T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İşitme Cihazlarının Başlangıç Ayarlarının Gerçek Kulak Ölçümüyle Değerlendirilmesi

KIVANÇ KARAAĞAÇ

Odyoloji Yüksek Lisans Tezi

İZMİR-2017

DEU.HSI.Msc-2014970067

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İşitme Cihazlarının Başlangıç Ayarlarının Gerçek Kulak Ölçümüyle Değerlendirilmesi

ODYOLOJİ YÜKSEK LİSANS TEZİ

KIVANÇ KARAAĞAÇ

Danışman Öğretim Üyesi: PROF. DR. GÜNAY KIRKIM

DEU.HSI.Msc-2014970067

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı, Odyoloji Yüksek Lisans programı öğrencisi Kıvanç KARAAĞAÇ "İşitme Cihazlarının Başlangıç Ayarlarının Gerçek Kulak Ölçümü ile Değerlendirilmesi" konulu Yüksek Lisans tezini 12/01/2018 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

Prof. Dr. Günay KIRKIM
BAŞKAN
Dokuz Eylül Üniversitesi

Prof. Dr. Enis Alpin GÜNERİ
ÜYE
Dokuz Eylül Üniversitesi

Prof. Dr. Onur Çelik
ÜYE
Celal Bayar Üniversitesi

Prof. Dr. Taner Kemal ERDAĞ
YEDEK ÜYE
Dokuz Eylül Üniversitesi

Prof. Dr. Sema BAŞAK
YEDEK ÜYE
Adnan Menderes Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER……i
TABLO DİZİNİ……iii
ŞEKİL DİZİNİ……iv
KISALTMALAR……v
TEŞEKKÜR……vi
ÖZET……1
ABSTRACT……2

1. GİRİŞ VE AMAÇ ……3
2. GENEL BİLGİLER……4
2.1. İŞİTME CİHAZI……4
2.1.1. Dijital İşitme Cihazları……4
2.2. İŞİTME CİHAZI TİPLERİ……5
2.2.1. Kulak Arkası İşitme Cihazı……6
2.3. İŞİTME CİHAZINDA AKUSTİK DEĞİŞİKLİKLER……7
2.4. İŞİTME CİHAZINDA KULLANILAN KAZANÇ FORMÜLLERİ……8
2.4.1. Lineer Kazanç Formülleri……8
2.4.2. Lineer Olmayan Kazanç Formülleri……9
2.4.2.1. DSL I/O ve DSL v5……10
2.4.2.2. NAL-NL1……10
2.4.2.3. NAL-NL2……11
2.5. GERÇEK KULAK ÖLÇÜMÜ(GKÖ)……11
2.5.1. Gerçek Kulak Ölçüm Cihazı ile Ölçülebilen Kazançlar……12
2.5.1.1. Gerçek Kulak Kazancı(GKK)……12
2.5.1.2. Gerçek Kulak Cihazlı Kazanç (GKCK)……13
2.5.1.3. Gerçek Kulak Ek Kazanç (GKEK)……13
2.6. ULUSLARARASI KONUŞMA TEST SİNYALİ(UKTS)……14

3. GEREÇ VE YÖNTEM……15

3.1. Araştırmanın Tipi……15

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı……..15
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi……..15
3.3.1. Bireylerin Araştırma Dışı Bırakılma Kriterleri……..15
3.3.2. Bireylerin Araştırmaya Dahil Edilme Kriterleri……..15
3.4. Araştırmanın Değişkenleri……..15
3.5. Veri Toplama Araçları……..16
3.5.1. Akustik İmmitansmetri Testi……16
3.5.2. GKK ve GKEK Ölçümü ……16
3.6. Araştırmanın Planı ve Takvimi……..21
3.7. Verilerin Değerlendirilmesi……..21
3.8. Araştırmanın Sınırlılıkları……..22
3.9. Etik Kurul Onayı……22

4. BULGULAR……23
5. TARTIŞMA……..32
6. SONUÇ VE ÖNERİLER……35
7. KAYNAKLAR……36
8. EKLER……42
8.1. Etik Kurul Raporu……..42
8.2. Gönüllü Onam Formu……43
8.2. Özgeçmiş……45

TABLO DİZİNİ

Tablo 1. Araştırma planı ve takvimi……..…..21

Tablo 2. DKK hacmi, orta kulak basıncı ve kompliyans değerleri……23

Tablo 3. DKK rezonans frekansı ve kazanç değerleri…….……23

Tablo 4. İşitme cihazlarının 55 dB SPL'de dokuz ayrı frekansta GKEK değerleri…..24

Tablo 5. İşitme cihazlarının 65 dB SPL'de dokuz ayrı frekansta GKEK değerleri…..25

Tablo 6. İşitme cihazlarının 75 dB SPL'de dokuz ayrı frekansta GKEK değerleri…..26

Tablo 7. İşitme cihazlarının üç farklı şiddette, dokuz ayrı frekansta GKEK karşılaştırmaların anlamlılık değerleri……..…….28

Tablo 8. İşitme cihazlarının üç farklı şiddette ve dokuz ayrı frekansta yapılan GKEK karşılaştırmaların sonucunda elde edilen etki büyüklüğü (d) değerleri…….28

Tablo 9. İşitme cihazlarının ± 10 dB'lik sapma içerisinde hedef kazanca ulaşma yüzdeleri…….30

Tablo 10. İşitme cihazlarının ± 5 dB'lik sapma içerisinde hedef kazanca ulaşma yüzdeleri……..…30

Tablo 11. İşitme cihazlarının BAA ve MHAS (Modernizing Hearing Aid Services) ayar kılavuzunda belirtilen frekanslara göre üç farklı şiddette hedef kazançlardan sapma miktarları…….……30

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 1. Dijital işitme cihazının basit bir şeması……..……5
Şekil 2. Kulak arkası işitme cihazının bölümleri…….……6
Şekil 3. Kulak arkası işitme cihazında akustik iletim yolu…….……..…..6
Şekil 4. GKK ve bileşenleri…….……..……..13
Şekil 5. 1/3 oktav bandında Amerikan ingilizcesi, Mandarin, ICRA 5 ve UKTS'nin spektrogramları…….…….14
Şekil 6. Bireyin hoparlöre göre konumu…….……..……17
Şekil 7. 65 dB SPL pembe gürültü verilerek ölçülen GKK…..……..……18
Şekil 8. Prob tüp mikrofonun işitme cihazı ile birlikte yerleşimi ……19
Şekil 9. GKEK grafiği ve GKEK tablosu……..……..….19
Şekil 10. GKEK değerleri tablosu…….……..20
Şekil 11. İC A'nın GKEK ortalama değerleri grafiği……..……..…….27
Şekil 12. İC B'nin GKEK ortalama değerleri grafiği……..……..27
Şekil 13. 55 dB SPL'de işitme cihazlarının NAL-NL2 hedef kazançlarından sapma miktarları……..29
Şekil 14. 65 dB SPL'de işitme cihazlarının NAL-NL2 hedef kazançlarından sapma miktarları……..29
Şekil 15. 75 dB SPL'de işitme cihazlarının NAL-NL2 hedef kazançlarından sapma miktarları……..29
Şekil 16. 55 dB SPL'de işitme cihazlarının GKEK ortalama değerleri ve NAL-NL2 hedefleri grafiği…….…….31
Şekil 17. 65 dB SPL'de işitme cihazlarının GKEK ortalama değerleri ve NAL-NL2 hedefleri grafiği……...31
Şekil 18. 75 dB SPL'de işitme cihazlarının GKEK ortalama değerleri ve NAL-NL2 hedefleri grafiği…….……..31

KISALTMALAR

ANSI: American National Standards Institute

BAA: British Academy of Audiology

dB: desiBel

DKK: Dış Kulak Kanalı

DSL: Desired Sensation Level

DSL [i/o]: Desired Sensation Level input/output

DSL v5: Desired Sensation Level, version 5

GKCK: Gerçek Kulak Cihazlı Kazanç

GKEK: Gerçek Kulak Ek Kazanç

GKK: Gerçek Kulak Kazancı

GKÖ: Gerçek Kulak Ölçümü

ICRA: International Collegium of Rehabilitative Audiology

IEC: International Electrotechnical Commission

IHAFF: Independent Hearing Aid Fitting Forum

ISTS: International Speech Test Signal

İC: İşitme cihazı

kHz: kilo Hertz

MHAS: Modernizing Hearing Aid Services

NAL: National Acoustic Laboratories

NAL-NL1: National Acoustic Laboratories, Non-linear, version 1

NAL-NL2: National Acoustic Laboratories, Non-linear, version 2

POGO: Prescription of Gain / Output

SPL: Sound pressure level

TM: Timpan Membran

UKTS: Uluslararası Konuşma Test Sinyali

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim süresince ve tezimin her aşamasında desteğini gördüğüm, bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren tez danışmanım Prof. Dr. Günay Kırkım'a, tez izleme jürimde bulunan ve değerli fikirleri ile yol gösterici olan Prof. Dr. Enis Alpin Güneri'ye, tez çalışmam süresince değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım Dr. Odyolog Selhan Gürkan'a, tez çalışma süresince yardımlarını esirgemeyen Dr. Odyolog Serpil Mungan Durankaya'ya, istatistiksel değerlendirmelerde yardımlarını esirgemeyen Doç. Dr. Oğuz Başokçu'ya,

Tez çalışmamda destek olan Dr. Odyolog Başak Mutlu'ya, Uzm. Odyolog Emrah Yıldız'a, Dokuz Eylül Odyoloji yüksek lisans öğrencilerine, sekreterlerimize, personelimize,

Tezim süresince sonsuz özveri, anlayış ve desteklerini gördüğüm annem ve anneanneme, karakterimin yön bulmasında sonsuz emek ve sabırları için aileme teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

KIVANÇ KARAAĞAÇ

Ocak, 2018

İşitme Cihazlarının Başlangıç Ayarlarının Gerçek Kulak Ölçümüyle Değerlendirilmesi

Kıvanç Karaağaç
Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı
kvnckrgc@hotmail.com

ÖZET

Amaç: İşitme cihazlarının başlangıç ayarlarının hedef kazançlara ulaşma oranlarının gerçek kulak ek kazancıyla (GKEK) değerlendirilmesi amaçlandı.

