geri döner (Wolfe ve Schafer, 2010, Zeng ve ark., 2008).

Koklear implant sisteminin temel komponentleri Şekil 5'te gösterilmektedir. Numaralı kısımlar, yukarıdaki tanımlarıyla eşleştirilmiştir.



Şekil 5. Koklear İmplant Sistemi ve Komponentleri

Ticari olarak temin edilebilen tüm implant sistemleri temelinde transkütan bağlantı kullanır. Bu bağlantı çift yönlü olmakla birlikte implante edilmiş iç parçadaki bileşenlerden harici radyo frekans bobine ve konuşma işlemcisi ara yüzüne veri aktarımına imkan sağladığı gibi; konuşma işlemcisinden implante edilmiş dahili alıcı bobine ve elektrot dizinine veri aktarımına da izin verir (Wilson, 2004).

İmplante edilmiş iç parçadaki komponentlerden harici bileşenlere gönderilen veriler şunları içerebilir (Wilson, 2004):

• Kritik voltaj ölçümleri gibi alıcı bobin/elektronik gövdenin durumu hakkında bilgiler

• İmplante edilmiş elektrotların impedansları

• Uyarılmamış elektrotlardaki voltaj ölçümleri

• Nöral uyarılmış potansiyeller

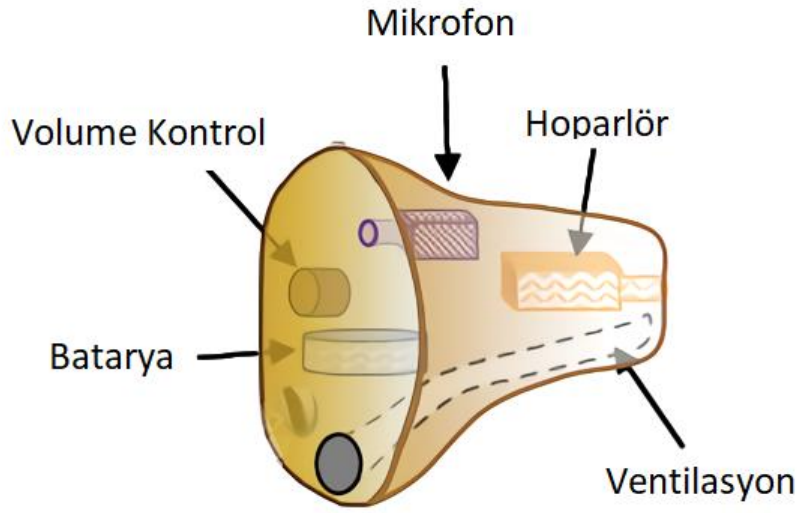
4.4. İşitme Cihazı

4.4.1. İşitme cihazı nedir?

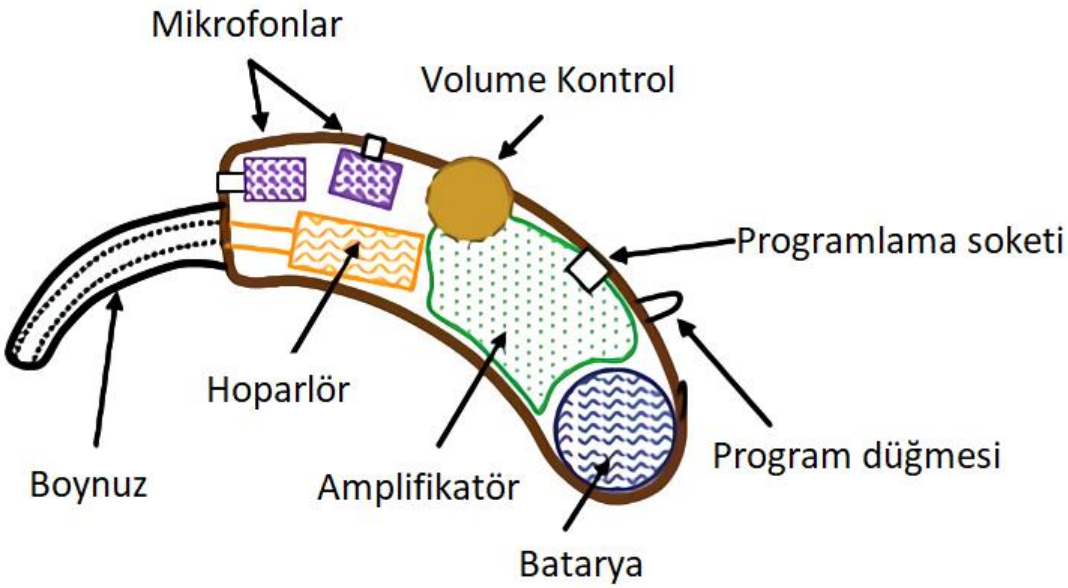
İşitme kaybı genel popülasyonda gözlenen en yaygın problemlerden biri olup konuşmayı tanıma, iletişim ve dil edinimindeki sorunlar nedeniyle günlük yaşantıda büyük bir risk teşkil etmektedir. İşitme cihazı, işitme kayıplı bireylerin karşılaştığı belirli problemleri azaltmak ve bireylerin yaşam kalitelerini arttırmak için tasarlanmış bir akustik amplifikasyon sistemidir. İşitme kayıplı bireylerin yaşadıkları en temel problemlerden birisi işitilebilirlikte azalma olup belli fonemlerin temel kısımları işitilemediğinden konuşmayı anlamakta güçlük çekerler. Bu zorluğun üstesinden gelebilmek için işitme cihazı, konuşmanın en zayıf bileşenlere sahip olduğu ve işitme kaybının en fazla olduğu frekanslar için daha fazla amplifikasyon sağlayarak işitilebilirliği arttırmaktadır (Dillon, 2008, Ohlenforst ve ark., 2017).

4.4.2. İşitme cihazı komponentleri ve çalışma prensibi

Kulak içi işitme cihazının temel komponentleri Şekil 6'da, kulak arkası işitme cihazının temel komponentleri ise Şekil 7'de gösterilmektedir.



Şekil 6. Kulak İçi İşitme Cihazı Komponentleri (Dillon, 2008).



Şekil 7. Kulak Arkası İşitme Cihazı Komponentleri (Dillon, 2008).

1) Çevredeki akustik sinyalleri algılamak için diyaframlara sahip olan bir veya birden fazla mikrofon:

Mikrofon, akustik enerjiyi elektriksel enerjiye dönüştüren bir transducerdır. Mikrofonların; çalışma prensiplerine, direksiyonelliklerine ve diyaframlarının bir veya her iki tarafının sese maruz kalmasına göre çeşitli isimlendirmeleri mevcuttur (Maltby, 2019).

2) Her bir mikrofon için iletilen sinyal şiddetini arttıran pre-amplifikatör:

Amplifikatörler enerji girişinden daha yüksek bir enerji çıkışı sağlayan cihazlardır ve güçlerini işitme cihazlarının pillerinden alırlar.

Amplifikatörlerin; amplifiye ettikleri enerji miktarına, amplifiye ettikleri frekans aralığına ve input - output impedanslarına göre çeşitli sınıflandırmaları mevcuttur (Maltby, 2019).

3) Dijital teknolojide ses, sürekli değişen bir sayı dizisi olarak temsil edilmektedir. Mikrofondan gelen analog elektrik voltajını sayı dizisine dönüştürmek, analog - dijital dönüştürücünün görevidir. Örnekleme, bu sürecin ilk adımı olup saniyedeki örnek sayısına örnekleme hızı denir (Dillon, 2008, Popelka ve ark., 2016).

4) Frekans bazlı amplifikasyon, amplitüd kompresyonu ve sınırlandırması, gürültü azaltma, akustik feedbacki engelleme ve direksiyonel işlemleme gibi süreçleri gerçekleştiren dijital sinyal işlemcisi (Popelka ve ark., 2016).

5) Amplifiye ve modifiye edilmiş elektrik sinyalini akustik bir output sinyaline dönüştüren hoparlör:

Bazen bu işlem, dijital - analog dönüştürücü aracılığıyla gerçekleştirilir ancak birçok işitme cihazında işlemcinin dijital çıkışı, hoparlör tarafından doğrudan akustik enerjiye dönüştürülür (Killion ve ark., 2016).

6) İşitme cihazı sistemine güç sağlamak için bir batarya.

4.5. Koklear İmplant veya İşitme Cihazı Kullanan Bireylerde İUKP'nin Kullanımı

İşitme kaybının teşhisine yönelik kararlarda ve konuşma uyaranları için işitilebilirliğin ölçümünde uygulanabilmesi ile işitsel işlevin objektif bir ölçümü olan İUKP; uzun vadeli müdahale ve rehabilitasyon seçeneklerinin belirlenmesi noktasında erken tanı ve müdahale sürecine katkı sağlayabilmektedir (Barnet, 1971, Chang ve ark., 2012b, Golding ve ark., 2006, Graziani ve ark., 1968, Korczak ve ark., 2005, Onishi ve Davis, 1969, Rapin ve Graziani, 1967, Sharma ve ark., 2005a, Sharma ve ark., 2002).

Literatürde saf ses odyometri ve İUKP'nin karşılaştırıldığı çalışmaların çoğu İUKP'nin işitme eşiği tahmini için kullanılabilir olup olmadığını incelemektedir. Tonal uyaranın insert kulaklıklar vasıtasıyla direkt olarak dış kulağa iletilmesi prensibine dayanan bu çalışmaların birçoğu; İUKP ile elde edilen eşikler ile saf ses odyometri ile elde edilen davranışsal eşikler arasında anlamlı ilişki olduğunu göstermektedir (Davis, 1965, He ve ark., 2013, Lightfoot, 2016, Mao ve ark., 2018, Rickards ve De Vidi, 1995, Stephen ve ark., 2003, Tsui ve ark., 2002)

Koklear implant ve işitme cihazı programlama parametreleri bilgisayar yazılımları aracılığıyla ayarlanabilmektedir.

Odyoloğun yaptığı Kİ ve İC programlamalarının doğrulaması için kullanılan standart yöntem, ses geçirmez bir odada serbest alan odyometri ile hoparlörler vasıtasıyla gönderilen akustik uyarana, hastanın koklear implantı ya da işitme cihazı takılı ve açık halde iken verdiği davranışsal cevaplar ile belirlenen eşiklerdir.

Ancak Kİ ve İC kullanımında büyük pay sahibi olan pediatrik grubun veya ek engeli, psikomotor ve nörolojik problemi olanların Kİ ve İC'den gördükleri faydanın ve yapılan programlamaların değerlendirilmesi; davranışsal cevap gerektirmesi sebebiyle serbest alan odyometri testi ile her zaman mümkün olmamaktadır.

İUKP ayrıca, serbest alanda hoparlörler vasıtasıyla işitme cihazı uygulamaları ve koklear implant programlamalarının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (Cone-Wesson ve Wunderlich, 2003).

Aynı zamanda, işitme cihazı kullanımını takiben yapılan İUKP testi, yeterli işitsel stimülasyonla ilişkili nörofizyolojik değişiklikleri belgeleyebilmektedir. İUKP bulguları, bireyin işitme cihazından fayda görmediğini veya kısıtlı fayda gördüğünü doğrularsa; güçlü bir müdahale seçeneği olarak koklear implantasyon düşünülmelidir.

İşitme cihazı uygulamalarını İUKP ile değerlendiren çalışmaların bir kısmında konuşma uyaranı kullanılmış olup (Chang ve ark., 2012b, Van Dun ve ark., 2012); diğer bir kısmında ise tonal uyaran tercih edilmiştir (Billings ve ark., 2011, Billings ve ark., 2007, Glista ve ark., 2012).

Ayrıca, koklear implant programlamalarını İUKP ile değerlendiren çalışmalar da konuşma uyaranı (Beynon ve ark., 2002, Groenen ve ark., 2001, Távora-Vieira ve ark., 2018) ve tonal uyaran (Beynon ve ark., 2002, Groenen ve ark., 2001) kullananlar olarak ayrılmaktadır.

Ancak literatürde, Kİ veya İC kullanan bireyleri İUKP ile test eden çalışmalar arasında; serbest alan odyometri testine benzer şekilde, frekansa spesifik uyaran kullanılarak eşik bulma prensibine dayanan ve İUKP ile elde edilen elektrofizyolojik eşikler ile saf ses odyometri ile elde edilen davranışsal eşikler arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar oldukça kısıtlıdır.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Ana Bilim Dalı - Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Bilim Dalı Kliniği'nde takip edilen koklear implant kullanıcısı bireylerin, işitme cihazı kullanıcısı bireylerin, ve kontrol grubunu oluşturan normal işiten bireylerin serbest alan işitme eşikleri belirlendikten sonra ikinci aşamada serbest alanda hoparlör vasıtasıyla İUKP testi uygulanarak her iki test arasındaki ilişkinin incelenmesinin amaçlandığı çalışmanın bu bölümünde etik kurul onayına, katılımcılara, çalışma yöntemine ve verilerin elde edilmesi ile analizine ilişkin bilgilere yer verilmiştir.

5.1. Çalışmanın Gerçekleştirildiği Birim

Bu araştırma, Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Ana Bilim Dalı - Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Bilim Dalı Kliniği'nde gerçekleştirilmiştir.

5.2. Çalışma İzni ve Etik Kurul Onayı

Bu çalışma Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü KBB Ana Bilim Dalı - Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Bilim Dalı Yüksek Lisans Tezi olarak yürütülmüş olup, Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu tarafından 04.12.2020 tarihinde 09.2020.1311 sayılı protokol numarası ile araştırmanın uygulanmasında sakınca görülmediği bildirilmiş ve etik kurul onayı alınmıştır (Ek 1). Bütün katılımcılara, gönüllülük esasına bağlı olarak bilgilendirilmeler sözlü ve yazılı olarak yapılmış, gönüllü onay formu imzalatılmıştır.

5.3. Katılımcılar

5.3.1. Katılımcıların belirlenmesi ve sınıflandırılması

1. Grup: Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Odyoloji Bilim Dalı Kliniği'nde takip edilen koklear implant kullanıcısı bireyler
2. Grup: Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Odyoloji Bilim Dalı Kliniği'nde takip edilen sensörinöral işitme kayıplı işitme cihazı kullanıcısı bireyler
3. Grup: Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Odyoloji Bilim Dalı Kliniği'nde takip edilen sensörinöral işitme kayıplı işitme cihazı kullanıcısı bireylerin işitme cihazsız ölçümleri
4. Grup: Normal işiten bireylerden oluşan kontrol grubu

Araştırmanın örneklemini oluşturan 4 ayrı grup yukarıda belirtilmiştir. Her bir grup 20 katılımcıdan oluşacak şekilde toplamda 60 katılımcı araştırmaya dahil edilmiş olup 2. ve 3. Gruptaki bireyler aynı olmasına rağmen, aynı bireylere işitme cihazlı ve işitme cihazsız olacak şekilde farklı durumlarda testler uygulandığı için 80 ayrı ölçüm yapılmıştır.

5.3.2. Araştırmaya dahil edilme kriterleri

1. Grup İçin:

- İleri – çok ileri derecede sensörinöral işitme kaybı olmak
- En az bir kulağında ve minimum 1 yıldır koklear implant kullanıyor olmak
- 18 yaşından büyük olmak

2. ve 3. Grup İçin:

- Hafif – ileri derecede sensörinöral işitme kaybı olmak
- En az bir kulağında ve minimum 1 yıldır işitme cihazı kullanıyor olmak
- Normal KBB muayenesi ve akustik immitansmetrik bulgulara sahip olmak
- 18 yaşından büyük olmak

4. Grup İçin:

- Bilateral 250 – 8000 Hz arası işitme eşiklerinin 20 dB ve daha iyi olması
- Hava ve kemik yolu eşikleri arasında 10 dB HL'den fazla fark bulunmaması,
- Normal KBB muayenesi ve akustik immitansmetrik bulgulara sahip olmak
- Bilateral otoakustik emisyon mevcudiyeti
- 18 yaşından büyük olmak

5.3.3. Araştırmadan hariç tutulma kriterleri

- Konjenital işitme kaybı olup 3 yaşından önce herhangi bir işitsel müdahale uygulanmayan bireyler
- İşitme kaybında fluktuasyon yaratan patolojilere sahip olan bireyler
- Testlerin yapılmasına engel olacak fiziksel-motor gelişim geriliğine ve ek engele sahip olan bireyler

5.3.4. Katılımcıların bilgileri

Yaşları 18,8 ve 40,2 arasında değişip yaş ortalamaları 26,99 ± 7,31 yıl olan koklear implant kullanıcılarına ait demografik bilgiler Tablo 1'de gösterilmektedir.