Gereç ve Yöntem: Araştırmaya otoskopik bakısı normal ve orta kulak patolojisi bulunmayan 24 birey (12 kadın ve 12 erkek) dahil edildi. Araştırmada farklı işitme cihazı (İC) markalarına ait üst segment iki dijital kulak arkası işitme cihazı karşılaştırıldı. GKEK ölçümlerini etkileyen kulak kalıbı, havalandırma deliği çapı, ses hortumu, işitme eşiği, başlangıç ayarları ve kazanç formülü gibi değişkenler sabitlendi. GKEK ölçümleri NAL-NL2 kazanç formülünde 55, 65 ve 75 dB SPL şiddetlerinde, Uluslararası Konuşma Test Sinyali (UKTS) kullanılarak 0.25, 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2, 3, 4 ve 6 kHz'de ölçüldü. İşitme cihazlarının üç farklı şiddette ve dokuz ayrı frekansta elde edilen GKEK değerleri karşılaştırıldı. İşitme cihazlarının hedef kazançtan sapma miktarları ve hedef kazanca ulaşma yüzdeleri belirlendi.

Bulgular: İşitme cihazlarının başlangıç ayarlarında elde edilen GKEK ortalamalarının NAL-N2 hedef kazançları ile örüşmediği saptandı. Başlangıç ayarındaki GKEK değerleri karşılaştırıldığında işitme cihazları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$).

Sonuç: Bu çalışmanın sonucunda işitme cihazlarının başlangıç ayarlarında elde edilen GKEK değerlerinin hedef kazançla örtüşmediği belirlendi. İşitme cihazı ayarlamalarında hedef kazançlara ulaşılabilmesi için gerçek kulak ölçümünün (GKÖ) kullanılması gerekli olduğu sonucuna varıldı.

Anahtar Sözcükler: Gerçek kulak ölçümü, işitme cihazı, gerçek kulak ek kazanç

Evaluation of Initial Fittings of Hearing Aids with Real Ear Measurement

Kıvanç Karaağaç

Dokuz Eylül University, Institute of Health Sciences

Department of Otorhinolaryngology

kvnckrgc@hotmail.com

ABSTRACT

Objective: It was aimed to evaluate the amount of obtaining the target gains of hearing aids (HAs) at their initial fittings by means of real ear insertion gain (REIG) scores.

Material and Method: Twenty-four adults (12 women and 12 men) whose otoscopic examination was normal and had no middle ear pathology were includeding in to the study. In the study, two premium segment digital behind the ear hearing aids belonging to different brands were compared. Factors such as ear mold, ventilation diameter, sound tube, hearing threshold, initial fittings, and gain formula, which affects the REIG were fixed. NAL-NL2 was preferred as the gain formula. REIG scores were measured at the frequencies of 0.25, 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2, 3, 4 and 6 kHz using the International Speech Test Signal (ISTS) at 55, 65 and 75 dB SPL intensities. REIG's of the HAs gathered at three different intensity and nine distict frequencies were compared.The amount of deviations from the target gains and percentage rates of attaining targets of hearing aids were determined.

Results: Means of REIG scores of hearing aids obtained at their initial fittings were found to be lower than NAL-NL2 target gains. There was a siginificant difference between the hearing aids when they were compared with each other at their initial fittings ($p<0.05$).

Conclusion: The study showed that REIG scores of two different brands of hearing aids obtained at their initial fittings could not attain their target gains. Therefore it was concluded that, in order to attain the target gains in hearing aid fittings, real ear measurement (REM) should be utilised.

Key Words: Real ear measurement, hearing aid, real ear insertion gain

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Gerçek kulak ölçümü (GKÖ), dış kulak kanalında çeşitli amaçlar için yapılan ölçümlerin genel adı olup, işitme cihazlarının kazançlarını değerlendirmek, işitme cihazlarını karşılaştırmak, teknolojilerini doğrulamak ve ayarlamak için kullanılan objektif bir yöntemdir.

Başlangıç ayarı, işitme cihazına verilerin ve seçimlerin girilerek işitme cihazının çalıştırılması durumudur. Son ayar ise, kazanç formülünün belirlediği hedef kazançlara ulaşmak amacıyla yapılan ayarlamadır. Son ayar ile hedef kazançlara ulaşma oranı, başlangıç ayarına göre daha yüksektir (1).

İşitme cihazlarının performansı, kişilerin yaşam kalitelerini önemli ölçüde etkilemektedir. Yapılan anket çalışmalarında iletişim kolaylığı, yankılanma ve arka plan gürültüsünde iletişim alanlarında fayda skorunun son ayarda anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu ve kişilerin son ayarı tercih ettiği sonucu elde edilmiştir (2).

Benzer araştırmalarda işitme cihazı uzmanları ve odyologların %35'lik bir kesiminin son ayarı nadiren ya da hiçbir zaman yapmadığı, sadece %30'luk bir kısmının son ayarı her zaman yaptığı bildirilmiştir (3). Son ayar yapma yüzdelerine bakıldığında, başlangıç ayarlarında çalışan işitme cihazlarının çoğunlukta olduğu görülmektedir. Bu durum gözönüne alındığında işitme cihazlarının başlangıç ayarlarındaki kazanç değerleri büyük önem kazanmaktadır. Bu nedenle işitme cihazlarının başlangıç ayarlarının objektif bir ölçüm yöntemi ile değerlendirilmesi gerekmektedir.

Araştırmamızda, işitme cihazlarının başlangıç ayarlarında, gerçek kulak ek kazanç (GKEK) değerlerinin karşılaştırılması, hedef kazançtan sapma miktarlarının belirlenmesi ve hedef kazanca ulaşma yüzdelerinin hesaplanması amaçlandı.

2. GENEL BİLGİLER

İşitme cihazı uygulaması, kapsamlı bir işitsel rehabilitasyon programının en önemli basamaklarından biridir. Başarılı bir işitme cihazı uygulaması, iletişimdeki güçlüklerin azalmasına yardımcı olur. Uygun olmayan işitme cihazı seçimi, hatalı ve eksik uygulamalar ise cihazdan elde edilecek yararı olumsuz yönde etkiler (4). Bu nedenle işitme cihazı uygulamalarının uzman bir kişi tarafından objektif ölçüm yöntemleri ile değerlendirilmesi gerekir.

2.1. İŞİTME CİHAZI

İşitme cihazları çevreden gelen sesleri toplamak, sesi amplifiye etmek, işlemek ve iletmek gibi işlevlere sahiptir. İşitme kayıplı kişinin işitmesinin ve sözel iletişim kurma yeteneğinin en yüksek düzeye çıkarılması amacıyla, sesi amplifiye eden ve bu amaca yönelik olarak çeşitli ayarların yapılabildiği cihazlardır (4). İşitme cihazları, işitme kayıplı bireylerde ortaya çıkan olumsuz etkileri önlemek veya gidermek amacıyla kullanılan ve sesleri kişinin ihtiyacı düzeyinde ileten cihazlardır (4).

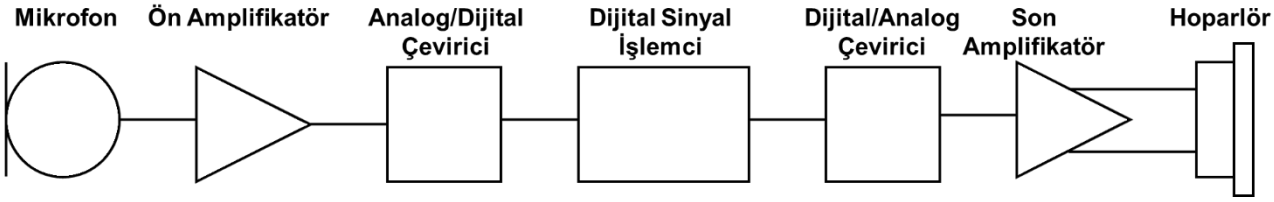
İşitme cihazları farklı model ve teknolojilere sahip olmalarına rağmen, ortak temel bileşenleri vardır. Günümüzde farklı işitme cihazı tipleri olmakla birlikte, temel olarak mikrofon, amplifikatör, hoparlör ve işitme cihazına enerji sağlayan bir güç kaynağından oluşurlar.