Tablo 1. Koklear İmplant kullanıcılarına ait demografik bilgiler

Katılımcı No	Yaş (Yıl)	Cinsiyet	İşitme kaybının başladığı dönem	Kulak	Koklear İmplant kullanım süresi (Yıl)	İşlemci modeli
1	19,4	E	Prelingual	Sağ	9,2	Nucleus 6
2	22,7	E	Prelingual	Sol	13,4	Sonnet
3	37,5	K	Prelingual	Sağ	10,1	Nucleus 5
4	20,5	K	Prelingual	Sağ	15,6	Nucleus 6
5	18.8	K	Prelingual	Sol	14,6	Nucleus 6
6	24,4	E	Prelingual	Sol	4,1	Kanso
7	32,4	E	Postlingual	Sol	7,6	Nucleus 7
8	34,5	E	Prelingual	Sağ	6,2	Sonnet
9	22,2	K	Postlingual	Sol	2,2	Nucleus 6
10	25,2	K	Prelingual	Sağ	13,1	Nucleus 6
11	24,4	K	Postlingual	Sağ	4,1	Sonnet
12	21,3	K	Prelingual	Sağ	17,1	Nucleus 7
13	19.2	E	Prelingual	Sol	13,2	Nucleus 6
14	28,2	K	Postlingual	Sol	3,2	Nucleus 6
15	38,3	K	Postlingual	Sağ	4,3	Rondo
16	39,5	E	Postlingual	Sağ	7,1	Nucleus 5
17	25,2	K	Prelingual	Sol	1,7	Sonnet 2
18	40,2	K	Postlingual	Sağ	3,5	Rondo
19	24,8	K	Prelingual	Sağ	15,3	Nucleus 6
20	21,1	K	Postlingual	Sağ	5,7	Nucleus 6

Yaşları 18,9 ve 57,8 arasında değişip yaş ortalamaları 27,73 ± 12,27 yıl olan işitme cihazı kullanıcılarına ait demografik bilgiler Tablo 2'de gösterilmektedir.

Tablo 2. İşitme Cihazı Kullanıcılarına ait demografik bilgiler

Katılımcı No	Yaş (Yıl)	Cinsiyet	İşitme kaybının başladığı dönem	Kulak	İşitme Cihazı kullanım süresi (Yıl)
1	27,5	K	Prelingual	Bilateral	25,8
2	25,4	E	Postlingual	Sol	17,2
3	23,7	K	Postlingual	Sol	3,2
4	19,0	K	Prelingual	Bilateral	16,8
5	19,8	E	Postlingual	Bilateral	10,8
6	18,9	K	Prelingual	Bilateral	17,1
7	23,8	K	Postlingual	Bilateral	5,7
8	29,9	E	Postlingual	Bilateral	14,3
9	21,1	E	Prelingual	Sol	18,3
10	56,0	K	Postlingual	Sağ	8,3
11	50,5	E	Postlingual	Sağ	11,7
12	27,8	K	Postlingual	Bilateral	5,2
13	57,8	E	Postlingual	Sağ	2,7
14	19,7	K	Postlingual	Sağ	12,1
15	20,8	K	Postlingual	Bilateral	2,4
16	19,4	E	Postlingual	Bilateral	12,8
17	19,0	E	Prelingual	Bilateral	17,3
18	19,6	E	Postlingual	Bilateral	10,6
19	29,9	E	Prelingual	Bilateral	23,7
20	25,1	E	Postlingual	Bilateral	4,9

Yaşları 20,9 ve 25,7 arasında değişip yaş ortalamaları 23,35 ± 1,5 yıl olan normal işiten bireylere ait demografik bilgiler Tablo 3'de gösterilmektedir.

Tablo 3. Normal işiten bireylere ait demografik bilgiler

Katılımcı No	Yaş (Yıl)	Cinsiyet
1	25,7	E
2	24,0	K
3	25,0	K
4	25,0	E
5	22,9	K
6	23,2	K
7	25,3	E
8	23,2	K
9	23,3	E
10	23,5	E
11	22,6	E
12	21,7	E
13	21,2	K
14	22,5	K
15	20,9	K
16	23,2	K
17	21,0	K
18	21,5	K
19	24,2	E
20	25,2	E

5.4. Çalışma Yöntemi

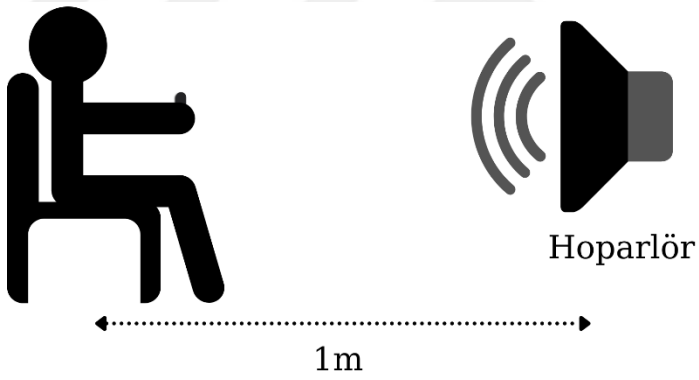
1. Grup için koklear implant ayarları ve pil durumu, 2. Grup için işitme cihazı ayarları, kulak kalıbı, feedback ve pil durumu, 3. ve 4. Gruplar için A.İmmitansmetri ve DPOAE testleri ile dış kulak orta kulak ve iç kulak yapıları kontrol edildikten sonra serbest alan odyometri ve İUKP testleri uygulanmıştır.

Odyolojik tanı bataryası, yukarıda belirtilen kontroller, serbest alan odyometri, elektrot montajı ve İUKP ölçümü dahil tüm işlemler; her bir birey için yaklaşık 2 saat sürmüştür. Hastanın bilinç durumunu stabil tutabilmek adına, dinlenmesine olanak sağlanarak İUKP ölçümü 2 seansta tamamlanmıştır.

5.4.1. Serbest alan odyometri

İlk aşamada; odyolojik standartlara uygun sessiz kabinde, katılımcılardan 1 metre uzaklıkta, baş hizasında, 0º açı ile konumlandırılan Denox hoparlör sistemi aracılığıyla AC-40 (Interacoustic Company, Assens, Denmark) klinik odyometreden 500-1000-2000-4000 Hz frekanslarında 5 Hz modülasyonlu uyaranlar (warble tone) gönderilerek 1. ve 2. Grupların koklear implant ve işitme cihazlarıyla olacak şekilde tüm grupların serbest alan işitme eşikleri belirlenmiştir (Şekil 8). Ardından odyoloğun mikrofon vasıtasıyla hoparlörden verdiği /da/ konuşma uyaranı ile tüm grupların Konuşmayı Fark Etme Eşiği (KFE) belirlenmiştir.

Sonrasında, Kİ ve İC kullanıcılarının koklear implantlı ve işitme cihazlı serbest alan Konuşmayı Ayırt Etme Skoru (Speech Discrimination – SD) belirlenmiştir.



Şekil 8. Serbest alan odyometri katılımcı ve hoparlör yerleşimi

5.4.2. İşitsel uyarılmış kortikal potansiyeller (İUKP)

5.4.2.1. Test ortamı ve kullanılan sistem

İUKP ölçümleri International Acoustic Company standartlarına uygun sessiz kabinde, Intelligent Hearing Systems, ABD, V:5.0 Smart Evoked Potential, Advanced Research Module sistemi kullanılarak yapılmıştır. Uyaranlar, katılımcılardan 1 metre uzaklıkta, baş hizasında, 0º açı ile konumlandırılan, frekans aralığı 80 Hz- 20 kHz, maksimum çıkış gücü 114 dB SPL olan JBL marka Control 1 Pro model hoparlör üzerinden verilmiştir.

5.4.2.2. Uyaran ve kayıt parametreleri

5.4.2.2.1. Uyaran parametreleri

Araştırmada, kalibre edilmiş 500, 1000, 2000 ve 4000 Hz tone burst uyaran ve konuşma uyaranı (/da/), 0° azimutta katılımcının bir metre uzaklığında konumlandırılan hoparlör ile serbest alanda sunulmuştur.

Sunulan tone burst uyaran, 50 ms durasyonda olup Blackman zarf kullanılmıştır.

Ünsüz- ünlü formunda oluşturulan sentetik /da/ hecesi 144 ms'lik durasyon ve 4 ms'lik voice onset time (VOT) ile, The University of Edinburgh, Festival Speech Synthesis System©" yazılımı kullanılarak oluşturulmuştur. Formant frekansları; F1: 706 Hz, F2: 1184 Hz, F3: 2707 Hz, F4: 3202 Hz'dir.

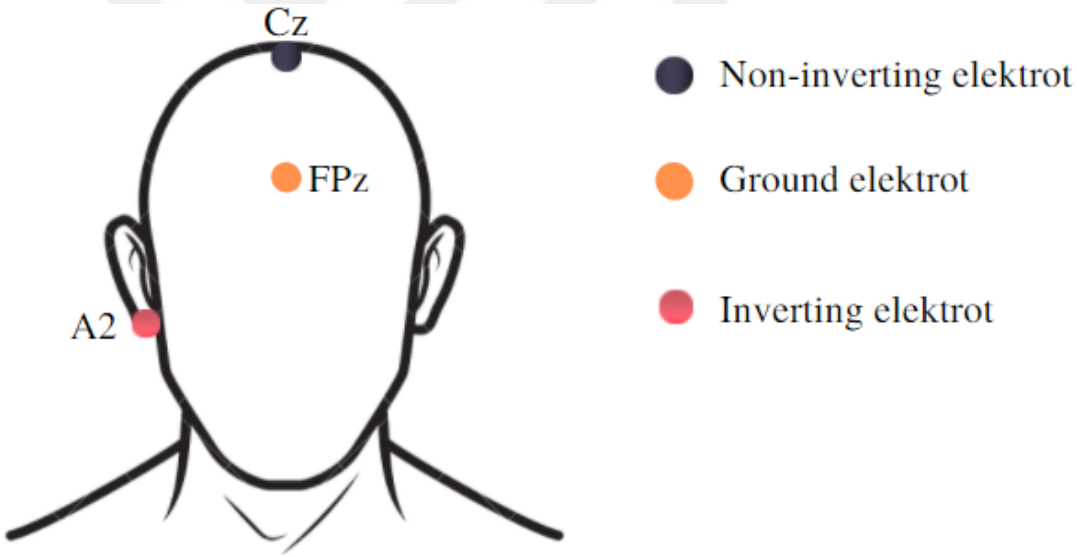
Uyaranlar alternete polaritede 1.1/sn tekrar oranı ile sunulmuştur. Averajlama sayısı 50 - 100 sweep olarak belirlenmiştir.

5.4.2.2.2. Kayıt parametreleri

EEG kaydı için analiz penceresi; pre-stimulus zamanı -100 msn, post-stimulus zamanı 600 msn olacak şekilde belirlenmiştir. Filtreleme aralığı 1-30 Hz, Artifact rejection +/- 100µV, Amplifikasyon x50.000 olarak ayarlanmıştır.

Elektrot montajı, Uluslararası 10-20 Sistemi'ne göre yapılmıştır (Jasper, 1958).

Tüm gruplarda; non-inverting elektrot için verteks (Cz), ground elektrot için alın (Fpz) bölgesi tercih edilmiştir. Inverting elektrot için; 3. grup ve 4. gruplarda sağ kulak memesi (A2) yerleşimi tercih edilmiş olup 1. ve 2. gruplarda, Kİ ve İC'nin kontralateral tarafındaki kulak memesi yerleşimi uygulanmıştır. Bilateral kullanıcılarda da sağ kulak memesi tercih edilmiştir (Şekil 10).



Şekil 9. Uygulanan elektrot montajı

5.4.2.3. Testin Uygulanması

Elektrot yerleştirilecek bölgeler Nuprep jel (Weaver and Company, Aurora, CO, ABD) ile temizlenerek cildin impedansının düşürülmesi ve iletkenliğin arttırılması sağlanmıştır. Cilt hazırlandıktan sonra EEG kaydı için Ten 20 (Weaver and Company, Aurora, CO, ABD) iletken pasta ile gold cup elektrotlar yerleştirilmiş ve impedans, 1 ve 3 kohm arasında tutulmuştur.

Bireylere; bel, boyun ve yükseklik ayarı yapılabilen rahat bir sandalyede uyanık ve oturma pozisyonda iken; dikkatlerini karşılarındaki ekranda sessiz olarak oynatılan filme vermeleri ve olabildiğince hareketsiz kalmaları talimatı verilmiştir.

Kalibre edilmiş 500, 1000, 2000 ve 4000 Hz tone burst uyaran ve konuşma uyaranı (/da/), 0° azimutta katılımcının bir metre önüne yerleştirilen hoparlör ile serbest alanda 70 dB SPL şiddetinde sunulmaya başlanmıştır. N1-P2 dalga kompleksi var olduğu taktirde; latans analizi yapabilmek adına sırasıyla 50 dB SPL, 30 dB SPL şiddetlerinde cevap aranmıştır.

30 dB SPL düzeyinden itibaren cevap elde edilmezse uyaran şiddeti 5 dB SPL arttırılmış; elde edilirse 10 dB SPL düşürülerek eşik seviyesi aranmıştır.

Her bir şiddet seviyesi için en az 2 kayıt alınmış; cevabın varlığından emin olunamadığı durumlarda maksimum 4 kez kayıtlar tekrarlanmıştır.

N1- P2 dalga komponentlerinin amplitüdleri, elde edilen dalganın negatif tepe noktası ile pozitif tepe noktası arasında µV cinsinden gözlenen farklılık olarak tanımlanmıştır.

Eşik seviyesi tespit edilirken, iki veya daha fazla İUKP kaydının dalga tekrarlanabilirliğinin incelenmesinin yanı sıra; N1-P2 amplitüdü, 500 Hz ve 1000 Hz frekanslarında 5 uV, 1000 ve 2000 Hz frekanslarında 3 uV olan cevaplar eşik seviyesi olarak kabul edilmiştir. Eğer hesaplanan amplitüd, bu değerlerden daha büyük elde edildiyse, interpolasyon tekniği kullanılarak cevabın elde edildiği seviyenin 5 dB aşağısı eşik olarak kabul edilmiştir (Coles ve Mason, 1984, Lightfoot ve Kennedy, 2006).

Aynı zamanda eşik seviyesinde elde edilen cevap latansının, 10 dB üzerinde elde edilen cevap latansı ile aralarında 20 msn'den fazla fark olmamasına özen gösterilerek eşik seviyesi kontrol edilmiştir (Rickards ve ark., 1996).

Ölçüm sırasında EEG penceresi sürekli olarak takip edilmiştir.

5.5. Verilerin Analizi

Araştırmaya alınan verilerin analizleri SPSS (Statistical Program in Social Sciences) 26 programı ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya alınan verilerde grup bazında kişi sayısı 20 olduğu için parametrik olmayan test yöntemleri kullanılmıştır (Alpar, 2020). Karşılaştırma testleri için anlamlılık düzeyi (p) 0,05 olarak alınmıştır. Değişkenlere ait değerler sayı ve yüzde olarak verilmiş olup parametrik olmayan verilerde ise sonuçlar medyan değerleri olarak verilmiştir.