2.1.1. Dijital İşitme Cihazları

Analog işitme cihazlarını yerine önce dijital olarak programlanabilir analog işitme cihazları, daha sonra sinyal işlemcisinin de dijital olduğu işitme cihazları üretilmeye başlanmıştır (5, 6). Dijital işitme cihazları diğer işitme cihazlarına göre teknolojik açıdan daha gelişmiş cihazlardır. Dijital işitme cihazları, kişinin işitmesine ve ihtiyaçlarına uygun ayarların yapılmasına, farklı şiddet ve frekanslardaki sinyalin, kazanç formülleri ve çeşitli prosedürlere göre analiz edilmesine ve dijital olarak işlemlenmesine olanak tanır (7, 8).

Dijital işitme cihazları filtre, kazanç, çıkış seviyesi, kompresyon ve benzeri birçok parametre ve program seçenekleriyle kişinin ihtiyacına en uygun şekilde ayarlanabilir (9). Bunun için dijital işitme cihazlarında belirli algoritmalar ve kazanç formülleri kullanılmaktadır.

Dijital işitme cihazlarında sesin alınması, amplifikasyonu, analizi ve işlemlenmesi birkaç aşamada olur. Bu aşamalar mikrofonla sesin alınması, ön amplifikasyon, sinyalin dijitalleştirilmesi, sinyal işleme ve analiz aşaması, sinyalin analog forma dönüştürülmesi, son amplifikasyon ve çıkış aşaması şeklinde özetlenebilir. Şekil 1'de dijital işitme cihazının basit bir şeması görülmektedir.



Şekil 1. Dijital işitme cihazının basit bir şeması

Dijital işitme cihazında mikrofona gelen ve filtrelenen sinyal belli zaman aralıklarıyla toplanır ve ön amplifikatöre iletilir. Sinyal ön amplifikatörde güçlendirildikten sonra, analog-dijital çeviriciye iletilir. Analog-dijital çeviricide sinyal dijitalleştirilir, yani sayısal birimlere çevrilir ve dijital olarak kodlanır. Analog-dijital çeviricide dijitalleştirilen sinyal işlemciye iletilir (5, 6, 10). Dijitalleştirilmiş sinyal üzerinde yapılacak olan değişiklikler ise işlemcide gerçekleşir. Dijital işitme cihazlarında kullanılan işlemciler sinyali belirli algoritma, kazanç formülü ve çeşitli programlara göre analiz eder ve işleme tabi tutar. İşlenen sinyal dijital-analog çeviriciye iletilir. Dijital-analog çeviriciye iletilen sinyal tekrar analog sinyale dönüştürülür ve son amplifikatöre iletilir. Son amplifikatörde amplifikasyona uğrayan sinyal hoparlör aracılığıyla iletilir (11-13).

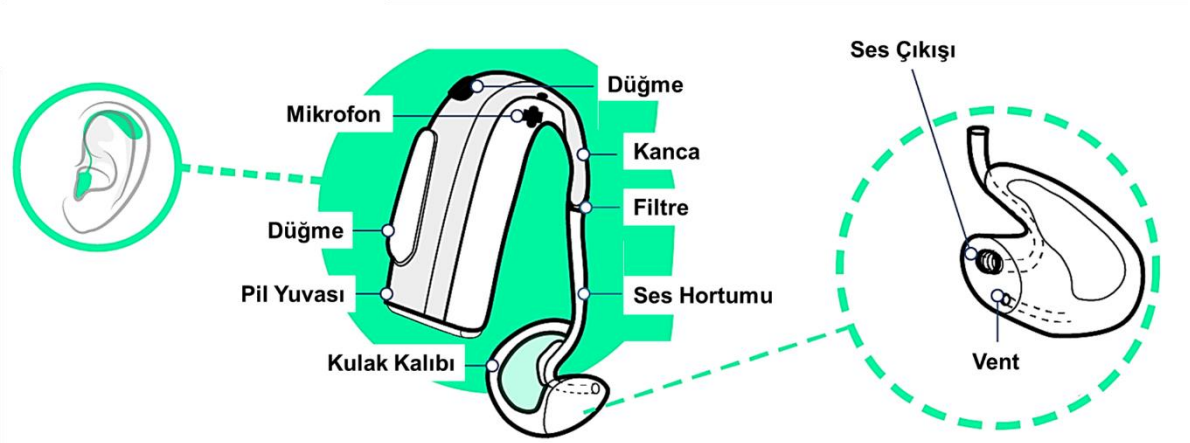
2.2. İŞİTME CİHAZI TİPLERİ

İşitme cihazları kulaktaki yerleşimine, ses iletim yoluna, taşınabilirliğine, implante edilebilir olmasına ve sinyal işleme özelliklerine göre çeşitli sınıflara ayrılabilirler.

Hava yolundan ses iletimi sağlayan, taşınabilir ve kulağa yerleştirilen işitme cihazlarının kulak arkası, kulak içi, kanal içi, tamamen kanal içi, ince ses hortumu ile kullanılan kulak arkası ve hoparlörü kulak kanalı içinde bulunan kulak arkası gibi birçok modelleri mevcuttur.

2.2.1. Kulak Arkası İşitme Cihazı

Günümüzde en fazla tercih edilen işitme cihazı tiplerinden biri olan kulak arkası işitme cihazlarının kullanımı her geçen gün artmaktadır. Kulak arkası işitme cihazları kanca aracılığıyla kulak arkasına takılırlar. Hoparlörden çıkan ses, kanca aracılığıyla ses hortumuna iletilir. Ses buradan kulak kalıbına ve ardından da dış kulak kanalına (DKK) iletilir (11, 14).

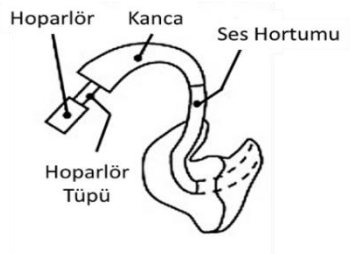


Şekil 2. Kulak arkası işitme cihazının bölümleri (15)

Şekil 2'de kulak arkası işitme cihazının temel bölümleri görülmektedir (15). Kulak arkası işitme cihazı farklı güçlerde amplifikasyon seçeneği sunabildiği için hafif derece işitme kayıplarından, ileri derece işitme kayıplarına kadar uygulanabilir.

Kulak Arkası İşitme Cihazında Akustik İletim Yolu

Şekil 3'te kulak arkası işitme cihazının akustik iletim yolu görülmektedir. Kulak arkası işitme cihazında akustik iletim yolu hoparlör tüpü, kanca ve ses hortumundan oluşur (11).



Şekil 3. Kulak arkası işitme cihazında akustik iletim yolu (11)

2.3. İŞİTME CİHAZINDA AKUSTİK DEĞİŞİKLİKLER

İşitme cihazı uygulamasından maksimum fayda sağlamak için işitme kaybına uygun elektronik ve akustik değişiklikler beraber yapılandırılmalıdır. Elektronik değişiklikler işitme cihazının iç ayarlarında yapılan ayarlar ile sağlanır. Dijital işitme cihazlarında artan elektronik değişikliklere ek olarak kanca, ses hortumu ve kulak kalıbı kısımlarında yapılan müdahaleler ile de farklı frekans bölgelerinde akustik değişiklikler sağlanabilir (5, 11, 16-18).

Uygulanacak akustik değişiklikler işitme kaybının tipi, derecesi ve konfigürasyonuna göre değişiklik göstermektedir. Kişinin işitme kaybına göre yapılan uygun akustik değişiklikler hedef kazanca ulaşmada kolaylık sağlamakla birlikte, bazı akustik değişikliklerin kazanç kaybına neden olabileceği unutulmamalıdır (5, 17, 19).

Akustik değişiklikler; sesin geçtiği yola filtre koyularak, ses hortumunun çapı, şekli, kalınlığı ve uzunluğu değiştirilerek, kulak kalıbı kanal boyu değiştirilerek, kulak kalıbına çeşitli çaplarda havalandırma deliği açılarak yapılabilir (5, 17**,** 18).

Amplifikasyonun yetersiz kaldığı ya da fazla olduğu bölgelerde akustik değişikliklerden yararlanmak hedef kazanca ulaşılmasına yardımcı olur. Hedef kazanca göre ayar yapmak, konforlu ve sağlıklı bir işitme cihazı uygulaması için gereklidir.

İşitme cihazı uygulamalarında ses hortumunun ebat, çap ve kalınlık değerleri hesaba katılmalı ve diğer kulak kalıbı etkileriyle bir bütün olarak değerlendirilmelidir (11, 20, 21). Teoride elde edilen kazançların ise objektif bir uygulamayla doğrulanması gerekmektedir.