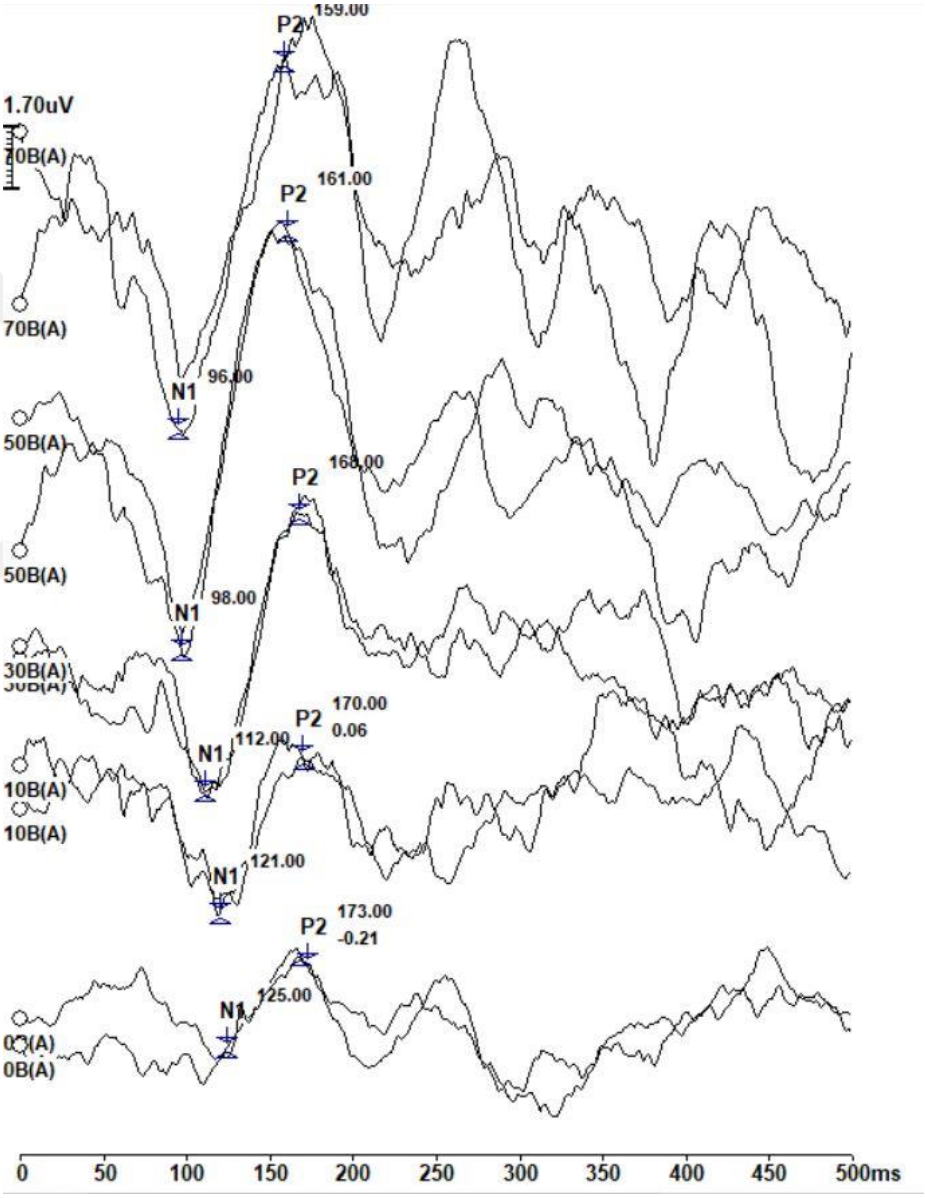
Bağımlı ikili gruplarda karşılaştırmalar Wilcoxon Testi ile yapılmıştır.

Ölçüm değerleri arasındaki ilişkiye bakmak için korelasyon analizi yapılmıştır. Korelasyon İlişki katsayıları -1 ile +1 arasında değişmektedir. İşaretler ilişkinin yönünü göstermektedir. -1'e ve +1'e yaklaşırken ilişkinin kuvveti artarken 0'a yaklaştıkça azalmaktadır. Bulguların değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan değerler; 0,00 – 0,19 ilişki yok (önemsenmeyecek düzeyde düşük ilişki), 0,20 – 0,39 zayıf ilişki, 0,40 – 0,69 orta düzeyde ilişki, 0,70 – 0,89 kuvvetli ilişki, 0,90 – 1,00 çok kuvvetli ilişki şeklinde yorumlanır (Alpar, 2020). Verilerde normal dağılım sağlanmadığı için "Sperman Sıra Korelasyon Katsayısı" kullanılmıştır.

Aynı zamanda, aynı katılımcılar üzerinden iki ayrı yöntem ile elde edilen ölçüm değerleri arasındaki farkların, ortalamalarına karşı saçılım grafiğini göstermek amacıyla Bland – Altman yöntemi kullanılmıştır. Bu grafikte, iki yöntem arasındaki farklar iki ayrı yöntemden elde edilen sonuçların ortalamalarına karşı çizilir. Grafiğin temelinde ortalama farkta ve ortalama fark artı ve eksi farkların standart sapmasının 1,96 katı olarak tanımlanan uyum sınırlarında horizontal çizgiler çizilmesi prensibi yatmaktadır.

6. BULGULAR

Eşik seviyesini tespit etmek amacıyla, yetişkin normal işiten katılımcıya, serbest alanda farklı şiddet düzeylerinde sunulan 1000 Hz tone burst uyaran ile oluşan N1-P2 dalga formları Şekil 10'da gösterilmektedir.



Şekil 10. Sunulan 1000 Hz tone burst uyaran için farklı şiddet düzeylerinde kaydedilen N1-P2 dalga formları

6.1. Eşik Seviyelerine Göre Grupların Karşılaştırılması

Katılımcıların serbest alan 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, /da/ ve İUKP 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, /da/ değerlerinin medyan ve çeyrekler açıklığı değerleri analiz edilmiş ve sonuçlar Tablo 4'te gösterilmiştir.

Tablo 4. Eşik Değerlerine Göre Gruplarının Karşılaştırılması

Değişken	Gruplar	Medyan	Çeyrek Ayrılışlar		
			25%	50%	75%
Serbest Alan 500 Hz	Normal	0,00	0,00	0,00	5,00
	Koklear İmplant	25,00	20,00	25,00	28,75
	İşitme Cihazı	25,00	15,00	25,00	28,75
	İşitme Cihazsız Ölçüm	35,00	20,00	35,00	40,00
Serbest Alan 1000 Hz	Normal	0,00	0,00	0,00	0,00
	Koklear İmplant	20,00	20,00	20,00	25,00
	İşitme Cihazı	20,00	20,00	20,00	28,75
	İşitme Cihazsız Ölçüm	40,00	25,00	40,00	48,75
Serbest Alan 2000 Hz	Normal	0,00	-3,75	0,00	0,00
	Koklear İmplant	20,00	15,00	20,00	25,00
	İşitme Cihazı	27,50	20,00	27,50	30,00
	İşitme Cihazsız Ölçüm	45,00	31,25	45,00	63,75
Serbest Alan 4000 Hz	Normal	0,00	0,00	0,00	0,00
	Koklear İmplant	20,00	20,00	20,00	25,00
	İşitme Cihazı	30,00	21,25	30,00	40,00
	İşitme Cihazsız Ölçüm	55,00	45,00	55,00	68,75
Serbest Alan /da/	Normal	0,00	0,00	0,00	5,00
	Koklear İmplant	25,00	21,25	25,00	30,00
	İşitme Cihazı	30,00	20,00	30,00	33,75
	İşitme Cihazsız Ölçüm	40,00	21,25	40,00	53,75
İUKP 500 Hz	Normal	2,50	0,00	2,50	8,75
	Koklear İmplant	22,50	20,00	22,50	28,75
	İşitme Cihazı	25,00	15,00	25,00	30,00
	İşitme Cihazsız Ölçüm	25,00	11,25	25,00	40,00
İUKP 1000 Hz	Normal	0,00	0,00	0,00	5,00
	Koklear İmplant	20,00	20,00	20,00	25,00
	İşitme Cihazı	20,00	20,00	20,00	25,00
	İşitme Cihazsız Ölçüm	37,50	26,25	37,50	45,00
İUKP 2000 Hz	Normal	0,00	0,00	0,00	5,00
	Koklear İmplant	20,00	20,00	20,00	25,00
	İşitme Cihazı	30,00	20,00	30,00	30,00
	İşitme Cihazsız Ölçüm	42,50	30,00	42,50	58,75
İUKP 4000 Hz	Normal	5,00	0,00	5,00	5,00
	Koklear İmplant	20,00	20,00	20,00	25,00
	İşitme Cihazı	35,00	30,00	35,00	43,75
	İşitme Cihazsız Ölçüm	50,00	45,00	50,00	70,00
İUKP /da/	Normal	5,00	1,25	5,00	8,75
	Koklear İmplant	30,00	20,00	30,00	30,00
	İşitme Cihazı	30,00	25,00	30,00	35,00
	İşitme Cihazsız Ölçüm	32,50	26,25	32,50	60,00

Ort; ortalama, ss; standart sapma, ENK; en küçük değer, ENB;en büyük değer,

6.2. Serbest Alan Odyometri ve İUKP Arasındaki İlişki

Çalışmaya dahil edilen katılımcılarda normal işitenler, koklear implant kullanıcıları, işitme cihazı kullanıcıları, işitme cihazsız ölçüm grupları için serbest alan 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, /da/ ve İUKP 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, /da/ değerleri arasında ilişki olup olmadığı analiz edilmiş ve sonuçlar aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 5. Normal İşitenler için Serbest Alan Odyometri ve İUKP Arasındaki İlişki

	r	p
Serbest Alan 500 - İUKP 500	,836**	0,000
Serbest Alan 1000 - İUKP 1000	,711**	0,000
Serbest Alan 2000 - İUKP 2000	,465*	0,039
Serbest Alan 4000 - İUKP 4000	0,280	0,232
Serbest Alan /da/ - İUKP /da/	0,243	0,301

r; sperman sıra korelasyon katsayısı, p; istatistiksel anlamlılık, *p<0,05 değişkenler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır.

Normal işiten grupta serbest alan 500 Hz ile İUKP 500 Hz arasında pozitif yönde çok yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur (p<0,05, Tablo 5).

Normal işiten grupta serbest alan 1000 Hz ile İUKP 1000 Hz arasında pozitif yönde yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur (p<0,05, Tablo 5).

Normal işiten grupta serbest alan 2000 Hz ile İUKP 2000 Hz arasında pozitif yönde orta düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur (p<0,05, Tablo 5).

Normal işiten grupta serbest alan 4000 Hz ile İUKP 4000 Hz arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 5).

Normal işiten grupta serbest alan /da/ ile İUKP /da/ arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 5).

Tablo 6. Koklear İmplant Kullanıcıları için Serbest Alan Odyometri ve İUKP Arasındaki İlişki

	r	p
Serbest Alan 500 - İUKP 500	,658**	0,002
Serbest Alan 1000 - İUKP 1000	,607**	0,005
Serbest Alan 2000 - İUKP 2000	,600**	0,005
Serbest Alan 4000 - İUKP 4000	,587**	0,006
Serbest Alan /da/ - İUKP /da/	,597**	0,005

r; sperman sıra korelasyon katsayısı, p; istatistiksel anlamlılık, *p<0,05 değişkenler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır.

Koklear implant kullanıcılarında serbest alan 500 Hz ile İUKP 500 Hz arasında pozitif yönde orta düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 6).

Koklear implant kullanıcılarında serbest alan 1000 Hz ile İUKP 1000 Hz arasında pozitif yönde orta düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 6).

Koklear implant kullanıcılarında serbest alan 2000 Hz ile İUKP 2000 Hz arasında pozitif yönde orta düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 6).

Koklear implant kullanıcılarında serbest alan 4000 Hz ile İUKP 4000 Hz arasında pozitif yönde orta düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 6).

Koklear implant kullanıcılarında serbest alan /da/ ile İUKP /da/ arasında pozitif yönde orta düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 6).

Tablo 7. İşitme Cihazı Kullanıcıları için Serbest Alan Odyometri ve İUKP Arasındaki İlişki

	r	p
Serbest Alan 500 - İUKP 500	,929**	0,000
Serbest Alan 1000 - İUKP 1000	,856**	0,000
Serbest Alan 2000 - İUKP 2000	,886**	0,000
Serbest Alan 4000 - İUKP 4000	,899**	0,000
Serbest Alan /da/ - İUKP /da/	,913**	0,000

r; sperman sıra korelasyon katsayısı, p; istatistiksel anlamlılık, *p<0,05 değişkenler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır.

İşitme Cihazı Kullanıcılarında serbest alan 500 Hz ile İUKP 500 Hz arasında pozitif yönde çok yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur (p<0,05, Tablo 7).

İşitme Cihazı Kullanıcılarında serbest alan 1000 Hz ile İUKP 1000 Hz arasında pozitif yönde yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur (p<0,05, Tablo 7).

İşitme Cihazı Kullanıcılarında serbest alan 2000 Hz ile İUKP 2000 Hz arasında pozitif yönde yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur (p<0,05, Tablo 7).

İşitme Cihazı Kullanıcılarında serbest alan 4000 Hz ile İUKP 4000 Hz arasında pozitif yönde yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur (p<0,05, Tablo 7).

İşitme Cihazı Kullanıcılarında serbest alan /da/ ile İUKP /da/ arasında pozitif yönde çok yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur (p<0,05, Tablo 7).

Tablo 8. İşitme Cihazsız Ölçüm Grubu için için Serbest Alan Odyometri ve İUKP Arasındaki İlişki

	r	p
Serbest Alan 500 - İUKP 500	,796**	0,000
Serbest Alan 1000 - İUKP 1000	,917**	0,000
Serbest Alan 2000 - İUKP 2000	,932**	0,000
Serbest Alan 4000 - İUKP 4000	,973**	0,000
Serbest Alan /da/ - İUKP /da/	,965**	0,000

r; sperman sıra korelasyon katsayısı, p; istatistiksel anlamlılık, *p<0,05 değişkenler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır.

İşitme cihazsız ölçüm grubunda serbest alan 500 Hz ile İUKP 500 Hz arasında pozitif yönde yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 8).

İşitme cihazsız ölçüm grubunda serbest alan 1000 Hz ile İUKP 1000 Hz arasında pozitif yönde çok yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 8).

İşitme cihazsız ölçüm grubunda serbest alan 2000 Hz ile İUKP 2000 Hz arasında pozitif yönde çok yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 8).

İşitme cihazsız ölçüm grubunda serbest alan 4000 Hz ile İUKP 4000 Hz arasında pozitif yönde çok yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 8).

İşitme cihazsız ölçüm grubunda serbest alan /da/ ile İUKP /da/ arasında pozitif yönde çok yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 8).

6.3. Gruplarda Bağımlı Ölçümlerin Karşılaştırılması

Çalışmaya dahil edilen katılımcılarda normal işitenler, koklear implant kullanıcıları, işitme cihazı kullanıcıları, işitme cihazsız ölçüm grupları için serbest alan 500 Hz ile İUKP 500 Hz, serbest alan 1000 Hz ile İUKP 1000 Hz, serbest alan 2000 Hz ile İUKP 2000 Hz, serbest alan 4000 Hz ile İUKP 4000 Hz, serbest alan /da/ ile İUKP /da/ değerleri arasında farklılık olup olmadığı analiz edilmiş ve sonuçlar aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 9. Gruplarda Bağımlı Ölçümlerin Karşılaştırılması

Bağımlı Ölçümler	**Normal**		**Koklear İmplant**		**İşitme Cihazlı**		**İşitme Cihazsız**	
	Test	**p**	**Test**	**p**	**Test**	**p**	**Test**	**p**
İUKP 500 Hz - Serbest Alan 500 Hz	*-2,887*	*0,004**	-1,604	0,109	-0,816	0,414	*-2,582*	*0,010**
İUKP 1000 Hz - Serbest Alan 1000 Hz	*-2,714*	*0,007**	-1,643	0,100	-0,905	0,366	-1,208	0,227
İUKP 2000 Hz - Serbest Alan 2000 Hz	*-3,500*	*<0,001**	-0,910	0,363	-0,535	0,593	-1,006	0,314
İUKP 4000 Hz - Serbest Alan 4000 Hz	*-3,557*	*<0,001**	-0,184	0,854	-1,617	0,106	-1,658	0,097
İUKP /da/ - Serbest Alan /da/	*-2,565*	*<0,001**	-1,290	0,197	-1,706	0,088	-0,546	0,585

Test; Wilcoxon İşaret Testi Değeri, p; istatistiksel anlamlılık, *p<0,05 ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

Normal işitenler için;

İUKP 500 Hz ile Serbest alan 500 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,05, Tablo 9).

İUKP 1000 Hz ile Serbest alan 1000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,05, Tablo 9).

İUKP 2000 Hz ile Serbest alan 2000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,05, Tablo 9).

İUKP 4000 Hz ile Serbest alan 4000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,05, Tablo 9).

İUKP /da/ ile Serbest alan /da/ değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0,05, Tablo 9).

Koklear implant kullanıcıları için:

İUKP 500 Hz ile Serbest alan 500 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 9).

İUKP 1000 Hz ile Serbest alan 1000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 9).

İUKP 2000 Hz ile Serbest alan 2000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 9).

İUKP 4000 Hz ile Serbest alan 4000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 9).

İUKP /da/ ile Serbest alan /da/ değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 9).

İşitme Cihazı Kullananlar için;

İUKP 500 Hz ile Serbest alan 500 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 9).

İUKP 1000 Hz ile Serbest alan 1000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 9).

İUKP 2000 Hz ile Serbest alan 2000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 9).

İUKP 4000 Hz ile Serbest alan 4000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 9).

İUKP /da/ ile Serbest alan /da/ değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p>0,05, Tablo 9).

İşitme Cihazsız Ölçüm Grubu için;

İUKP 500 Hz ile Serbest alan 500 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 9).

İUKP 1000 Hz ile Serbest alan 1000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$, Tablo 9).

İUKP 2000 Hz ile Serbest alan 2000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$, Tablo 9).

İUKP 4000 Hz ile Serbest alan 4000 Hz değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$, Tablo 9).

İUKP /da/ ile Serbest alan /da/ değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$, Tablo 9).