Ses hortumu ısı, sıcaklık ve neme bağlı olarak zaman içinde deformasyona uğrar (11, 22, 23). Kulak kalıbının yapıldığı materyalde de ses hortumlarının kulak kalıbına yerleştirilmesi sırasında kullanılan teknik ve dış ortam etkilerine bağlı olarak bükülme, kıvrılma, çatlama, delinme ve sertleşme gibi deformasyonlar gelişebilir (11, 24, 25). Ses hortumu ve kulak kalıbı belirli aralıklarla kontrol edilmeli ve gerektiğinde değiştirilmelidir. Bu nedenle işitme cihazı uygulamalarında ve karşılaştırılmalarında kulak kalıbının ve ses hortumunun deformasyona uğramamış olmasına dikkat edilmelidir.

2.4. İŞİTME CİHAZINDA KULLANILAN KAZANÇ FORMÜLLERİ

İşitme cihazı uygulamalarına objektiflik kazandırmak ve uygulamadaki zorlukları gidermek için çeşitli kazanç formülleri geliştirilmiştir. Güncel kazanç formülleri işitme kaybının tipi, derecesi, konfigürasyonu, konuşulan dil, işitme cihazı kullanım tecrübesi, yaş ve cinsiyet gibi çeşitli değişkenleri göz önüne alarak amplifikasyon miktarını hesaplayabilmektedirler. Kazanç formülleri ile kişiye özgü uygulamalar yapılabilmekte ve gerçek kulak ölçümü (GKÖ) ile hesaplanan değerler doğrulanabilmektedir (9, 26, 27).

Kazanç formülleri temel olarak saf ses işitme eşiklerini, en rahat veya rahatsız edici ses seviyesini baz almaktadır. Bireyin işitme eşiklerine göre en rahat edeceği kazanç miktarı ve rahatsız olacağı ses seviyeleri öngörülebilir; ancak sağlanacak hedef kazancın miktarı, uygulanan kazanç formülüne göre değişiklik gösterebilir (8, 9, 27, 28).

Kazanç formülleri lineer ve lineer olmayan kazanç formülleri şeklinde iki grup altında incelenebilirler.

2.4.1. Lineer Kazanç Formülleri

Lineer işitme cihazları için geliştirilen formüllere lineer kazanç formülleri denir. Lybarger tarafından geliştirilen ½ kazanç formülü birçok lineer kazanç formülünün temelini oluşturmuştur. Lineer kazanç formüllerine örnek olarak POGO (Prescription of Gain/Output), Berger, Libby, DSL (Desired Sensation Level), NAL (National Acoustic Laboratories), NAL-R (National Acoustic Laboratories – Revised) verilebilir (26, 29-33).

Lineer formüllerin amacı konuşma seviyesi şiddetindeki sesleri duyulabilir hale getirirken, yüksek şiddetlerdeki seslerin rahatsızlık vermesini engellemektir. Lineer kazanç formülleri işitme eşiğini temel aldığı için güvenilirlikleri yüksektir. İşitme cihazı uygulamalarına objektiflik kazandırmışlardır. Lineer kazanç formüllerinin en büyük dezavantajı ise giriş ses şiddeti seviyesine bağlı kazanç değişikliklerini hesaplanamamasıdır. Bu nedenle günümüz işitme cihazı uygulamalarında lineer olmayan kazanç formülleri kullanılmaktadır (27, 34).

2.4.2. Lineer Olmayan Kazanç Formülleri

Gelişen teknolojiyle beraber lineer olmayan işitme cihazlarının ortaya çıkması, lineer cihazlar için geliştirilmiş formüllerin yetersiz kalmasına neden olmuş ve çeşitli lineer olmayan kazanç formülleri geliştirilmiştir (27).

Lineer olmayan formüllerde hedef kazanç, sadece tek ses şiddeti seviyesine dayanmaz. Lineer olmayan kazanç formülleri genel olarak ses şiddeti normalizasyonu yaptıkları halde, kendi aralarında kazanç farklılıkları vardır. Her formülde gerekli ön bilgiler ve hedefin belirlenmesinde kullanılan stratejiler farklılık gösterir (27, 35).

Lineer olmayan kazanç formüllerinin orta ve yüksek sesleri en rahat duyma seviyesine getirmek, hafif-orta-orta ileri işitme kayıpları için kazancı idealleştirmek ve normal işiten bireylerin duyduğu şekilde amplifikasyon sağlamak gibi amaçları vardır.

Lineer olmayan kazanç formüllerine örnek olarak FIG6 (Figure 6), IHAFF (Independent Hearing Aid Fitting Forum), DSL [i/o] (Desired Sensation Level input/output), DSL v5 (Desired Sensation Level, version 5), NAL-NL1 (National Acoustic Laboratories, Non-linear, version 1), NAL-NL2 (National Acoustic Laboratories, Non-linear, version 2) verilebilir (27, 35-39).

Her işitme cihazı markasının kendi kazanç formülü bulunmakla birlikte, bu formüllerin hedef kazançlarının gerçek kulak ölçüm sistemlerinde bulunmayışı bir dezavantajdır.

FIG6 ve IHAFF günümüz işitme cihazı programları içinde genellikle bulunmayan bağımsız bilgisayar destekli programlardır. FIG6 basit bir şiddet algısı normalizasyonuna dayanır. Gerekli olan tek bilgi işitme eşikleridir (40).

IHAFF protokolü ise dinamik aralığın şekillendirilmesine dayanır ve şiddet algısı normalizasyonu yapar (41). Contour Testi uygulanarak elde edilen şiddet algısı verileri bilgisayar destekli bir program olan VIOALA (Visual Input/Output Locator Algoritm) (42) içinde kullanılır. VIOALA da ağımsız bir bilgisayar programıdır. İşitme cihazı uygulama programı içinde kullanılmakla birlikte günümüz işitme cihazlarında genellikle yer almamaktadır (27).

2.4.2.1. DSL I/O ve DSL v5

DSL [i/o] ve son versiyonu olan DSL v5'in amacı işitme cihazının çıkış seviyesininin hastanın dinamik alanı içinde kalacak şekilde hesaplamasıdır. DSL [i/o] ve DSL v5'te hastanın eşik seviyeleri dikkate alınarak hedef kazançlar hesaplanır. DSL[i/o] kazanç formülü ilk önce çocuklarda işitme cihazı uygulaması için geliştirilmiştir. Çocuklarda uzun süren ve güvenilir olmayan gürlük seviyesi tespiti testlerini yapmamak amaçlandığı için geliştirilmiştir. Bu formülde hastanın rahatsız olduğu ses seviyesi, hastanın eşik seviyeleri dikkate alınarak veya araştırmacıların hastanın yaşına göre önerdikleri formüller kullanılarak hesaplanmaktadır. Özellikle pediatrik grubu hedeflemesine rağmen, her yaş grubundaki işitme kayıplı kişiler için kullanılabilir (9, 27, 43-45).

Bu formülün amacı, normal seviyelerde gelen tüm sesler için, hastanın dinamik alanı içerisinde kalacak şekilde uygun bir kazanç hesaplamaktır. Bu hesaplama seslerin hastanın duyabileceği seviyelere yükseltilmesi ve hastanın dinamik işitme alanı içinde kalacak şekilde kompresyon sağlanmasını hedeflemektedir. Bağımsız bir bilgisayar programı olarak ya da bir işitme cihazı içinde kullanılır (9, 27, 43-45).

2.4.2.2. NAL-NL1

Konuşma anlaşılırlığının sağlanması açısından en fazla tercih edilen ve kullanılan kazanç formülleri National Acoustic Laboratories tarafından geliştirilen kazanç formülleridir. NAL-NL1 kazanç formülünün amacı, kompresyon eşiğinin üzerindeki her girdi seviyesi için konuşma sesi yüksekliğini normal bir insanın algıladığı seviyenin üzerine çıkmayacak şekilde ayarlayarak konuşmayı anlamayı maksimuma çıkarmaktır. Uygun şiddet algısı içerisinde konuşmanın maksimum şekilde ayırtedilmesini amaçlar. Dolayısıyla kazanç-frekans fonksiyonu da ses giriş seviyesine ve işitme eşiğine göre değişmektedir (4, 27, 37, 46).

NAL-NL1, şiddet algısını işitme kaybının derecesine göre değerlendirerek frekansa özgü normalizasyon yapan bir kazanç formülüdür. NAL-NL1'in bu özelliğinin konuşmayı ayırt etmeyi arttırdığı ileri sürülmüştür (27, 47). NAL-NL1 işitme kaybı konfigürasyonuna göre frekansa özgü kazanç sağlar. NAL-NL1 kazanç formülü hafif-

orta derecede işitme kayıplarında, uç frekanslar haricinde şiddet algısı normalizasyonu sağlayabilmektedir (27, 47).

NAL-NL1'in herhangi bir ön test ve hasta kooperasyonu gerektirmeyen bir formül olması, işitme cihazı uygulamalarında kolaylık sağlamaktadır. Bağımsız bir bilgisayar programı olarak ya da bir işitme cihazı uygulama programı içinde kullanılmaktadır (27, 37, 47).