6.4. Konuşmayı Ayırt Etme Skoru ve N1 – P2 Latansı Arasındaki İlişki

Çalışmaya dahil edilen katılımcılarda, koklear implant kullanıcıları ve işitme cihazı kullanıcıları için koklear implantlı ve işitme cihazlı serbest alan Konuşmayı Ayırt Etme Skoru (Speech Discrimination – SD) ile /da/ uyaranına cevaben oluşan N1 ve P2 dalga latansları arasında ilişki olup olmadığı analiz edilmiş ve sonuçlar Tablo 10'da gösterilmiştir.

Tablo 10. Konuşmayı Ayırt Etme Skoru ve N1 – P2 Latansı Arasındaki İlişki

		Koklear İmplant Kullanıcıları		**İşitme Cihazı Kullanıcıları**	
		r	**p**	**r**	**p**
SD	**/da/ - N1**	*-0,765***	*0,000*	-0,248	0,292
	/da/ - P2	*-0,597***	*0,005*	-0,183	0,439

r; sperman sıra korelasyon katsayısı, p; istatistiksel anlamlılık, *p<0,05 değişkenler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır.

Koklear İmplant kullanıcılarında:

SD ile /da/ uyaranına cevaben oluşan N1 dalga latansı arasında negatif yönde yüksek düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 10).

SD ile /da/ uyaranına cevaben oluşan P2 dalga latansı arasında negatif yönde orta düzeyde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$, Tablo 10).

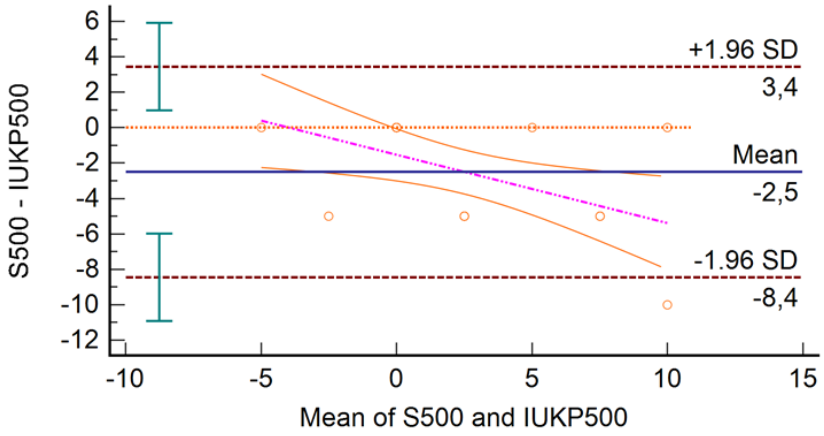
İşitme Cihazı kullanıcılarında:

SD ile /da/ uyaranına cevaben oluşan N1 dalga latansı arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$, Tablo 10).

SD ile ile /da/ uyaranına cevaben oluşan P2 dalga latansı arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$, Tablo 10).

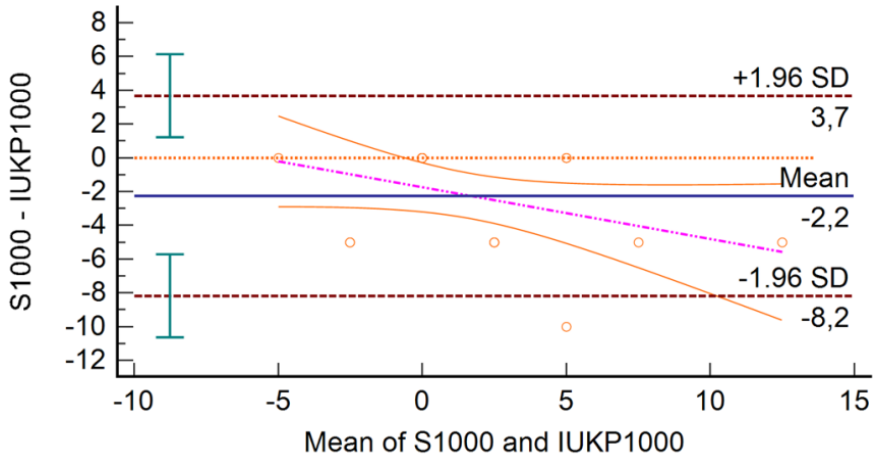
6.5. Bland – Altman Yöntemi ile Serbest Alan Odyometri ve İUKP Testi Arasındaki Uyumun İncelenmesi

Normal işiten grup için:



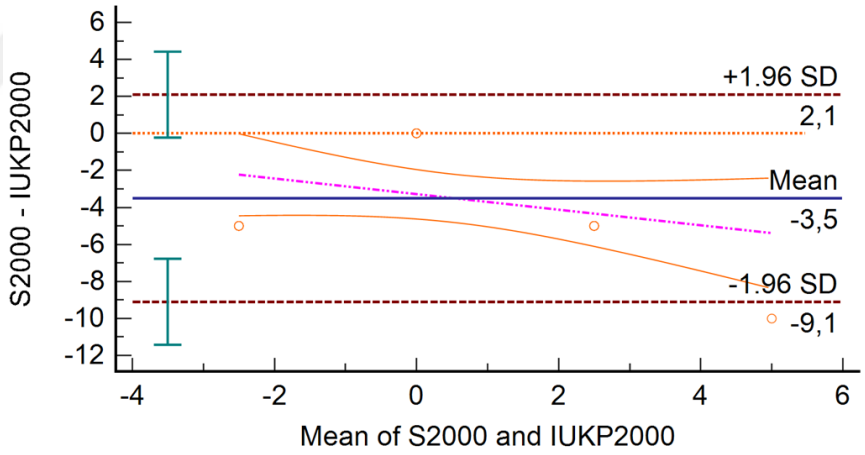
Şekil 11. Serbest Alan 500 Hz ile IUKP 500 Hz Değeri

Uyum sınırları -2,5 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-8,4 ile 3,4), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



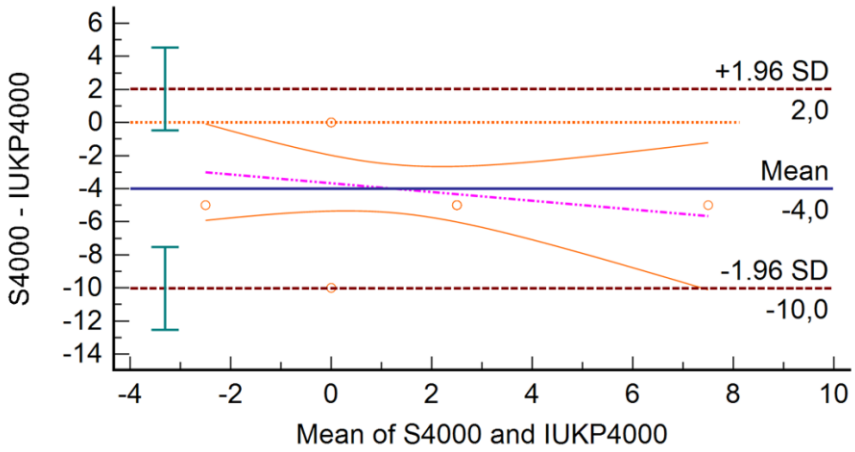
Şekil 12. Serbest Alan 1000 Hz ile IUKP 1000 Hz Değeri

Uyum sınırları -2,2 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-8,2 ile 3,7), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



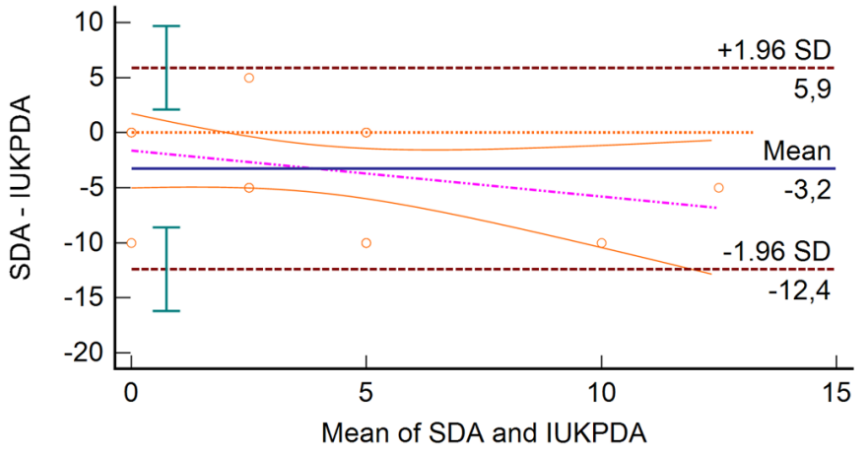
Şekil 13. Serbest Alan 2000 Hz ile IUKP 2000 Hz Değeri

Uyum sınırları -3,5 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-9,1 ile 2,1), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



Şekil 14. Serbest Alan 4000 Hz ile IUKP 4000 Hz Değeri

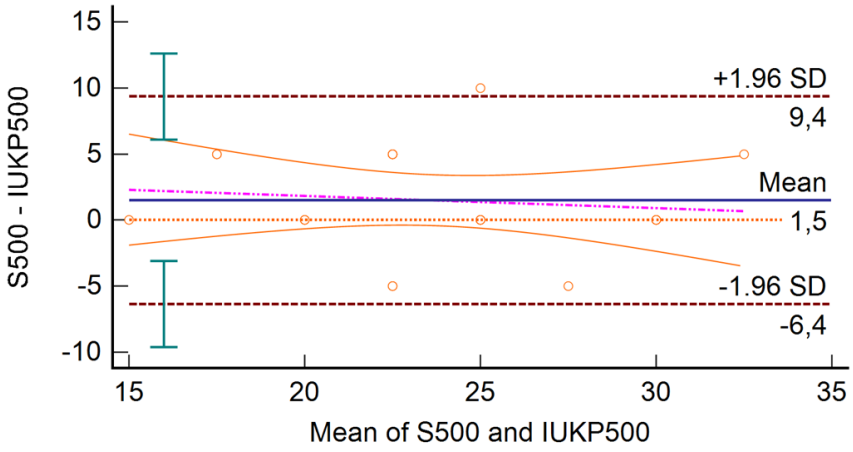
Uyum sınırları -4,0 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-10,0 ile 2,0), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



Şekil 15. Serbest Alan /da/ ile IUKP /da/ Değeri

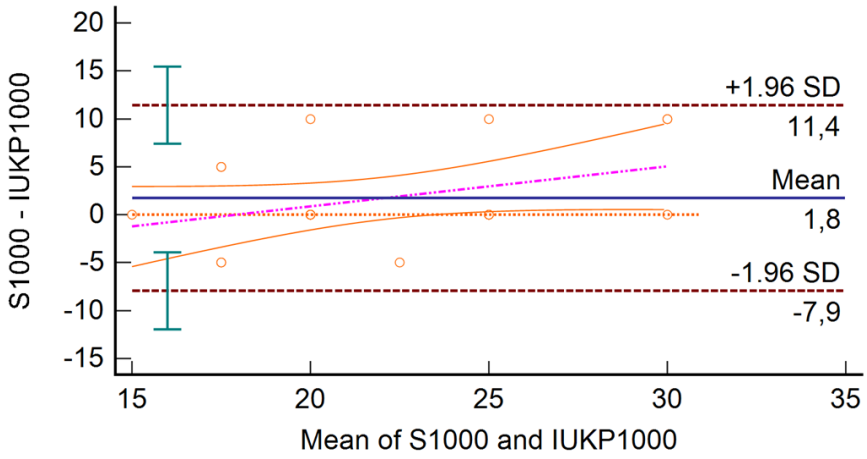
Uyum sınırları -3,2 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-12,4 ile 5,9), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.

Koklear İmplant Kullanıcıları İçin:



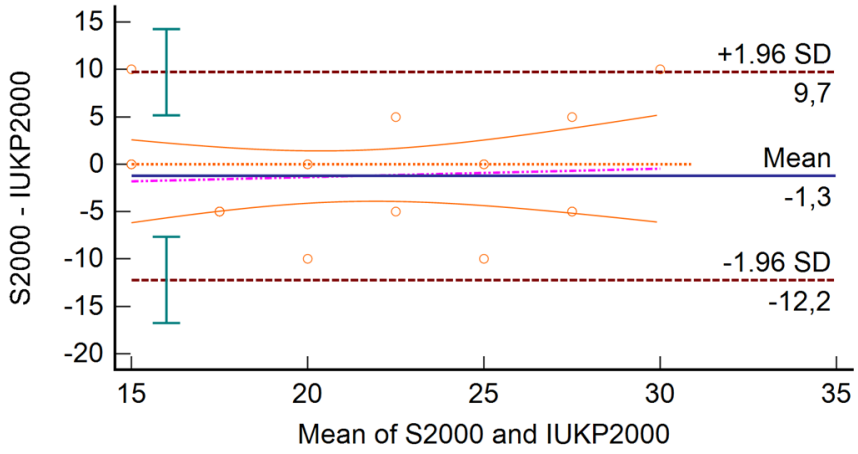
Şekil 16. Serbest Alan 500 Hz ile IUKP 500 Hz Değeri

Uyum sınırları 1,5± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-6,4 ile 9,4), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



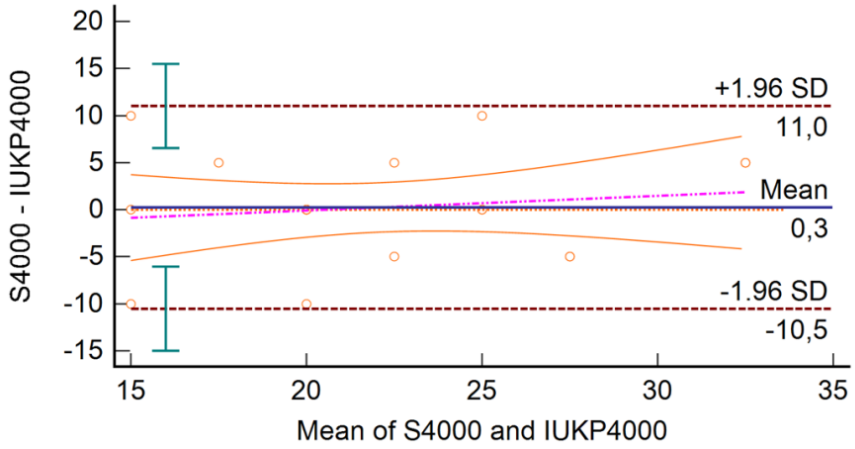
Şekil 17. Serbest Alan 1000 Hz ile IUKP 1000 Hz Değeri

Uyum sınırları 1,5± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-7,9 ile 11,4), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



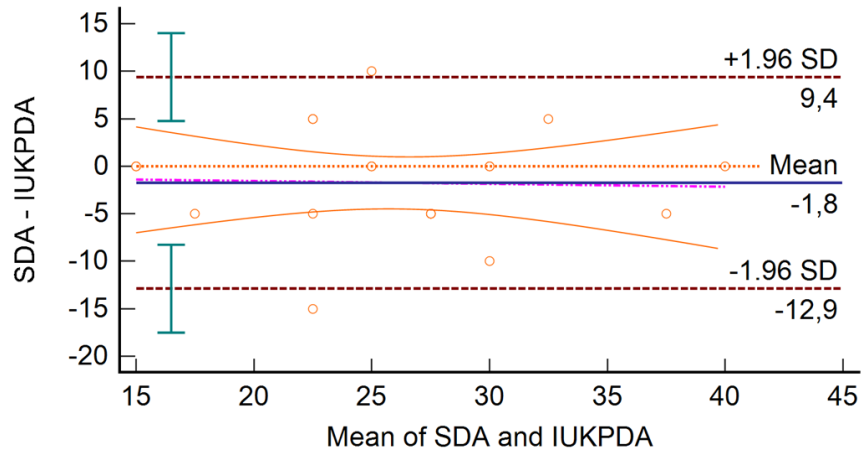
Şekil 18. Serbest Alan 2000 Hz ile IUKP 2000 Hz Değeri

Uyum sınırları -1,3± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-12,2 ile 9,7), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



Şekil 19. Serbest Alan 4000 Hz ile IUKP 4000 Hz Değeri

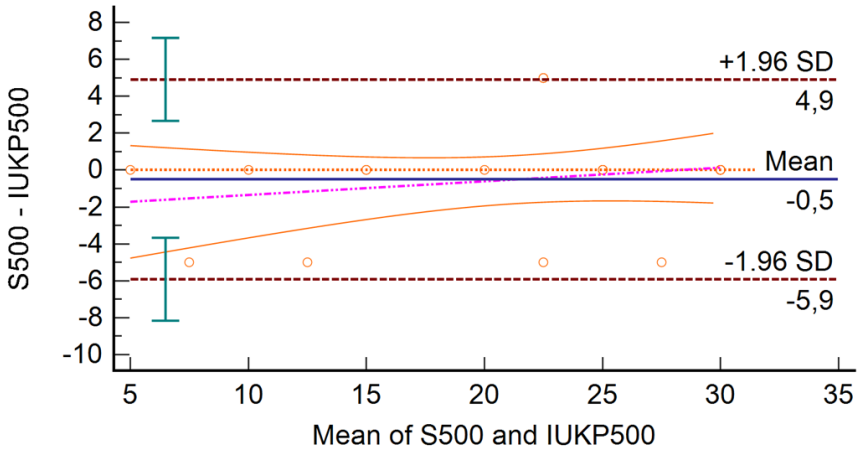
Uyum sınırları 0,3 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-10,5 ile 11,0), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



Şekil 20. Serbest Alan /da/ ile IUKP /da/ Değeri

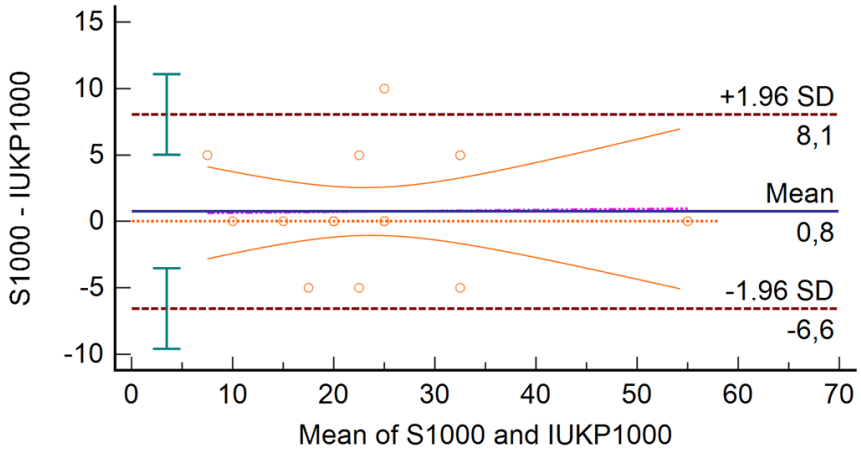
Uyum sınırları -1,8 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-12,9 ile 9,4), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.