2.4.2.3. NAL-NL2

NAL-NL2, NAL-NL1 kazanç formülünün tüm özelliklerini barındırmaktadır. Bununla birlikte NAL-NL2 kazanç formülü çeşitli değişkenlere göre hedef kazancı bireye özgü bir hale getirebilmektedir. Bu parametrelere cinsiyet, cihaz sayısı (unilateral-bilateral), yaş, tecrübe ve dil grubu örnek olarak verilebilir (37, 39, 47, 48).

İşitme cihazı ayarlama konusunda uluslararası kabul görmüş tek bir uygulama yöntemi ve kazanç formülü yoktur. Cihaz seçimi ve ayarlanmasında hangi kazanç formülünün kullanılacağı işitme cihazı uzmanının ya da odyoloğun tercihine göre değişmektedir (28).

2.5. GERÇEK KULAK ÖLÇÜMÜ (GKÖ)

Gerçek kulak ölçümü (GKÖ), dış kulak kanalında gerçekleştirilen bir dizi ölçümlere dayanan objektif bir kazanç hesaplama yöntemidir. GKÖ, şiddeti önceden belirlenmiş bir test sinyali ile dış kulak kanalının içinde, timpan membranın (TM) yaklaşık 5 mm önünde oluşan basıncın, prob tüp mikrofonu ile işitme cihazlı ya da işitme cihazsız ölçülmesidir. GKÖ yönteminde standart değerler yerine kişiye özgü veriler ve değerler dikkate alınmaktadır. Bu yöntem sayesinde, başka bir şekilde öngörülemeyen akustik etkiler dikkate alınarak, ölçümler gerçekleştirilebilir (4).

GKÖ yönteminin avantajları(4, 28):

1. Her yaş grubundaki kişilerde uygulanabilir.
2. Güvenilirliği yüksek ve kısa süren bir yöntemdir.
3. Ölçüm değerlerinin belirli frekanslarda değil, belirli bir frekans aralığında kesintisiz biçimde elde edilmesini sağlar.
4. Sesin kırılma özelliklerini ve etkisini ortaya çıkarır.

5. DKK ve kalıbın etkilerinin göz önüne alınmasını sağlar.
6. Ölçümlerde sessiz kabin gerekli değildir.
7. Davranış odyometrisine koopere olamayan hastalarda da uygulamak mümkündür.
8. Test-tekrar test güvenilirliği serbest saha ölçümlerinden daha yüksektir.
9. Uyaran şiddetinde bağlı olarak kazanç değişiklikler kolaylıkla saptanabilir.
10. Hastanın şikayetlerine göre yapılan kazanç değişiklikleri çok kısa bir süre içinde test edilebilmekte ve yapılan değişiklikler gözlenebilmektedir.

GKÖ yönteminin dezavantajları(4):

1. Dış kulak kanalında serümen gibi ölçümü etkileyecek etkenlerin olması, prob tüpün tıkanmadan ve doğru bir konumda yerleştirilmesi zordur. Dış kulak kanalının mümkün olduğu kadar temiz olması gerekir.
2. Bu yöntem fonsiyonel kazanç ölçümlerine olan gerekliliği tamamen ortadan kaldırmaz.

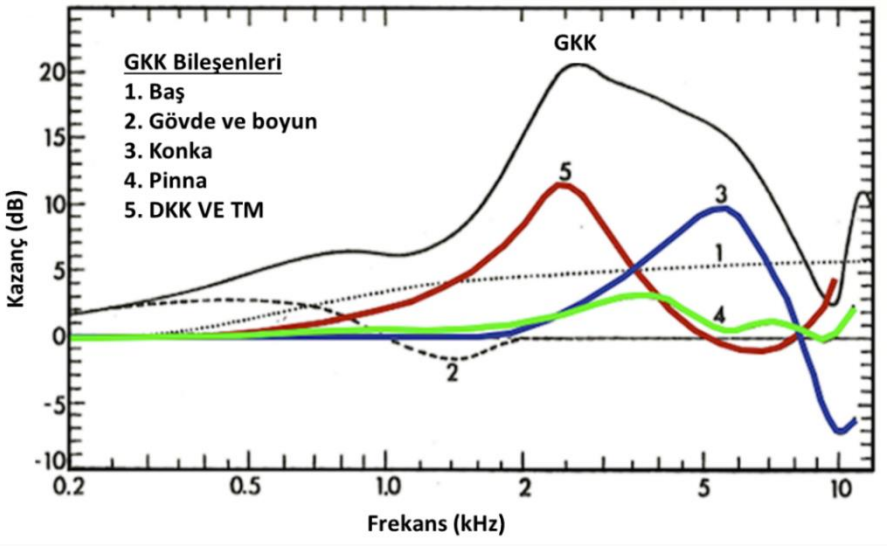
2.5.1. Gerçek Kulak Ölçüm Cihazı ile Ölçülebilen Kazançlar

GKÖ cihazı ile gerçek kulak kazancı (GKK), gerçek kulak cihazlı kazanç (GKCK) ve gerçek kulak ek kazanç (GKEK) ölçülebilir.

2.5.1.1. Gerçek Kulak Kazancı (GKK)

İşitme cihazsız ve kalıpsız bir kulakta, TM önünde prob mikrofon ile ölçülen dB cinsinden kazancı ifade eder. GKK, Gerçek kulak cihazsız kazanç (real ear unaided gain) ve dış kulak kanalı kazancı şeklinde de ifade edilmektedir. GKK dış kulak kanalının oluşturduğu doğal bir kazançtır (8, 11).

İşitme cihazı kulak kalıbı ile uygulandığında GKK kaybolur. Kişiye daha doğal bir kazanç sağlamak için GKK'nin göz önünde bulundurulması gerekir (8, 11). Şekil 4'te GKK ve bileşenleri görülmektedir (49).



Şekil 4. GKK ve bileşenleri (49)

2.5.1.2. Gerçek Kulak Cihazlı Kazanç (GKCK)

GKK ölçümü ardından, işitme cihazı takılı ve çalışır durumdayken prob tüp mikrofon kullanılarak TM önünde ölçülen kazancın dB cinsinden değeridir. GKCK genellikle 50-55, 60-65 ve 75-80 dB SPL gibi farklı şiddetlerde bir test sinyali verilerek ölçülür. Bu amaç için üretilen çeşitli test sinyalleri kullanılabilir (8, 11).

2.5.1.3. Gerçek Kulak Ek Kazanç (GKEK)

GKEK bir ölçüm değil, ölçülen iki değerin farkıdır. GKCK'den GKK'nin çıkarılması ile elde edilen bir değerdir (5, 50, 51).

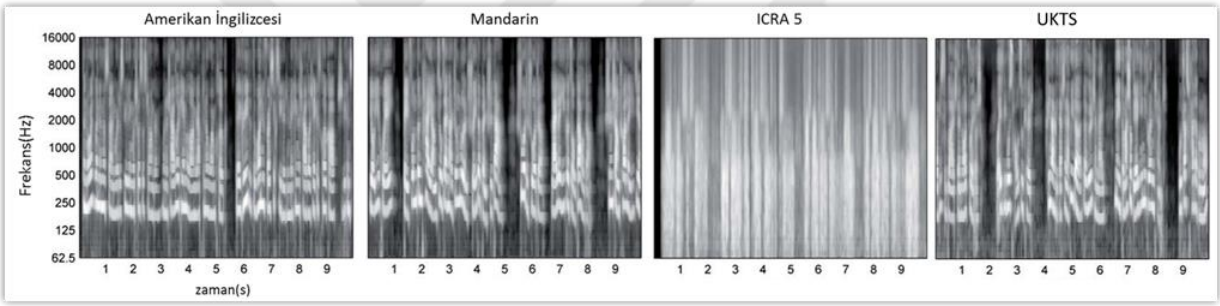
Kişiye özgü faktörler diğer ölçüm yöntemleri ile ölçülememektedir. Bu nedenle, her kişide GKÖ'lerin yapılması gerekmektedir (4). İşitme cihazı uygulamalarına GKK değerlerini dahil ederek, kişiye daha doğal bir kazanç sunabilmek mümkündür. Bu nedenle işitme cihazı uygulamaları GKCK yerine GKEK değerleri ile yapılması daha uygundur.

2.6. ULUSLARARASI KONUŞMA TEST SİNYALİ (UKTS)

Geleneksel işitme cihazı değerlendirme protokollerinde saf ses içeren ya da gürültü gibi sabit sinyaller kullanılmaktadır. İşitme cihazı kullanıcıları için en önemli uyaran konuşma uyaranıdır. İşitme cihazlarında konuşma sinyali diğer sinyallere göre farklı işlenir.

International Electrotechnical Commission (IEC) 60118-15 işitme cihazları ölçüm protokolüne göre, İşitme cihazı ayarlamalarında uluslararası konuşma test sinyalinin (UKTS) (International Speech Test Signal-ISTS) kullanılması önerilmektedir (52).