İşitme Cihazı Kullanıcıları İçin:



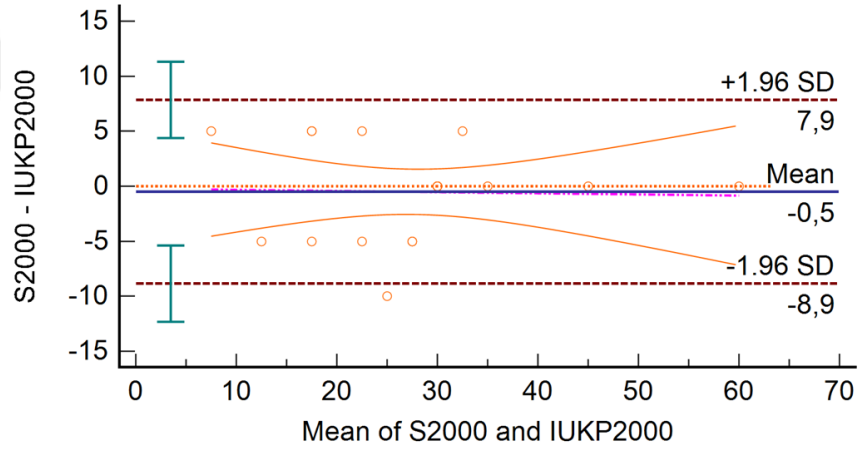
Şekil 21. Serbest Alan 500 Hz ile IUKP 500 Hz Değeri

Uyum sınırları -0,5 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-5,9 ile 4,9), burada farkların ortalaması ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



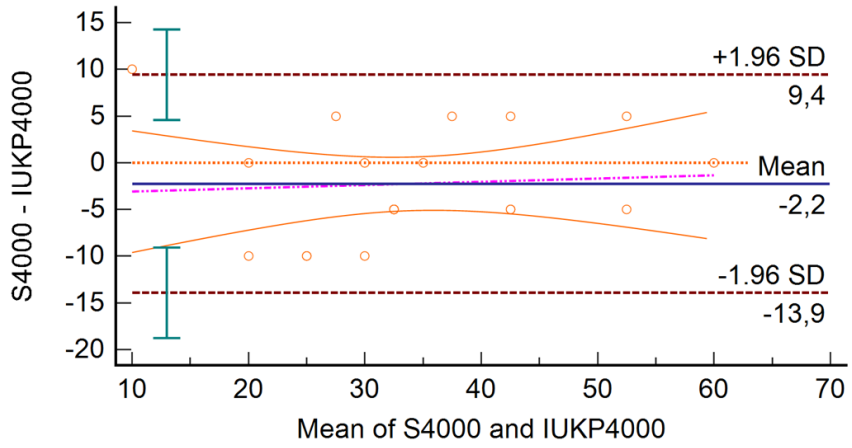
Şekil 22. Serbest Alan 1000 Hz ile IUKP 1000 Hz Değeri

Uyum sınırları 0,8 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-6,6 ile 8,1), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



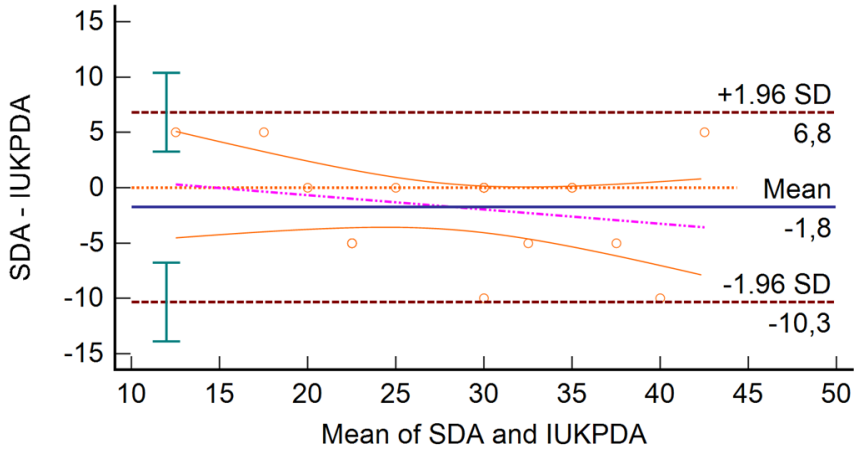
Şekil 23. Serbest Alan 2000 Hz ile IUKP 2000 Hz Değeri

Uyum sınırları -0,5± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-8,9 ile 7,9), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



Şekil 24. Serbest Alan 4000 Hz ile IUKP 4000 Hz Değeri

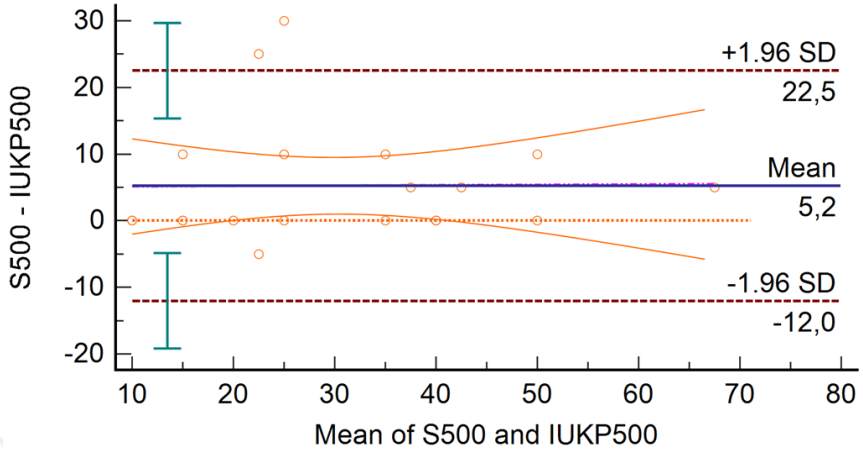
Uyum sınırları -2,2± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-13,9 ile 9,4), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



Şekil 25. Serbest Alan /da/ ile IUKP /da/ Değeri

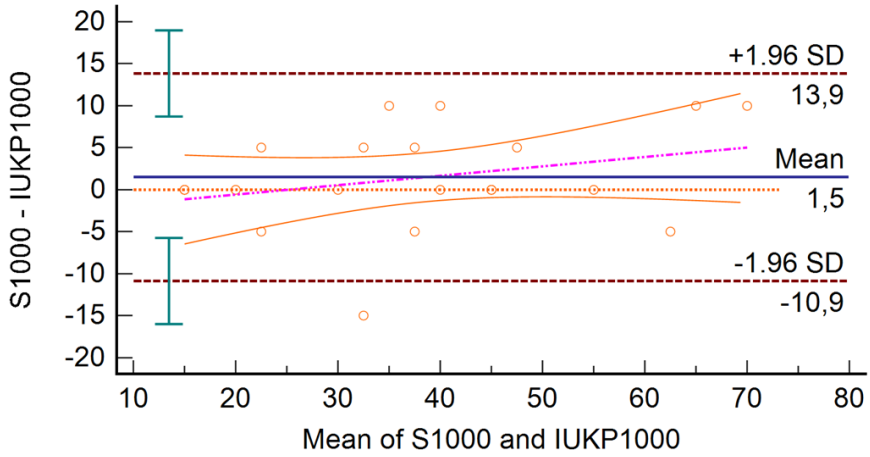
Uyum sınırları -1,8 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-10,3 ile 6,8), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.

İşitme Cihazsız Ölçüm Grubu İçin:



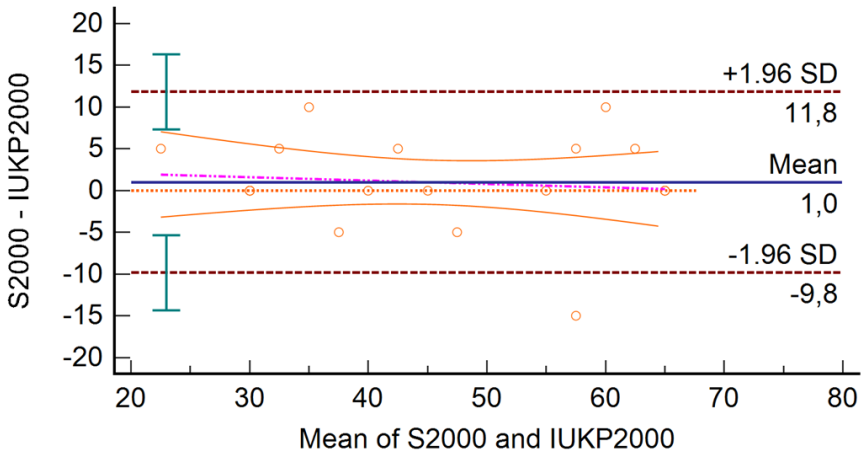
Şekil 26. Serbest Alan 500 Hz ile IUKP 500 Hz Değeri

Uyum sınırları 5,2 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-12,0 ile 22,5), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



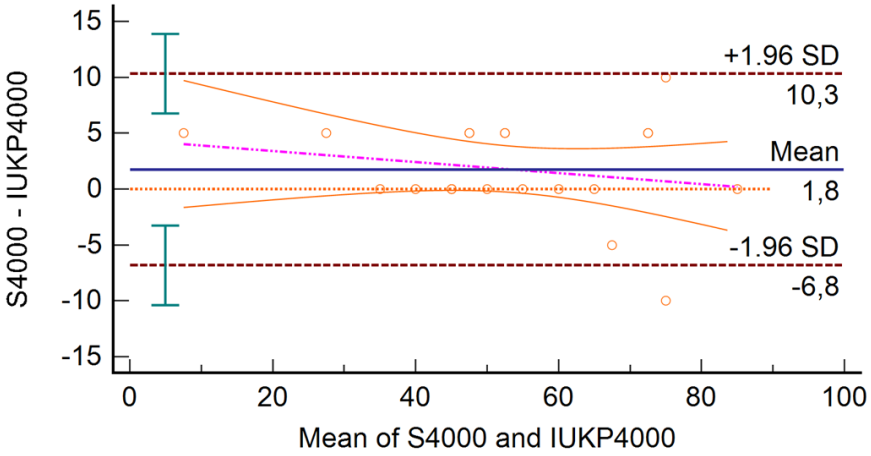
Şekil 27. Serbest Alan 1000 Hz ile IUKP 1000 Hz Değeri

Uyum sınırları 1,5± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-10,9 ile 13,9), burada farkların o ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



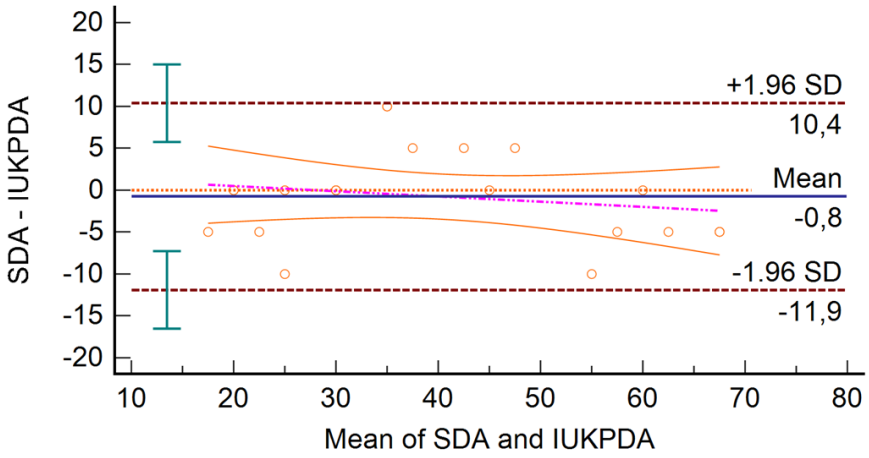
Şekil 28. Serbest Alan 2000 Hz ile IUKP 2000 Hz Değeri

Uyum sınırları 1,0 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-9,8 ile 11,8), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



Şekil 29. Serbest Alan 4000 Hz ile IUKP 4000 Hz Değeri

Uyum sınırları 1,8 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-6,8 ile 10,3), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.



Şekil 30. Serbest Alan /da/ ile IUKP /da/ Değeri

Uyum sınırları -0,8 ± 1,96 * standart sapma güven aralığı (-11,9 ile 10,4), burada farkların ortalaması sıfıra yaklaştığı için ölçümler arasında uyum olduğu hesaplanmıştır.

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

1960'ların başlarında P1-N1-P2 kompleksi, klinik uygulamalarda yerini aldıktan sonra; birçok çalışmada işitsel hassasiyetin tahmini ve ölçümü için kullanılmaya başlanmıştır. Zaman içinde; uyaran, kayıt parametreleri ve kişiye bağlı faktörlerin optimize edilmesiyle N1–P2 kompleksinin hem normal işiten hem de işitme kayıplı bireylerde davranışsal eşikleri tahmin etmek için klinik kullanımı yaygınlaşmıştır (Hyde, 1997, Martin ve ark., 2008).

Özellikle non-organik işitme kayıplarında, mevcut işitme kaybının abartıldığı durumlarda ve medikolegal vakalarda, sesin işitsel korteks düzeyindeki nöral kodlamasını yansıttığından İUKP'nin işitme eşiği tahmini amacıyla klinik kullanımı oldukça fayda sağlamaktadır (Boniver, 2002, Martin ve ark., 2008).

Normal işiten ve/veya işitme kayıplı bireylerin davranışsal ve elektrofizyolojik eşikleri arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmaların çoğunda, 500 ile 4000 Hz arasında olacak şekilde çeşitli frekanslarda uyaranların kullanıldığı ve çalışmamızdakine benzer şekilde uyaran şiddetinin 10 dB'lik adımlar ile sunulduğu gözlenmiştir. En net ve tanınabilir cevabın gözlendiği şiddet düzeyinin 5 dB aşağısının eşik seviyesi olarak kabul edildiği gözlenmiştir.

Bu çalışmalar içinde; davranışsal eşikler ile İUKP eşiği arasında elde edilen en düşük uyum, 2000 Hz uyaranda 22±12 dB'lik fark ile Maanen ve Stapells (2005)'in çalışması olmuştur. Aynı çalışmada 500 Hz ve 1000 Hz uyaran için eşik farkı sırasıyla 20±6 dB ve 20±9 dB olarak elde edilmiştir. İUKP için frekanslar arasında anlamlı farklılığın olmadığı bu çalışmada, bu fark oranlarında dahi, araştırmacılar İUKP'nin eşik tahmini için uygun bir yöntem olduğunu doğrulamışlardır.