UKTS konuşmanın tüm özelliklerini içeren ve tekrarlanabilir ölçüm koşullarına izin veren bir test uyaranıdır. Şekil 5'te 1/3 oktav bandında Amerikan İngilizcesi, Mandarin (Çin lehçesi), ICRA-5 (International Collegium of Rehabilitative Audiology) ve UKTS'nin spektrogramları görülmektedir (53).



Şekil 5. 1/3 oktav bandında Amerikan İngilizcesi, Mandarin, ICRA 5 ve UKTS'nin spektrogramları (53)

ICRA 5 de, UKTS gibi işitme cihazı uygulamalarında kullanılan bir test sinyalidir. Şekil 5'te de açıkça görüldüğü gibi UKTS, farklı dillerin konuşma spektrogramlarına daha fazla benzemektedir. Bu nedenle işitme cihazı uygulamalarında test sinyali olarak UKTS tercih edilmelidir. UKTS işitme cihazını hafif, orta ve yüksek şiddetteki konuşma seslerinde objektif bir şekilde değerlendirilmesini sağlamaktadır (53).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Araştırma ileriye dönük bir çalışma olarak planlandı.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı İşitme Konuşma Denge Ünitesi'nde gerçekleştirildi. Araştırmaya Eylül 2015'te literatür taraması ile başlandı, etik kurul onayı ardından Mart 2016 itibariyle veriler toplanmaya başlandı ve Haziran 2016'da veri toplanması sonlandırıldı.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Araştırmanın evreni, yaşları 19 ile 30 yaş arasında değişen, yaş ortalaması 21.6 olan, 12 erkek ve 12 kadından oluşmaktadır. Araştırmaya 24 kişinin 24 kulağı dahil edildi.

3.3.1. Bireylerin araştırma dışı bırakılma kriterleri

- Dış ve orta kulak patolojisi olması.
- Timpan membranda perforasyon olması.
- Dış kulak kanalında herhangi bir enfeksiyon veya akıntı olması.
- Dış kulak kanalının aşırı kıllı olması.
- Dış kulak kanalının dar olması.
- Bireyin gönüllü olmaması.

3.3.2. Bireylerin Araştırmaya Dahil Edilme Kriterleri

- Bireyin gönüllü olması.
- Otoskopik bakısının normal olması.
- 226 Hz prob ton kullanılarak yapılan akustik immitansmetri testinde, timpanogram tipinin Jerger sınıflandırmasına göre Tip A olması.

3.4. Araştırmanın Değişkenleri

Araştırmanın bağımlı değişkeni: GKEK

Araştırmanın bağımsız değişkeni: GKK

Araştırmanın kontrollü değişkenleri: Kazanç formülü (NAL-NL2), işitme eşikleri, kulak

kalıbı, havalandırma deliği, ses hortumu, uluslararası konuşma test sinyali, işitme cihazı başlangıç ayarları.

3.5. Veri Toplama Araçları

3.5.1. Akustik İmmitansmetri Testi

Araştırmamıza dahil olan bireylerin otoskopik bakıları KBB hekimi tarafından gerçekleştirildi. Ölçümleri engelleyecek buşon ve serümen gibi etkenler varsa giderildi. Akustik immitansmetri testi *Interacoustics Titan (Interacoustics, Middelfart, Denmark)* cihazında gerçekleştirildi. Ölçümler 226 Hz prob ton kullanılarak yapıldı. Ölçüm yapılacak kulağın DKK hacmi, orta kulak basıncı ve kompliyans değerleri kaydedildi.

3.5.2. GKK ve GKEK Ölçümü

Ölçümler *Otometrics Aurical Freefit (Otometrics, Taastrup, Denmark)* GKÖ cihazı ile gerçekleştirildi. Araştırmanın başında GKÖ cihazı ANSI (American National Standards Institute) kurallarına göre kalibre edildi.

Ölçümlerden önce, bireylerden başını ya da vücudunu hareket ettirmemesi ve en rahat pozisyonda durması istendi. Prob tüp mikrofonunun silikon tüp kısmı her kişide yenilendi. Araştırmacı ölçümlerde, test sinyalini veren hoparlörün arkasında durdu. Ölçümlerden önce ve her üç kişide bir, işitme cihazlarının istikrarlı bir şekilde kazanç sağladıklarını teyit etmek amacıyla 2 cc coupler'da 55, 65 ve 75 dB'de işitme cihazlarının çıkış kazançları kontrol edildi.

Kulak kalıpları her kişide sert akrilikten 0.8 mm vent açılarak yarım konka şeklinde yapıldı. Kulak kalıplarında standart ses hortumu kullanıldı. Kalıp yapımı kaynaklı oluşabilecek değişikliği ortadan kaldırmak için kulak kalıpları tek bir kalıp ustası tarafından yapıldı.

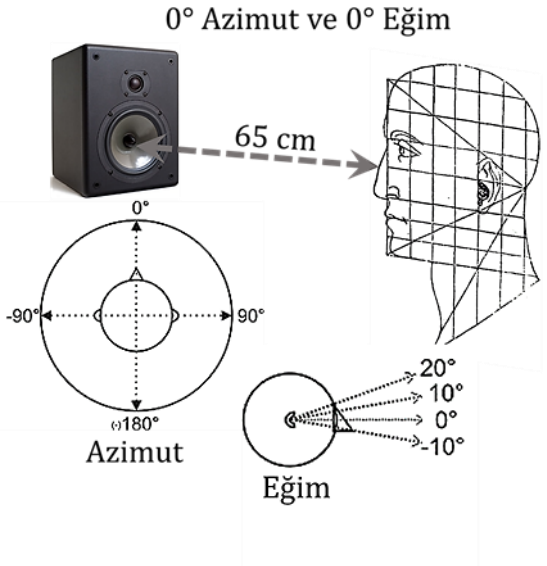
Yaşa bağlı işitme kaybı, işitme cihazları karşılaştırılmalarında kullanılan referans odyogramlar ve diğer araştırmalar göz önüne alınarak, İşitme cihazlarına 0.25, 0.50, 0.75, 1, 1.5, 2, 3, 4 ve 6 kHz'de sırasıyla 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55 ve 60 dB HL değerlerinde işitme eşikleri girildi (54, 55).

Araştırmamızda 2016 Ocak ayı itibariyle piyasada olan iki farklı markanın, üst segment dijital kulak arkası işitme cihazı kullanıldı. İşitme cihazları işitme eşiklerine göre uygun kazanç sağlayacak modelleri seçildi. Araştırmanın başında işitme cihazları kanal ya da band sayılarının eşleştirilmesi düşünüldü; ancak markalar arası kanal ya da band sayıları eşleştirilemediği için, markalarının üst segment işitme cihazlarının değerlendirilmesi kararı alındı. İşitme cihazlarında NAL-NL2 kazanç formülü seçildi ve NAL-NL2 özelliklerinden yetişkin, tecrübeli, non-tonal ve unilateral parametreleri ile cinsiyet durumuna göre kadın ya da erkek seçildi. Frekans düşürme özelliği her işitme cihazı markasında farklı bir algoritmada çalıştığı için işitme cihazlarındaki frekans düşürme özelliği kapatıldı. Aynı nedenden dolayı tüm işitme cihazlarında yönsüz mikrofon seçildi.

İşitme eşikleri, kulak kalıbı bilgileri, kişinin yaşı, NAL-NL2 kazanç formülünde seçilen değişkenler, mikrofon özelliği, işitme cihazlarına ve GKÖ cihazına kaydedildi.

GKÖ'leri sırasında kişinin oturacağı sandalyenin durduğu zemin dört ayrı noktadan işaretlendi ve bütün ölçümler aynı noktada gerçekleştirildi.

Şekil 6'da görüldüğü gibi birey hoparlörden 65 cm uzaklıkta, başı hoparlörle 0° azimuth ve eğimde olacak şekilde konumlandırıldı.

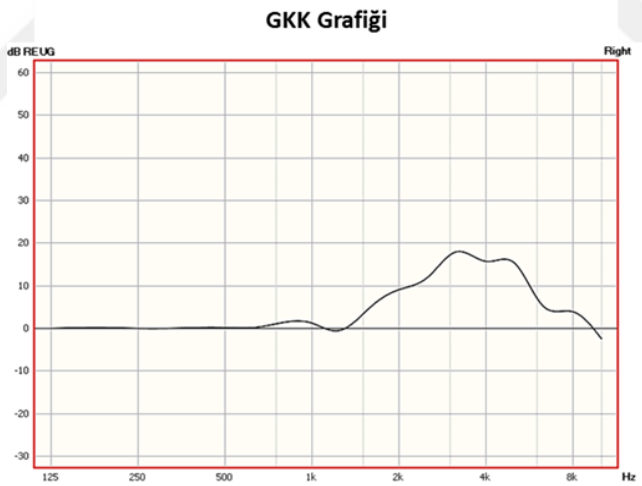


Şekil 6. Bireyin hoparlöre göre konumu

Prob tüp mikrofonu test konumuna getirilerek her kişide oda kalibrasyonu ve ardından prob tüp kalibrasyonu yapıldı.