Yeung ve Wong (2007)'un İUKP ile 40 Hz ASSR'yi karşılaştırdıkları çalışmada, İUKP ile elde edilen eşiklerin ASSR ile elde edilenlere göre davranışsal eşiklere daha yakın olduğu bulunmuştur. İki ölçüm arasında gözlenen bu farkın sebebinin cevabın kaydedildiği anatomik bölgeler olduğu düşünülmektedir. İUKP, superior temporal gyrusun üst ve lateral yüzeyinde birincil ve ikincil işitsel korteksten kaynak alırken (Hyde, 1997); ASSR'nin kaynak aldığı bölgeler kullanılan modülasyon frekansına bağlıdır. Primer işitsel korteks ile ilişkili geç kortikal yapılardan ASSR cevabı oluşturmak için 40 Hz yerine 20 Hz veya daha düşük bir modülasyon frekansının kullanılmasını önerilmiştir (Cone-Wesson ve ark., 2002, Yeung ve Wong, 2007).

Aynı çalışmada İUKP ile elde edilen eşikler ile davranışsal eşikler arasındaki farkın 500, 1000, 2000 ve 4000 Hz için sırasıyla 6±9 dB, 8±7 dB, 8±8 dB ve −2±15 dB olduğu belirtilmiştir. Belirtilen bu farkların, genel olarak çalışmamızda elde edilen değerlere göre yüksek olduğu gözlenmiştir.

Çalışmamızda İUKP testi ile davranışsal eşikler arasında elde edilen farklar; normal işiten bireylerin oluşturduğu grupta 500 Hz – 1000 Hz – 2000 Hz – 4000 Hz ve /da/ uyaranları için sırasıyla; 2.5 dB, 0 dB, 0 dB, 5 dB ve 5 dB; koklear implant kullanıcılarının oluşturduğu grupta 500 Hz – 1000 Hz – 2000 Hz – 4000 Hz ve /da/ uyaranları için sırasıyla; -2.5 dB, 0 dB, 0 dB, 0 dB, 5 dB; işitme cihazı kullanıcılarının oluşturduğu grupta 500 Hz – 1000 Hz – 2000 Hz – 4000 Hz ve /da/ uyaranları için sırasıyla; 0 dB, 0 dB, 2.5 dB, 5 dB ve 0 dB; işitme cihazsız ölçüm grubu için 500 Hz – 1000 Hz – 2000 Hz – 4000 Hz ve /da/ uyaranları için sırasıyla; - 10 dB, -2.5 dB, -2.5 dB, -5 dB, -7,5 dB olarak elde edilmiştir.

Yeung ve Wong (2007)'un çalışmasında, İUKP testini uygulayan araştırmacıların; davranışsal eşiklerden haberdar olmamaları sebebiyle tarafsız ölçüm yapmalarının ve her bir uyaran şiddetinde maksimum iki kayıt almalarının davranışsal eşikler ile İUKP eşikleri arasında; çalışmamızda elde edilenden daha yüksek fark oranlarıyla sonuçlanmasına sebep olduğu düşünülmektedir. Ancak alan yazın değerlendirmesi yapıldığında daha yüksek fark oranlarının elde edildiği gözlendiğinden (Hoth, 1993, Lightfoot ve Kennedy, 2006, Tsui ve ark., 2002) araştırmacının tarafsız olmasının daha doğru tahminle sonuçlanmadığı, aksine test yorumlama sürecinin uzamasına ve ekstra insan gücüne ihtiyaç duyulmasına sebep olduğu sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızda, her bir grubun ilk yarısına önce davranışsal eşik ölçümü diğer yarısına ise önce İUKP testi uygulanarak taraflılık faktörü ekarte edilmeye çalışılmıştır. Aynı zamanda tüm katılımcılarda, uyaranın sunulduğu şiddet düzeyinde minimum 2 maksimum 4 kayıt alınarak cevabın varlığından emin olunmasına özen gösterilmiştir.

İUKP ve diğer elektrofizyolojik ölçümlerin karşılaştırdıkları çalışmalarda da İUKP'nin uyanık yetişkinlerde davranışsal işitme eşiği tahmininde daha güvenilir ve tutarlı bir test bataryası olduğu gözlenmiştir. İUKP sonuçları, diğer elektrofizyolojik test bataryalarına göre işitme kaybının derecesinden, uyaran frekansından ve katılımcılar arası değişkenliklerden daha az etkilenmektedir (Tomlin ve ark., 2006).

Literatürde genel olarak, İUKP eşiğinin, davranışsal eşikler ile 5–15 dB aralığında uyumlu olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda, davranışsal eşik ile İUKP ile elde edilen elektrofizyolojik eşik arasındaki farklar literatürle tutarlı olarak elde edilmiştir (Cesur ve Derinsu, 2018, Coles ve Mason, 1984, Hyde, 1997, Lightfoot ve Kennedy, 2006, Prasher ve ark., 1993a, Rickards ve ark., 1996, Stapells, 2009, Tsu ve ark., 2002).

Literatürde bazı çalışmalar, alçak frekanslarda elde edilen eşik farklarının, yüksek frekanslarda elde edilen eşik farklarına göre daha az olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da normal işiten bireyler, koklear implant kullanıcısı bireyler ve işitme cihazı kullanıcısı bireylerin oluşturduğu gruplarda benzer bulgular elde edilmiştir. Bu duruma alçak frekanslı uyaranların daha büyük amplitüdlü cevaplar üretmesi sebep olarak gösterilebilir (Jacobson ve ark., 1992, Tomlin ve ark., 2006, Wunderlich ve ark., 2006). Ancak çalışmamızda frekanslar arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir.

Lightfoot ve Kennedy (2006)'nin yaptığı çalışmada ise 8000 Hz'de elde edilen davranışsal eşik ile İUKP eşiği arasındaki farkın alçak frekanslarla elde edilen ile benzer olduğu gözlenmiştir. Literatürde yüksek frekansların alçak frekanslara göre daha düşük duyarlılığa sahip olduğunu bildiren çalışmalara ikinci bir görüş olarak, sunulan uyaran frekansının sırası ve test süresinin sebep olabileceği düşünülmektedir. Katılımcının dikkati, test süresi uzadıkça düşeceğinden testin sonlarına doğru sunulan frekans bölgesinde daha düşük amplitüd gözlenebileceği ve mevcut cevabın tanınmasının zorlaşabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda da benzer olarak en son 4000 Hz ve /da/ konuşma uyaranları sunulmuştur ancak özellikle dikkati dağılan katılımcıların bilinç durumunu stabil tutabilmek adına, dinlenmesine olanak sağlanarak İUKP ölçümünün 2 seansta tamamlanmış olması sebebiyle 4000 Hz ve /da/ konuşma uyaranları için iki test arasında gözlenen en yüksek fark yalnızca normal işiten bireylerin oluşturduğu grupta gözlenmiş olup diğer gruplarda gözlenmediğinden klinik olarak anlamlı bir bulgu olarak kabul edilmemiştir.

Aynı zamanda, çalışmamızda tüm frekanslarda her iki test ile elde edilen eşikler arasında yalnızca normal işiten grupta istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Literatür değerlendirmesinde bu konu ile alakalı, işitme kaybı arttıkça her iki test ile elde edilen eşikler arasındaki korelasyonun arttığını belirten çalışmalar mevcuttur (Tsu ve ark., 2002, Yeung ve Wong, 2007). Bu duruma; işitme kayıplı kulakta gözlenen ‘’neural tuning’’ değişikliklerinin etkisiyle recruitmentın sebep olduğu düşünülmektedir. Sensörinöral işitme kayıplı kulaklarda ‘’neural tuning curve’’lerin bozulduğu bilinmektedir. Dolayısıyla, işitme kayıplı kulaklarda meydana gelen elektrofizyolojik cevaplar, birçok işitsel sinir fibrilinin uyarılmasından kaynaklanabilir ve normal işiten kulaktaki daha kısıtlı bir fibril bölgesinden kaynaklanan cevaplardan daha yüksek amplitüdlü oluşabilir (Johnson ve Brown, 2005, Liberman ve Kiang, 1984). Ancak tam tersi, işitme kaybı derecesinin her iki test arasındaki korelasyonu etkilemediğine dair çalışmalar da bildirilmiştir (Prasher ve ark., 1993b, Tomlin ve ark., 2006).

Sonuç olarak, çalışmamızda davranışsal eşik ile İUKP eşiği arasındaki korelasyon literatürle uyumlu olsa da literatürde bildirilen değerlerden ve beklediğimizden daha iyi elde edilmiştir. Bu duruma ilk olarak, özellikle kooperasyonu yüksek hastaların çalışmaya dahil edilmesi ile hareketten kaynaklanabilecek artifaktların minimuma indirgenmesinin sebep olduğu düşünülmektedir. Ayrıca bu sonuç üzerinde, eşik seviyesine yaklaştıkça elde edilen dalga latansları değişkenlik gösterebileceğinden, cevaptan emin olabilmek adına minimum 2 maksimum 4 kayıt alınmasının ve 80 ölçümün 40’ında öncelikle davranışsal eşik değerlendirmesinin yapılmış olmasının da etkisi olabilir.

Bir diğer önemli etken; literatürde davranışsal eşikler ile İUKP eşiği arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar insert kulaklıklar aracılığıyla yapılarak kulağa özgü bilgi sağlamaktadır. Ancak çalışmamızın temel amacı, bireylerin Kİ ve İC'den gördükleri faydayı ölçmek olduğu için serbest alan odyometri ve serbest alan İUKP testleri kullanılmıştır. Dolayısıyla çalışmamızda kullanılan uyaran kalibrasyonu literatürde bildirilenlerden farklıdır. Uyaran kalibrasyon farklılıklarına bağlı olarak her iki test için elde edilen eşikler arasındaki ilişkinin değişebileceği göz önünde bulundurulmalıdır (Van Maanen ve Stapells, 2005).

Bununla birlikte; P1-N1-P2 kompleksi uyaran özelliklerine hassastır. Sunulan uyaranların özellikleri; işitme cihazı işlemlemesi ve stratejileri aracılığıyla değiştirildiğinden, işitme cihazlı İUKP ölçümlerinde; işitme eşiği tahmininde olduğu gibi, fizyolojik ve davranışsal eşikler arasındaki korelasyonların korunup korunmadığına dair fikir ayrılıkları halen devam etmektedir (Billings ve ark., 2007, Dillon, 2008, Martin ve ark., 2007).

İşitme cihazı gibi koklear implantlar da ulaşan sinyali değiştirmekte ve bu nedenle kanal sayısı, volume kontrolü gibi özellikler İUKP dalga morfolojisini etkileyebilmektedir (Friesen ve ark., 2009).

Fikir ayrılıklarına rağmen İUKP; diğer elektrofizyolojik test bataryalarına kıyasla daha uzun durasyonlu uyaranlar kullanılabilmesi ile kompresyon gibi işitme cihazı stratejilerinin sese tepki vermesi için zaman tanımakla kalmayıp frekansa spesifik inceleme yapılabilmesine olanak sağlamaktadır. Örneğin, ABR testi için ideal olan kısa durasyonlu click ve tone burst uyaranlar, işitme cihazının kompresyon devresini uzun durasyonlu uyaranlarla aynı şekilde etkinleştirmeyebilir ve işitme cihazı algoritması tarafından "gürültü" olarak değerlendirilebilir (Alcántara ve ark., 2003, Brown ve ark., 1999).

Aynı zamanda İUKP ölçümü, kişinin gündelik hayatında iletişim kurabilmesi için en temel öge olan konuşma uyaranının da kullanılabilmesi ile işitsel kortekste meydana gelen konuşmanın nöral kodlaması hakkında bilgi sağlamaktadır. Ek olarak, ABR ve ASSR ölçümlerine kıyasla; işitme cihazının sağladığı sesin, yalnızca beyin sapı düzeyinde değil, işitsel korteksteki fizyolojik tespiti ve algılanması hakkında da bilgi sağlamakta olup, cilde yerleştirilen elektrotların anatomik orijinlere daha yakın olması sebebiyle daha az tekrar ile amplitüdü daha büyük ve belirgin dalga formları elde edilmektedir (Dillon, 2005, Purdy ve ark., 2005).

Tüm bu bilgiler ışığında, işitme cihazı kullanan yetişkinlerde ve pediatrik grupta amplifikasyon ile sağlanan faydanın tanımlanmasında İUKP'yi ele alan birçok çalışma mevcuttur (Chang ve ark., 2012a, Golding ve ark., 2007, Purdy ve ark., 2001)

İşitme cihazından görülen faydanın değerlendirilmesinde davranışsal testler kritik bir öneme sahiptir. Ancak davranışsal teste koopere olamayan bireylerin değerlendirilmesinde anketler ya da objektif testler alternatif yöntemler olarak kullanılmaktadır. Literatürde bu iki alternatif yöntemin kıyaslandığı çalışmalarda, aralarında pozitif korelasyon bulunduğu gözlenmiştir (Golding ve ark., 2007, Robbins ve ark., 1991).

Genel olarak, işitme cihazlı İUKP ölçümlerini konu alan çalışmalar, amplifikasyonun daha kısa latans, daha büyük amplitüd ve daha iyi dalga morfolojisi bulguları ile sonuçlandığını göstermektedir. Örneğin (Korczak ve ark., 2005), 14 sensörinöral işitme kayıplı bireyi orta ve ileri-çok ileri derecede işitme kaybı olanlar şeklinde 2 gruba ayırarak N1 dalgası ile birlikte MMN, N2b, P3b cevaplarını da kaydettikleri çalışmada, işitme cihazlı elde edilen N1 dalgasının, işitme cihazsız duruma göre amplitüdünün daha yüksek, latansının daha kısa ve daha iyi dalga morfolojisine sahip olduğunu gözlemlemişlerdir. Aynı zamanda bu çalışma, özellikle ileri – çok ileri derecede işitme kayıplı grupta İUKP'lerin tespit edilebilirliğinin arttığını göstermiştir. Ancak (Korczak ve ark., 2005) tüm bu neticelere karşın sonuçların bireyler arasında oldukça değişken olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda, aynı katılımcıların işitme cihazlı ve işitme cihazsız serbest alan eşiklerinde gözlenen iyileşme ile aynı şekilde, İUKP eşiklerinde de iyileşme tespit edilmiştir.

Ayıca, çalışmamızda latans analizi yapılmamış olmasına rağmen aynı katılımcıların N1 - P2 dalga latansları arasında da işitme cihazlı durumda işitme cihazsız duruma kıyasla azalmanın olduğu gözlenmiştir.

Davranışsal eşiği belirlenemeyen veya güvenilir olmayan bireylerde bilgi eksikliğinden dolayı, odyologlar Kİ veya İC programlaması yaparken normal şartlarda öngörülenden ve gerekenden daha az kazanç ve verimle konservatif yaklaşım gösterebilmektedir.

Literatür değerlendirilmesi yapıldığında, Kİ veya İC programlamalarını doğrulayabilmek adına İUKP'yi kullanırken temel yaklaşım, /m/ gibi alçak frekanslı veya /t/ gibi yüksek frekanslı bir konuşma uyaranı sunulduğunda cevabın oluşmamasına ya da oluşan İUKP dalga özelliklerine göre alçak frekans veya yüksek frekans bölgesinde yapılacak ayarları manipüle etme prensibine dayanmaktadır. Bu teknik, yapılan programlama ile ilgili spesifik bilgi vermediğinden (Purdy, 2004); İUKP test bataryasının Kİ veya İC programlamalarına olan sensitivitesi hakkında bilgi sahibi olabilmek adına, araştırmalarda aynı katılımcıya çapraz doğrulama yöntemine dayalı hem davranışsal hem de İUKP ölçümlerini bir arada uygulayarak Kİ veya İC performansını değerlendirmenin gerekliliğinden bahsetmektedir.

Aynı şekilde, çalışmamızda İUKP test bataryasının Kİ ve İC programlamalarının değerlendirilmesi noktasında normal işiten bireylerin oluşturduğu grup hariç tüm gruplarda serbest alan odyometri testi ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0,05$), normal işitenler de dahil tüm gruplarda anlamlı ilişki elde edilmiştir ($p<0.05$). Normal işiten grupta da davranışsal eşikler ve İUKP eşikleri birbirleriyle oldukça yakın elde edilmiş ve yalnızca normal işiten grupta istatistiksel anlamda farklılık gözlenmemesi klinik olarak anlamlı bir bulgu değildir.

Ayrıca, yöntem karşılaştırma çalışmalarında temel hedef, iki ayrı yöntemin birbirleri yerine kullanılabilmesi için elde edilen sonuçların birbirleri ile uyumlu olup olmadığını belirlemektir. Belirli bir parametreyi ölçmek için kullanılan iki ayrı yöntemi kıyaslayarak yöntemlerin sonuçlarının uyumlu olup olmadığını belirlerken kullanılan klasik yöntemlerden olan korelasyon katsayısı ve regresyon analizleri yeterli olmamakta ve genellikle yanlış sonuçlar doğurabilmektedir (Giavarina, 2015, Myles ve Cui, 2007).