Prob tüpün silikon kısmının ucunun timpan membrana olan uzaklığı ölçüm değerlerini etkilemektedir. Prob tüp mikrofonun timpan membrana olan uzaklığı 0.5 cm ve 0.5 cm'den daha yakın olduğunda ölçümler uzaklıktan etkilenmemektedir (56). Bu nedenle prob tüp mikrofonu timpan membranın 0.5 cm önüne gelecek şekilde yerleştirildi ve prob tüp mikrofonun konumu otoskopik bakıyla doğrulandı. Prob tüp mikrofonu tragus seviyesinde sabit duracak şekilde konumlandırıldı ve ölçümler süresince konumunun değişmemesine özen gösterildi. Prob tüp mikrofonun dış kulak kanalına doğru yerleştirildiğinden emin olunduktan sonra, 65 dB SPL pembe gürültü verilerek GKK ölçüldü.

Şekil 7'de 65 dB SPL pembe gürültü verilerek ölçülen GKK görülmektedir. GKK ölçümünden elde edilen DKK rezonans frekansı ve kazancı kaydedildi.



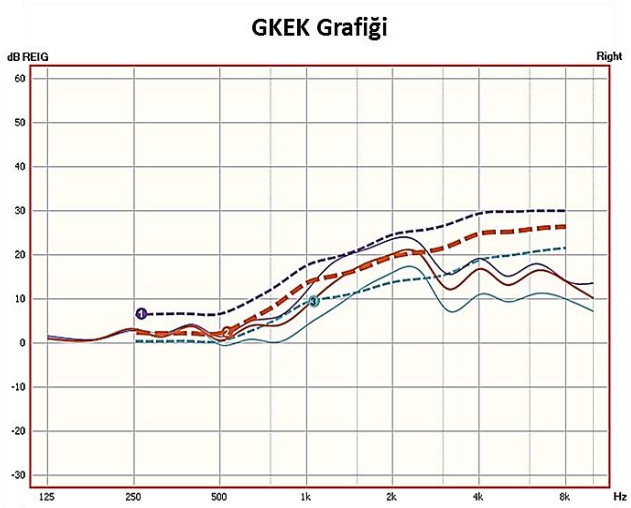
Şekil 7. 65 dB SPL pembe gürültü verilerek ölçülen GKK

Prob tüp mikrofonun pozisyonu değiştirilmeden işitme cihazı, kulak kalıbı ile birlikte kulağa yerleştirildi (Şekil 8).



Şekil 8. Prob tüp mikrofonun işitme cihazı ile birlikte yerleşimi

UKTS kullanılarak 55, 65 ve 75 dB SPL şiddetlerinde GKEK değerleri ölçüldü. Şekil 9'da bir işitme cihazı kullanılarak bir kişiden elde edilen GKEK grafiği ve GKEK tablosu görülmektedir. Şekil 9'da GKEK grafiğinde görülen kesikli çizgiler NAL-NL2 hedeflerini, kesiksiz çizgiler ölçülen GKEK değerlerini göstermektedir. Şekil 9'daki GKEK tablosundaki kazanç değerleri Şekil 10'daki tablonun ilgili kısmına yazıldı.



GKEK Tablosu

	Right	250	500	750	1k	1.5k	2k	3k	4k	6k
55 dB Hedef	Target1	7	7	12	18	21	25	27	29	30
55 dB Kazanç	Curve1	3	2	6	12	20	24	17	19	17
65 dB Hedef	Target2	3	2	8	14	17	20	22	25	26
65 dB Kazanç	Curve2	3	1	4	9	17	20	14	17	16
75 dB Hedef	Target3	0	0	5	9	12	14	16	19	21
75 dB Kazanç	Curve3	3	0	0	4	12	16	9	11	11

Şekil 9. GKEK grafiği ve GKEK tablosu

Ardından prob tüpün konumu değiştirilmeden, kulak kalıbı kişinin kulağında kalacak şekilde işitme cihazı değiştirilerek, diğer işitme cihazı için de 55, 65 ve 75 dB SPL şiddetlerinde GKEK değerleri ölçüldü ve Şekil 10'daki tablonun ilgili kısmına yazıldı. Ölçümlerin hepsi 24 bireyde tekrarlandı ve herbir birey için ayrı ayrı oluşturulan GKEK değerleri tablosuna kaydedildi.

	0.25 kHz	0.5 kHz	0.75 kHz	1 kHz	1.5 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	6 kHz
İC A 55									
İC A 65									
İC A 75									
	0.25 kHz	0.5 kHz	0.75 kHz	1 kHz	1.5 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	6 kHz
İC B 55									
İC B 65									
İC B 75									

Şekil 10. GKEK değerleri tablosu

3.6 Araştırma Planı ve Takvimi

Tablo 1'de araştırma planı ve takvimi görülmektedir.

Tablo 1. Araştırma planı ve takvimi

Yıllar	**2015**		**2016**			**2017**
Aylar	**9-10**	**11-12**	**1-2**	**3-6**	**7-12**	**1-12**
Literatür tarama	**X**	**X**	**X**	**X**	**X**	**X**
Tez önerisi hazırlama		**X**	**X**			
Etik kurul izni				**03.03.2016**		
Çalışmaya dahil edilecek özellikte bireylerin belirlenmesi ve verilerin kaydedilmesi				**X**		
Verilerin analizi ve tez hazırlama					**X**	**X**

3.7. Verilerin Değerlendirilmesi

Sonuçlar SPSS (Statistical Package for Social Sciences, IBM, Chicago, ABD) 15.0 paket programı kullanılarak analiz edildi. Parametrik testlerin ön şartlarından normallik varsayımı Shapiro-Wilk testi ile kontrol edildi. Veriler için tanımlayıcı istatistiksel parametreler olarak ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri verildi. NAL-NL2 hedef kazancında cinsiyetler arasında 2 dB'lik bir değişim söz konusu olduğu için, hedef kazanç iki kazancın ortalaması alınarak hesaplandı.

GKEK ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık olup olmadığını sınamak için, tekrarlı ölçümler için t-testi kullanıldı ve etki büyüklüğü hesaplandı. I. tip hata düzeyi 0,05 düzeyinde tutuldu ve kararlar %95 güven aralığında verildi.

3.8. Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırmamızda sadece iki farklı markaya ait üst segment dijital kulak arkası işitme cihazları tek bir kazanç formülüne göre ve odyogram konfigürasyonuna göre değerlendirildi. Araştırma sürecinde başka bir kısıtlılık ile karşılaşılmadı.

3.9. Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'nun 03.03.2016 tarihi ve 2535-GOA protokol numaralı 2016/06-12 karar numarası ile çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verildi ve araştırma etik kurulun onayı doğrultusunda gerçekleştirildi (Ek 1).

4. BULGULAR

Yaşları 19 ile 30 yaş arasında değişen, 12 erkek ve 12 kadının yaş ortalaması 21.6 ±3.0 olarak bulundu. Akustik immitansmetri testinden elde edilen DKK hacmi, orta kulak basıncı ve kompliyansın ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 2'de verildi.

Tablo 2. DKK hacmi, orta kulak basıncı ve kompliyans değerleri (n=24 kulak)

	Ortalama	**Standart Sapma**	**Minimum Maksimum**
DKK hacmi (ml)	1.4	±0.3	0.9 - 2.1
Orta kulak basıncı (daPa)	-1.5	±8.5	-18.0 - 19.0
Kompliyans (ml)	0.7	±0.2	0.4 - 1.3

GKK'den elde edilen DKK rezonans frekansı ve DKK rezonans kazancının ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 3'te verildi.

Tablo 3. DKK rezonans frekansı ve kazanç değerleri (n=24 kulak)

	Ortalama	**Standart Sapma**	**Minimum Maksimum**
DKK rezonans frekansı (Hz)	2880.8	±419.0	2350.0 3784.0
DKK rezonans kazancı (dB)	16.9	±1.9	13.0 20.0

İşitme cihazlarının 55 dB SPL UKTS'de, dokuz ayrı frekansta elde edilen GKEK değerlerinin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4'te verildi.

Tablo 4. İşitme cihazlarının 55 dB SPL'de dokuz ayrı frekansta elde edilen GKEK değerleri (n=24 kulak)

Frekans (kHz)	İC*	GKEK Ortalaması (dB)	Minimum (dB)	Maksimum (dB)
0.25	**A**	1.2 ±1.1	-1.0	3.0
	B	1.3 ±1.5	-2.0	4.0
0.50	**A**	1.5 ±1.6	-2.0	5.0
	B	1.5 ±1.9	-2.0	6.0
0.75	**A**	7.4 ±1.2	5.0	10.0
	B	6.5 ±1.5	3.0	10.0
1	**A**	11.3 ±1.7	8.0	15.0
	B	11.2 ±1.1	9.0	13.0
1.5	**A**	12.0 ±3.0	8.0	18.0
	B	15.4 ±2.6	11.0	20.0
2	**A**	18.3 ±4.0	11.0	27.0
	B	16.4 ±4.2	8.0	25.0
3	**A**	15.4 ±2.6	10.0	19.0
	B	17.5 ±1.7	14.0	20.0
4	**A**	21.5 ±3.7	14.0	28.0
	B	18.0 ±1.9	13.0	23.0
6	**A**	19.2 ±3.6	13.0	27.0
	B	11.3 ±3.9	6.0	20.0

*A ve B işitme cihazlarını ifade etmektedir.