Çalışmamızda her iki yöntem birbirleriyle karşılaştırıldığından, yanıltıcı sonuçları ekarte edebilmek adına ek olarak Bland – Altman analizi de kullanılmıştır. Bland-Altman analizine göre de serbest alan odyometri ile İUKP ölçümleri arasında tüm uyaran frekanslarında ve tüm çalışma gruplarında uyum olduğu hesaplanmıştır.

Çalışmamızda aynı zamanda, bireylerin koklear implantlı ve işitme cihazlı konuşmayı ayırt etme skorları ile İUKP testinde 70 dB SPL şiddet düzeyinde sunulan /da/ uyaranına cevaben oluşan N1 ve P2 dalga latansları arasındaki ilişki de incelenmiştir.

Konuşma uyaranına cevaben oluşan İUKP; konuşmanın işlemlenmesi hakkında bilgi sağlamakta olup, güvenilir davranışsal cevabı olmayan ve konuşma ayırt etme noktasında problem yaşayan bireyler için özellikle önemlidir. Ayrıca, uygun amplifikasyona rağmen konuşmayı algılamada zorluk yaşayan kişiler için de yararlı olabilmektedir. Oluşan cevaplar, işitme cihazlı İUKP ölçümünde konuşma uyaranının santral sinir sistemi tarafından nasıl işlendiği hakkında ekstra bilgi sağlayabilmekte ve sensörinöral işitme kaybı ile konuşmanın işlemlenmesini etkileyebilecek herhangi bir ek bilişsel süreç arasında belli bir etkileşim olup olmadığını ortaya çıkarabilmektedir (Martin ve ark., 2008).

Groenen ve ark. (2001), Kİ kullanıcılarında, tonal uyaranlar, ünlü ve ünsüz harf kontrastları ile yaptıkları N1-P2 ve P300 ölçümü ile davranışsal konuşmayı tanıma performansını kıyasladıkları çalışmada her iki ölçüm sonucu arasında bir ilişki bulmuşlardır. Daha kötü performans gösteren Kİ kullanıcılarının, daha iyi performans gösterenlere göre daha küçük P300 dalga amplitüdüne sahip oldukları bildirilmiştir. Ancak konuşmayı tanıma performansı ile P300 latansı arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Özellikle ünsüz harf kontrastlarının ayırt edilmesi, normal işitmeye sahip kontrol grubunda dahi zorlayıcı bir görev olmaktadır. Bu duruma çözüm olarak, daha fazla averajlama gibi kayıt parametrelerinin manipüle edilmesi gerektiği fikrini öne sürmüşlerdir.

Aynı çalışmada, tanımlanabilir bir P300 cevabına sahip olmayan Kİ kullanıcılarının, tekrar edilebilir N1-P2 dalga komponentine sahip oldukları gözlenmiştir. Bu durumda, seslerin duyulduğu ancak açıkça ayırt edilemediği sonucu çıkmaktadır.

Öte yandan, konuşma uyaranları ile kortikal potansiyeller için herhangi bir standardizasyon bulunmamasına rağmen, belli çalışmalar bu uyaranların konuşmayı algılama ve ayırt etmenin nöral temelini inceleyebilmek ve kompleks sinyal işlemleme ile ilgili ekstra bilgi sağlayabilmek adına ideal bir yöntem olacağını göstermektedir. Literatürde, N1-P2 kompleksinin, konuşma dilinde bulunan ve konuşma algısı için kritik önem taşıyan spektral ve temporal ipuçlarının çoğunu yansıttığı bildirilmiştir (Martin ve ark., 1997, Ostroff ve ark., 1998).

Aynı zamanda N1-P2 kompleksi, koklear implantasyon, işitme cihazı kullanımı gibi herhangi bir işitsel müdahaleden sonra konuşma-ses edinimi sırasında oluşan nörofizyolojik değişiklikleri gözlemlemek için kullanılabilmektedir. Daha da önemlisi, davranışsal olarak kooperasyon sağlamakta zorlanan bireyleri değerlendirirken, algının fizyolojik bağlantıları özellikle önem taşıyabilmektedir (Tremblay ve ark., 2001). Dolayısıyla çeşitli sebeplerden ötürü davranışsal değerlendirmenin kesin bir sonuca ulaştıramadığı durumlarda, konuşma uyaranları ile yapılan İUKP ölçümleri konuşmanın algılanması ve ayırt edilmesi hakkında bilgi sağlamaya yardımcı olmaktadır.

Trembley ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada, konuşma algısı geliştikçe N1-P2 dalga amplitüdünün arttığını belirtmişlerdir. Dalga morfolojisinde gözlenen pozitif yöndeki bu değişimlerin, nöral senkronizasyon artışının yanı sıra, iyileşmiş konuşma algısı ile ilişkili olarak güçlenmiş nöral bağlantıları yansıttığı düşünülmektedir. Santral işitme sisteminde ve nöral aktivitede oluşan değişimlerin N1-P2 dalga komponenti ile yansıtılabileceğini gösteren bu çalışma ile, konuşma algısındaki değişiklikleri ölçmek için potansiyel bir klinik araç olarak N1-P2 kompleksinin kullanılabileceği ileri sürülmektedir (Steinschneider ve ark., 1999, Tremblay ve ark., 2001).

Groenen ve ark. (1996), yaptıkları çalışmada, Kİ kullanıcılarını iyi ve orta düzeyde konuşma algısına sahip olanlar olarak sınıflandırarak İUKP testini uygulamışlardır. İyi performans gösterenlerde N1 ve P2 dalga amplitüdü ve latansları normal aralıkta elde edilmiştir. Orta düzeyde performans gösterenlerde ise N1 dalga amplitüdü normal sınırlardayken, P2 amplitüdleri normal aralığın dışında elde edilmiştir.

Çalışmamızda, dalga tekrarlanabilirliği ve güvenilirliği yüksek olan N1-P2 dalga latanslarının koklear implant ve işitme cihazı kullanıcılarında konuşmayı ayırt etme skoru ile arasında herhangi bir korelasyon olup olmadığı incelenmiştir.

Koklear implant kullanıcılarında konuşmayı ayırt etme skoru ile /da/ - N1 dalga latansı ve konuşmayı ayırt etme skoru ile /da/ - P2 dalga latansı arasında negatif yönde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur ($p<0,05$). Ancak, işitme cihazı kullanıcılarında konuşmayı ayırt etme skoru ile /da/ - N1 dalga latansı ve konuşmayı ayırt etme skoru ile /da/ - P2 dalga latansı arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$).

Makhdoum ve ark (1998), Kİ kullanıcıları ile yaptıkları çalışmada konuşmayı algılama skoru ile P2 dalga latansı arasındaki ilişkinin, çalışmamızdakine benzer şekilde negatif yönde anlamlı olduğunu belirtmişlerdir (Makhdoum ve ark., 1998).

Aynı şekilde Kelly ve ark. (2005), Kİ kullanıcıları ile yaptıkları çalışmada P2 dalga latansı ile konuşma performansı arasındaki ilişkinin anlamlı olduğu bulgusuna ulaşmışlardır. Çalışmada, İUKP testi uygulanan Kİ kullanıcılarının tamamının postlingual veya progresif işitme kaybına sahip olmaları sebebiyle maturasyonunu tamamlamış P2 dalgasına sahip olduklarını dolayısıyla P2 dalga latansı ve konuşma skorları arasındaki ilişkinin Kİ öncesi işitmenin kötüleşmesi ve Kİ sonrası iyileşmelere bağlı santral işitsel fonksiyonlardaki değişiklikleri yansıttığı düşünülmektedir (Kelly ve ark., 2005).

Tüm bu çalışmaların yanı sıra çalışmamızda da konuşma algısının, kayıt kolaylığı ve güvenilir cevap sağlayan İUKP ile ilişkisinin bulunması sebebiyle Kİ performansı açısından öngörü sağlayabilen objektif bir göstergesi olarak İUKP'nin hem klinik rutinde hem de araştırmalar açısından yararlı olabileceği düşünülmektedir.

Sonuç olarak, tüm bu bilgiler ışığında santral problemler, bilinç durumu ve dikkat, kas artifaktı gibi faktörlerin İUKP kayıtları üzerinde önemli bir etkisinin olması sebebiyle, test esnasında birey dikkatle izlendiği taktirde güvenilirliği yüksek ve frekansa özgü İUKP ölçümünün, yalnızca işitme eşiği tahmininde değil aynı zamanda koklear implant veya işitme cihazından görülen faydanın ve odyolog tarafından yapılan programlamaların değerlendirilmesinde de davranışsal teste güçlü bir alternatif olduğu gözlenmiştir.

8. KAYNAKLAR

Alcántara JL, Moore BC, Kühnel V, Launer S. Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid. Int J Audiol. 2003;42 (1): 34-42.

Barnet AB. Eeg Audiometry in Children Under Three Years of Age. Acta Oto-Laryngologica. 1971;72 (1-6): 1-13.

Berlad I, Pratt H. P300 in response to the subject's own name. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section. 1995;96 (5): 472-474.

Beynon AJ, Snik AF, van den Broek P. Evaluation of cochlear implant benefit with auditory cortical evoked potentials. Int J Audiol. 2002;41 (7): 429-435.

Billings CJ, Tremblay KL, Miller CW. Aided cortical auditory evoked potentials in response to changes in hearing aid gain. International journal of audiology. 2011;50 (7): 459-467.

Billings CJ, Tremblay KL, Souza PE, Binns MA. Effects of hearing aid amplification and stimulus intensity on cortical auditory evoked potentials. Audiology and Neurotology. 2007;12 (4): 234-246.

Boniver R. Slow auditory evoked potentials: the end of malingering in audiology. Int Tinnitus J. 2002;8 (1): 58-61.

Brown E, Klein AJ, Snydee KA. Hearing-aid-processed tone pips: electroacoustic and ABR characteristics. J Am Acad Audiol. 1999;10 (4): 190-197.

Budd TW, Barry RJ, Gordon E, Rennie C, Michie PT. Decrement of the N1 auditory event-related potential with stimulus repetition: habituation vs. refractoriness. Int J Psychophysiol. 1998;31 (1): 51-68.

Cesur S, Derinsu U. Threshold Estimation with The P1-N1-P2 Cortical Auditory Evokes Potentials. 2018.

Chang H-W, Dillon H, Carter L, Van Dun B, Young S-T. The relationship between cortical auditory evoked potential (CAEP) detection and estimated audibility in infants with sensorineural hearing loss. International Journal of Audiology. 2012a;51 (9): 663-670.

Chang HW, Dillon H, Carter L, van Dun B, Young ST. The relationship between cortical auditory evoked potential (CAEP) detection and estimated audibility in infants with sensorineural hearing loss. Int J Audiol. 2012b;51 (9): 663-670.

Chiappa KH, Ropper AH. Evoked potentials in clinical medicine (first of two parts). N Engl J Med. 1982;306 (19): 1140-1150.

Ching TY, Hill M. The Parents' Evaluation of Aural/Oral Performance of Children (PEACH) scale: normative data. J Am Acad Audiol. 2007;18 (3): 220-235.

Coles RR, Mason SM. The results of cortical electric response audiometry in medico-legal investigations. Br J Audiol. 1984;18 (2): 71-78.

Cone-Wesson B, Rickards F, Poulis C, Praker J, Tan L, Pollard J. The auditory steady-state response: clinical observations and applications in infants and children. Journal of the American Academy of Audiology. 2002;13 (05): 270-282.

Cone-Wesson B, Wunderlich J. Auditory evoked potentials from the cortex: audiology applications. Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery. 2003;11 (5): 372-377.

Cox RM, Alexander GC. The abbreviated profile of hearing aid benefit. Ear Hear. 1995;16 (2): 176-186.

Cox RM, Alexander GC. Measuring Satisfaction with Amplification in Daily Life: The SADL Scale. Ear and Hearing. 1999;20 (4): 306-320.

Crowley KE, Colrain IM. A review of the evidence for P2 being an independent component process: age, sleep and modality. Clin Neurophysiol. 2004;115 (4): 732-744.

Davis H. Slow cortical responses evoked by acoustic stimuli. Acta Oto-laryngologica. 1965;59 (2-6): 179-185.

Davis P. The electrical response of the human brain to auditory stimuli. American Journal of Physiology. 1939;126: 475-476.

Dehaene-Lambertz G. Electrophysiological correlates of categorical phoneme perception in adults. Neuroreport. 1997;8 (4): 919-924.

Di S, Barth DS. The functional anatomy of middle-latency auditory evoked potentials: thalamocortical connections. J Neurophysiol. 1992;68 (2): 425-431.

Dillon H. Hearing aids: Hodder Arnold; 2008.

Dillon H. So, baby, how does it sound? Cortical assessment of infants with hearing aids. The Hearing Journal. 2005;58 (10): 10,12-17.

Donchin E. Event-related Brain Potentials: A Tool in the Study of Human Information Processing. In: Begleiter H, ed. Evoked Brain Potentials and Behavior. Boston, MA: Springer New York; 1979. p. 13-88.

Donchin E, Ritter W, McCallum C, editors. COGNITIVE PSYCHOPHYSIOLOGY: THE ENDOGENOUS COMPONENTS OF THE ERP1978.

Eggermont JJ, Ponton CW, Don M, Waring MD, Kwong B. Maturational delays in cortical evoked potentials in cochlear implant users. Acta Otolaryngol. 1997;117 (2): 161-163.

Erwin R, Buchwald JS. Midlatency auditory evoked responses: differential effects of sleep in the human. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1986;65 (5): 383-392.

Ferraro JA. Electrocochleography: a review of recording approaches, clinical applications, and new findings in adults and children. J Am Acad Audiol. 2010;21 (3): 145-152.

Friesen LM, Tremblay KL, Rohila N, Wright RA, Shannon RV, Başkent D, et al.

Evoked cortical activity and speech recognition as a function of the number of simulated cochlear implant channels. Clin Neurophysiol. 2009;120 (4): 776-782.

Gatehouse S, Noble W. The speech, spatial and qualities of hearing scale (SSQ). International journal of audiology. 2004;43 (2): 85-99.

Giavarina D. Understanding bland altman analysis. Biochemia medica. 2015;25 (2): 141-151.

Glista D, Easwar V, Purcell DW, Scollie S. A Pilot Study on Cortical Auditory Evoked Potentials in Children: Aided CAEPs Reflect Improved High-Frequency Audibility with Frequency Compression Hearing Aid Technology. Int J Otolaryngol. 2012;2012: 982894.

Godey B, Schwartz D, de Graaf JB, Chauvel P, Liégeois-Chauvel C. Neuromagnetic source localization of auditory evoked fields and intracerebral evoked potentials: a comparison of data in the same patients. Clin Neurophysiol. 2001;112 (10): 1850-1859.

Golding M, Pearce W, Seymour J, Cooper A, Ching T, Dillon H. The relationship between obligatory cortical auditory evoked potentials (CAEPs) and functional measures in young infants. Journal of the American Academy of Audiology. 2007;18 (02): 117-125.

Golding M, Purdy S, Sharma M, Dillon H. The Effect of Stimulus Duration and Inter-Stimulus Interval on Cortical Responses in Infants. Australian and New Zealand Journal of Audiology. 2006;28: 122-136.

Goldstein R, Rodman LB. Early components of averaged evoked responses to rapidly repeated auditory stimuli. J Speech Hear Res. 1967;10 (4): 697-705.

Graziani LJ, Weitzman ED, Velasco MS. Neurologic maturation and auditory evoked responses in low birth weight infants. Pediatrics. 1968;41 (2): 483-494.

Groenen PA, Beynon AJ, Snik AF, Broek Pvd. Speech-evoked cortical potentials recognition in cochlear implant users and speech. Scandinavian audiology. 2001;30 (1): 31-40.

Grunwald T, Boutros NN, Pezer N, von Oertzen J, Fernández G, Schaller C, et al. Neuronal substrates of sensory gating within the human brain. Biol Psychiatry. 2003;53 (6): 511-519.

Hall JW. New handbook of auditory evoked responses. Boston: Pearson; 2007.

He S, Teagle HF, Roush P, Grose JH, Buchman CA. Objective hearing threshold estimation in children with auditory neuropathy spectrum disorder. The Laryngoscope. 2013;123 (11): 2859.

Hone SW, Norman G, Keogh I, Kelly V. The use of cortical evoked response audiometry in the assessment of noise-induced hearing loss. Otolaryngol Head Neck Surg. 2003;128 (2): 257-262.

Hoth S. Computer-aided hearing threshold determination from cortical auditory evoked potentials. Scandinavian audiology. 1993;22 (3): 165-177.

Howard MA, Volkov IO, Mirsky R, Garell PC, Noh MD, Granner M, et al. Auditory cortex on the human posterior superior temporal gyrus. J Comp Neurol. 2000;416 (1): 79-92.

Hughes ML. Objective measures in cochlear implants: Plural Publishing; 2012.

Hyde M. The N1 response and its applications. Audiol Neurootol. 1997;2 (5): 281-307.

Jacobson GP, Lombardi DM, Gibbens ND, Ahmad B, Newman CW. The effects of stimulus frequency and recording site on the amplitude and latency of multichannel cortical auditory evoked potential (CAEP) component N1. Ear and Hearing. 1992;13 (5): 300-306.

Jasper H. Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. 1958;10: 370-375.

Jewett DL, Williston JS. Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans. Brain. 1971;94 (4): 681-696.

Johnson TA, Brown CJ. Threshold prediction using the auditory steady-state response and the tone burst auditory brain stem response: a within-subject comparison. Ear Hear. 2005;26 (6): 559-576.

Kappenman E, Luck S. The Oxford Handbook of Event-Related Potential Components; 2012.

Kelly AS, Purdy SC, Thorne PR. Electrophysiological and speech perception measures of auditory processing in experienced adult cochlear implant users. Clin Neurophysiol. 2005;116 (6): 1235-1246.

Killion M, Halteren A, Stenfelt S, Warren D. Hearing Aid Transducers. 2016. p. 59-92.

Kisley MA, Polk SD, Ross RG, Levisohn PM, Freedman R. Early postnatal development of sensory gating. Neuroreport. 2003;14 (5): 693-697.

Korczak P, Kurtzberg D, Stapells D. Effects of Sensorineural Hearing Loss and Personal Hearing Aids on Cortical Event-Related Potential and Behavioral Measures of Speech-Sound Processing. Ear and hearing. 2005;26: 165-185.

Korver AM, Smith RJ, Van Camp G, Schleiss MR, Bitner-Glindzicz MA, Lustig LR, et al. Congenital hearing loss. Nat Rev Dis Primers. 2017;3: 16094.

Kraus N, Ozdamar O, Hier D, Stein L. Auditory middle latency responses (MLRs) in patients with cortical lesions. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1982;54 (3): 275-287.

Liberman MC, Kiang NY. Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. IV. Stereocilia damage and alterations in rate- and phase-level functions. Hear Res. 1984;16 (1): 75-90.

Liégeois-Chauvel C, de Graaf JB, Laguitton V, Chauvel P. Specialization of left auditory cortex for speech perception in man depends on temporal coding. Cereb Cortex. 1999;9 (5): 484-496.

Liegeois-Chauvel C, Musolino A, Badier J, Marquis P, Chauvel P. Evoked potentials recorded from the auditory cortex in man: evaluation and topography of the middle latency components. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section. 1994;92 (3): 204-214.

Lightfoot G. Summary of the N1-P2 Cortical Auditory Evoked Potential to Estimate the Auditory Threshold in Adults. Seminars in Hearing. 2016;37: 001-008.

Lightfoot G, Kennedy V. Cortical electric response audiometry hearing threshold estimation: accuracy, speed, and the effects of stimulus presentation features. Ear Hear. 2006;27 (5): 443-456.

Makhdoum MJ, Groenen PA, Snik AF, van den Broek P. Intra- and interindividual correlations between auditory evoked potentials and speech perception in cochlear implant users. Scand Audiol. 1998;27 (1): 13-20.

Maltby MT. Principles of hearing aid audiology: Cambridge Scholars Publishing; 2019.

Mao D, Innes-Brown H, Petoe MA, Wong YT, McKay CM. Cortical auditory evoked potential time-frequency growth functions for fully objective hearing threshold estimation. Hearing research. 2018;370: 74-83.

Martin B, Tremblay K, Stapells D. Principles and applications of cortical auditory evoked potentials. 2007. p. 482-507.

Martin BA, Tremblay KL, Korczak P. Speech evoked potentials: from the laboratory to the clinic. Ear Hear. 2008;29 (3): 285-313.

McGee T, Kraus N. Auditory development reflected by middle latency response. Ear Hear. 1996;17 (5): 419-429.

Moore EJ. Bases of auditory brain-stem evoked responses. New York: Grune & Stratton; 1983.

Mulrow CD, Aguilar C, Endicott JE, Velez R, Tuley MR, Charlip WS, et al. Association between hearing impairment and the quality of life of elderly individuals. J Am Geriatr Soc. 1990;38 (1): 45-50.

Musiek FE, Geurkink NA, Weider DJ, Donnelly K. Past, present, and future applications of the auditory middle latency response. Laryngoscope. 1984;94 (12 Pt 1): 1545-1553.

Myles PS, Cui J. I. Using the Bland–Altman method to measure agreement with repeated measures. Oxford University Press; 2007.

Näätänen R, Paavilainen P, Rinne T, Alho K. The mismatch negativity (MMN) in basic research of central auditory processing: a review. Clin Neurophysiol. 2007;118 (12): 2544-2590.

Näätänen R, Picton T. The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: a review and an analysis of the component structure. Psychophysiology. 1987;24 (4): 375-425.

Niparko J, Kirk KI, Robbins A, Mellon N, Tucci D, Wilson B, editors. Cochlear Implants: Principles and Practices2012.

Ohlenforst B, Zekveld AA, Jansma EP, Wang Y, Naylor G, Lorens A, et al. Effects of Hearing Impairment and Hearing Aid Amplification on Listening Effort: A Systematic Review. Ear Hear. 2017;38 (3): 267-281.

Onishi S, Davis H. Auditory evoked responses in the sleeping infant. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1969;26 (1): 114.

Perrault N, Picton TW. Event-related potentials recorded from the scalp and nasopharynx. II. N2, P3 and slow wave. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section. 1984;59 (4): 261-278.

Picton TW. Human auditory evoked potentials: Plural Publishing; 2010.

Picton TW, Hillyard SA, Krausz HI, Galambos R. Human auditory evoked potentials. I. Evaluation of components. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1974;36 (2): 179-190.

Ponton CW, Eggermont JJ, Kwong B, Don M. Maturation of human central auditory system activity: evidence from multi-channel evoked potentials. Clin Neurophysiol. 2000;111 (2): 220-236.

Popelka GR, Moore BC, Fay RR, Popper AN. Hearing aids: Springer; 2016.

Prasher D, Mula M, Luxon L. Cortical evoked potential criteria in the objective assessment of auditory threshold: a comparison of noise induced hearing loss with Ménière's disease. J Laryngol Otol. 1993a;107 (9): 780-786.

Prasher D, Mula M, Luxon L. Cortical evoked potential criteria in the objective assessment of auditory threshold: a comparison of noise induced hearing loss with Ménière's disease. The Journal of Laryngology & Otology. 1993b;107 (9): 780-786.

Purdy S. Aided cortical auditory evoked potentials for hearing instrument evaluation in infants. 2004.

Purdy S, Katsch R, Dillon H, Storey L, Sharma M, Agung K, editors. Aided cortical auditory evoked potentails for hearing instrument evaluation in infants2005.

Purdy SC, Kelly AS, Thorne PR. Auditory evoked potentials as measures of plasticity in humans. Audiol Neurootol. 2001;6 (4): 211-215.

Rapin I, Graziani LJ. Auditory-evoked responses in normal, brain-damaged, and deaf infants. Neurology. 1967;17 (9): 881-894.

Rickards FW, De Vidi S. Exaggerated hearing loss in noise induced hearing loss compensation claims in Victoria. Medical journal of Australia. 1995;163 (7): 360-363.

Rickards FW, De Vidi S, McMahon DS. Cortical evoked response audiometry in noise induced hearing loss claims. 1996.

Rinne T, Alho K, Ilmoniemi RJ, Virtanen J, Näätänen R. Separate time behaviors of the temporal and frontal mismatch negativity sources. Neuroimage. 2000;12 (1): 14-19.

Robbins AM, Renshaw JJ, Berry SW. Evaluating meaningful auditory integration in profoundly hearing-impaired children. The American journal of otology. 1991;12: 144-150.

Sharma A, Campbell J. A sensitive period for cochlear implantation in deaf children. The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine. 2011;24 (sup1): 151-153.

Sharma A, Dorman MF, Kral A. The influence of a sensitive period on central auditory development in children with unilateral and bilateral cochlear implants. Hear Res. 2005a;203 (1-2): 134-143.

Sharma A, Dorman MF, Spahr AJ. A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants: implications for age of implantation. Ear Hear. 2002;23 (6): 532-539.

Sharma A, Kraus N, McGee TJ, Nicol TG. Developmental changes in P1 and N1 central auditory responses elicited by consonant-vowel syllables. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1997;104 (6): 540-545.

Sharma A, Martin K, Roland P, Bauer P, Sweeney MH, Gilley P, et al. P1 latency as a biomarker for central auditory development in children with hearing impairment. J Am Acad Audiol. 2005b;16 (8): 564-573.

Shestakova A, Brattico E, Huotilainen M, Galunov V, Soloviev A, Sams M, et al. Abstract phoneme representations in the left temporal cortex: magnetic mismatch negativity study. Neuroreport. 2002;13 (14): 1813-1816.

Stapells D. Cortical Event-Related Potentials to Auditory Stimuli. 2009. p. 395-430.

Stephen WH, Garry N, Ivan K, Vivian K. The use of cortical evoked response audiometry in the assessment of noise-induced hearing loss. Otolaryngology—Head and Neck Surgery. 2003;128 (2): 257-262.

Stoel-Gammon C, Otomo K. Babbling development of hearing-impaired and normally hearing subjects. J Speech Hear Disord. 1986;51 (1): 33-41.

Távora-Vieira D, Wedekind A, Marino R, Purdy SC, Rajan GP. Using aided cortical assessment as an objective tool to evaluate cochlear implant fitting in users with single-sided deafness. PLoS One. 2018;13 (2): e0193081.

Tervaniemi M, Ilvonen T, Karma K, Alho K, Näätänen R. The musical brain: brain waves reveal the neurophysiological basis of musicality in human subjects. Neurosci Lett. 1997;226 (1): 1-4.

Toiviainen P, Tervaniemi M, Louhivuori J, Saher M, Huotilainen M, Näätänen R. Timbre Similarity: Convergence of Neural, Behavioral, and Computational Approaches. Music Perception. 1998;16 (2): 223-241.

Tomlin D, Rance G, Graydon K, Tsialios I. A comparison of 40 Hz auditory steady-state response (ASSR) and cortical auditory evoked potential (CAEP) thresholds in awake adult subjects. Int J Audiol. 2006;45 (10): 580-588.

Tsu B, Wong LL, Wong EC. Accuracy of cortical evoked response audiometry in the identification of non-organic hearing loss. Int J Audiol. 2002;41 (6): 330-333.

Tsui B, Wong LL, Wong EC. Accuracy of cortical evoked response audiometry in the identification of non-organic hearing loss: Exactitud de la audiometría por respuestas corticales evocadas en la identificación de hipoacusia no orgánica. International journal of audiology. 2002;41 (6): 330-333.

Van Dun B, Carter L, Dillon H. Sensitivity of cortical auditory evoked potential detection for hearing-impaired infants in response to short speech sounds. Audiology Research. 2012;2 (1).

Van Maanen A, Stapells DR. Comparison of multiple auditory steady-state responses (80 versus 40 Hz) and slow cortical potentials for threshold estimation in hearing-impaired adults. Int J Audiol. 2005;44 (11): 613-624.

Von Euler C, Green JD, Ricci G. The role of hippocampal dendrites in evoked responses and after-discharges. Acta Physiol Scand. 1958;42 (2): 87-111.

Wilson BS. Engineering Design of Cochlear Implants. In: Zeng F-G, Popper AN, Fay RR, eds. Cochlear Implants: Auditory Prostheses and Electric Hearing. New York, NY: Springer New York; 2004. p. 14-52.

Winkler I, Reinikainen K, Näätänen R. Event-related brain potentials reflect traces of echoic memory in humans. Percept Psychophys. 1993;53 (4): 443-449.

Woldorff MG, Gallen CC, Hampson SA, Hillyard SA, Pantev C, Sobel D, et al. Modulation of early sensory processing in human auditory cortex during auditory selective attention. Proceedings of the National Academy of Sciences. 1993;90 (18): 8722-8726.

Wolfe J, Schafer E. Programming Cochlear Implants; 2010.

Wolpaw JR, Penry JK. A temporal component of the auditory evoked response. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1975;39 (6): 609-620.

Woods D. The component structure of the N1 wave of the human auditory evoked potential. Electroencephalography and clinical neurophysiology Supplement. 1995;44: 102-109.

World Health Organization. Deafness and hearing loss 2020

Wunderlich JL, Cone-Wesson BK, Shepherd R. Maturation of the cortical auditory evoked potential in infants and young children. Hearing research. 2006;212 (1-2): 185-202.

Yeung KN, Wong LL. Prediction of hearing thresholds: comparison of cortical evoked response audiometry and auditory steady state response audiometry techniques. Int J Audiol. 2007;46 (1): 17-25.

Yoshinaga-Itano C, Sedey AL, Coulter DK, Mehl AL. Language of early-and later-identified children with hearing loss. Pediatrics. 1998;102 (5): 1161-1171.

Zeng FG, Rebscher S, Harrison W, Sun X, Feng H. Cochlear implants: system design, integration, and evaluation. IEEE Rev Biomed Eng. 2008;1: 115-142.

9. EKLER

9.3. EK 3 (Demografik Bilgi ve Hikaye Formu)

MARMARA ÜNİVERSİTESİ YETİŞKİN DEĞERLENDİRME FORMU

Tarih:

Hasta Adı-soyadı :
T.C :
Doğum Tarihi :
Adresi :
Şikayeti :

1) İşitme kaybı ne zaman başlamış?
2) Yavaş mı, ani mi oluşmuş?
3) İşitme kaybı simetrik mi?
   a) Sağ kulak iyi duyuyor
   b) Sol kulak iyi duyuyor
   c) Telefonla hangi kulakla konuşuyorsunuz?
4) İşitme kaybı sabit mi? Flaktuan mı?
5) Gürültülü-kalabalık ortamda işitme daha kötüleşiyor mu?
6) Sesleri duyup anlamada mı güçlük çekiyorsunuz?

Hastalığın Hikayesi:

1) Hiç kulak rahatsızlığı geçirdiniz mi?
2) Geçirmiş olduğunuz ameliyatlar neler?
3) Hiç kafa travması geçirdiniz mi, şuur kaybı oldu mu?
4) Gürültüye maruz kaldınız mı?
   a) İş nedeniyle
   b) Askerlikte
   c) Tabanca atışı-avcılık
   d) Patlama
   e) Ağır makine sanayi
   f) Başka:
5) Aşağıdaki ilaçları kullandınız mı, ne kadar süreli?
   a) Asprin
   b) Kinin
   c) Diüretikler d) Kanamycin
   e) Gentamycin
   f) Başka hangi ilaçlar:
6) Ailenizde:
   a)İşitme kaybı olan var mı?

1) Doğuştan
2) Sonradan
3) İşitme aleti kullanan
4) Konjenital kulak anomolisi olan (atrezi, Von Reckling Housen's, Low-set ears, Wardenburg's sendromu)
5) Kulak ameliyatı geçiren:
6) Konuşma bozukluğu olan:
b)Sistemik rahatsızlığı olan:
1) Diabet
2) Hiper tansiyon
3) Renal hastalık
4) Başka

7) Kulağınızda çınlama oluyor mu?
a) Her ikisinde mi , tekinde mi ?
b) İnce-tonlu zil sesi gibi mi?
c) Su şırıltısı gibi mi?
d) Motor sesi gibi mi?
e) Devamlı mı, ara sıra mı, pulsativ mi?
f) Kafa pozisyonu ile orantılı mı?
g) Kafa pozisyonu ile orantılı mı?

8)Kulakta akıntı oluyor mu?
a) Tek tarafta mı, çift tarafta mı?
b) Devamlı mı, ara sıra mı?
c) Kokulu mu, kokusuz mu?
d) Rengi nasıl? Sarı, yeşil, temiz, kanlı?
e) Beraberinde ağrı oluyor mu?

9) Kulakta dolgunluk hissi oluyor mu?
a) Devamlı
b) Nöbet sırasında

10) Baş dönmesi var mı?
a) Ne zaman başladı?
1) Devamlı mı?
2) Nöbet halinde mi?
b) Siz mi, çevre mi dönüyor?
c) Süresi:
1) 5 dk., birkaç saat, birkaç gün
2) Günler, haftalar, aylar
3) Nöbet halindeyse, her atak süresi ne kadar?
d) Kafa pozisyonu vertigo şeklini etkiliyor mu?
1) Sağa dönünce mi oluyor?
2) Sola dönünce mi oluyor?
3) Yatıp- kalkmaya bağlı baş dönmesi oluyor mu?
e) Şuur kaybı oluyor mu?