İşitme cihazlarının 65 dB SPL UKTS'de, dokuz ayrı frekansta elde edilen GKEK değerlerinin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 5'te verildi.

Tablo 5. İşitme cihazlarının 65 dB SPL'de dokuz ayrı frekansta elde edilen GKEK değerleri (n=24 kulak)

Frekans (kHz)	İC*	GKEK Ortalaması (dB)	Minimum (dB)	Maksimum (dB)
0.25	**A**	1.2 ±1.3	-2.0	3.0
	B	1.2 ±1.6	-3.0	4.0
0.50	**A**	0.9 ±1.6	-2.0	4.0
	B	0.8 ±1.8	-3.0	5.0
0.75	**A**	5.7 ±1.3	3.0	9.0
	B	4.6 ±1.8	1.0	8.0
1	**A**	9.3 ±1.7	6.0	13.0
	B	8.4 ±1.2	6.0	11.0
1.5	**A**	10.1 ±2.9	6.0	16.0
	B	11.8 ±2.8	6.0	17.0
2	**A**	16.0 ±4.3	8.0	25.0
	B	12.8 ±4.4	3.0	22.0
3	**A**	13.0 ±2.7	7.0	17.0
	B	14.3 ±1.3	12.0	17.0
4	**A**	19.9 ±3.7	12.0	25.0
	B	15.0 ±1.8	11.0	19.0
6	**A**	16.9 ±4.0	10.0	25.0
	B	8.7 ±3.7	3.0	17.0

*A ve B işitme cihazlarını ifade etmektedir.

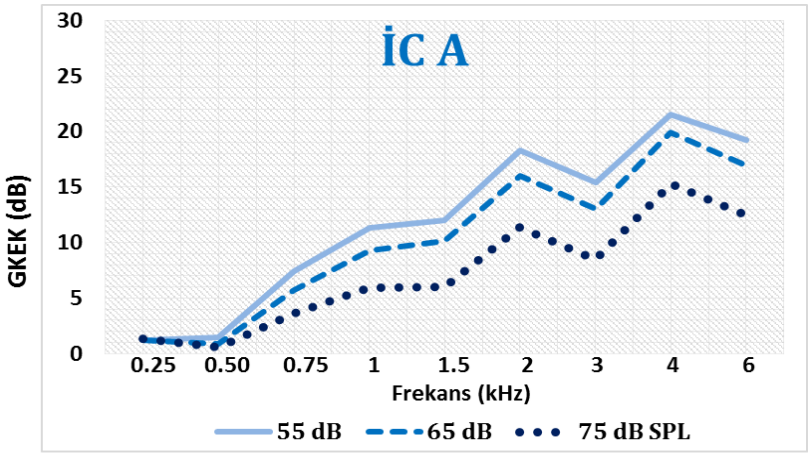
İşitme cihazlarının 75 dB SPL UKTS'de, dokuz ayrı frekansta elde edilen GKEK değerlerinin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 6'da verildi.

Tablo 6. İşitme cihazlarının 75 dB SPL'de dokuz ayrı frekansta elde edilen GKEK değerleri (n=24 kulak)

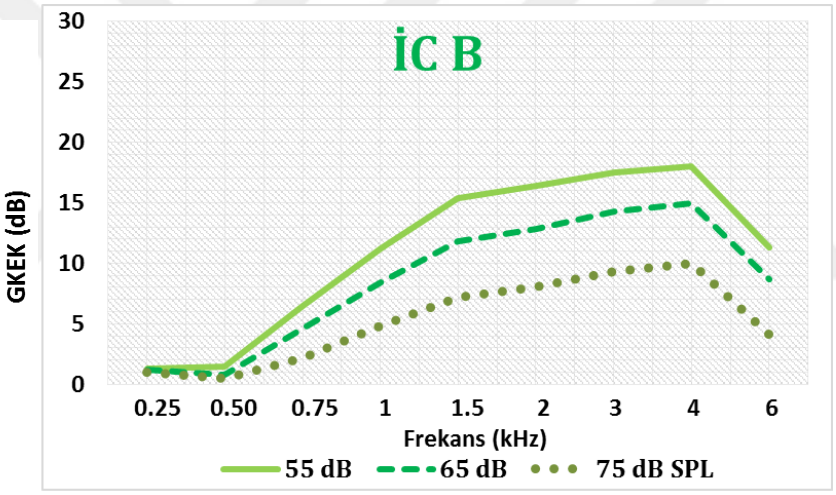
Frekans (kHz)	İC*	GKEK Ortalaması (dB)	Minimum (dB)	Maksimum (dB)
0.25	**A**	1.3 ±1.4	-3.0	3.0
	B	1.0 ±1.9	-4.0	4.0
0.50	**A**	0.6 ±1.9	-3.0	4.0
	B	0.5 ±1.7	-3.0	4.0
0.75	**A**	3.6 ±1.2	1.0	6.0
	B	2.2 ±2.0	-2.0	6.0
1	**A**	6.0 ±1.7	3.0	10.0
	B	4.8 ±1.2	2.0	7.0
1.5	**A**	6.0 ±2.9	2.0	12.0
	B	7.2 ±2.7	2.0	12.0
2	**A**	11.4 ±4.3	3.0	21.0
	B	8.0 ±4.6	-2.0	17.0
3	**A**	8.5 ±2.4	4.0	13.0
	B	9.3 ±1.5	6.0	12.0
4	**A**	15.3 ±3.4	8.0	20.0
	B	10.0 ±1.8	6.0	14.0
6	**A**	12.5 ±3.9	5.0	20.0
	B	4.1 ±4.1	-2.0	13.0

*A ve B işitme cihazlarını ifade etmektedir.

Şekil 11 ve 12'de üç farklı şiddette elde edilen İC A ve İC B'nin GKEK ortalamala değerleri görülmektedir.



Şekil 11. İC A'nın GKEK ortalama değerleri grafiği



Şekil 12. İC B'nin GKEK ortalama değerleri grafiği

Parametrik testlerin ön şartlarından normallik varsayımı Shapiro-Wilk testi ile kontrol edildi. İşitme cihazlarının GKEK ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık olup olmadığını sınamak için tekrarlı ölçümler için t-testinden elde edilen anlamlılık değerleri kullanıldı ve etki büyüklüğü hesaplandı. I. tip hata düzeyi 0,05 düzeyinde tutuldu ve kararlar %95 güven aralığında verildi.

Tablo 7’de İşitme cihazlarının üç farklı şiddette ve dokuz ayrı frekanstaki karşılaştırmaları görülmektedir.

Tablo 7. İşitme cihazlarının üç farklı şiddette ve dokuz ayrı frekansta yapılan GKEK karşılaştırmaların sonucunda elde edilen p değerleri. (n=24 kulak)

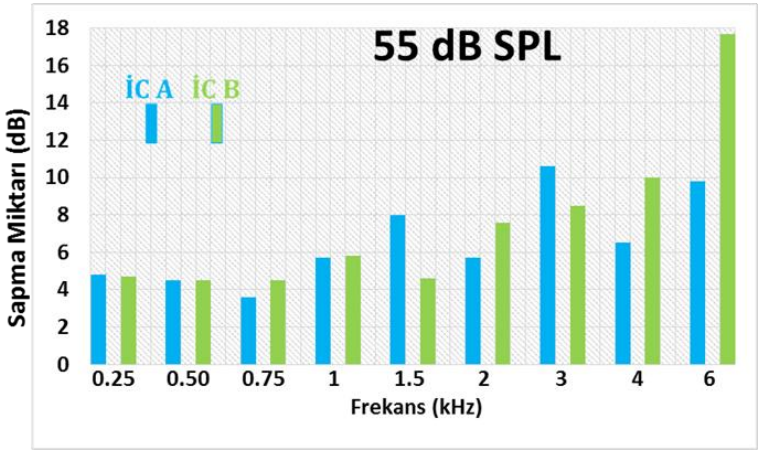
		0.25 kHz	**0.50 kHz**	**0.75 kHz**	**1 kHz**	**1.5 kHz**	**2 kHz**	**3 kHz**	**4 kHz**	**6 kHz**
55 dB SPL	**İC A İC B**	0.604	0.880	**0.000**	0.775	**0.000**	**0.007**	**0.000**	**0.000**	**0.000**
65 dB SPL	**İC A İC B**	0.770	0.775	**0.000**	**0.003**	**0.001**	**0.000**	**0.026**	**0.000**	**0.000**
75 dB SPL	**İC A İC B**	0.110	0.601	**0.000**	**0.000**	**0.013**	**0.000**	0.079	**0.000**	**0.000**

İşitme cihazlarının üç farklı şiddette ve dokuz ayrı frekansta yapılan GKEK karşılaştırmalarının sonucunda elde edilen etki büyüklüğü (d) değerleri Tablo 8’de verildi.

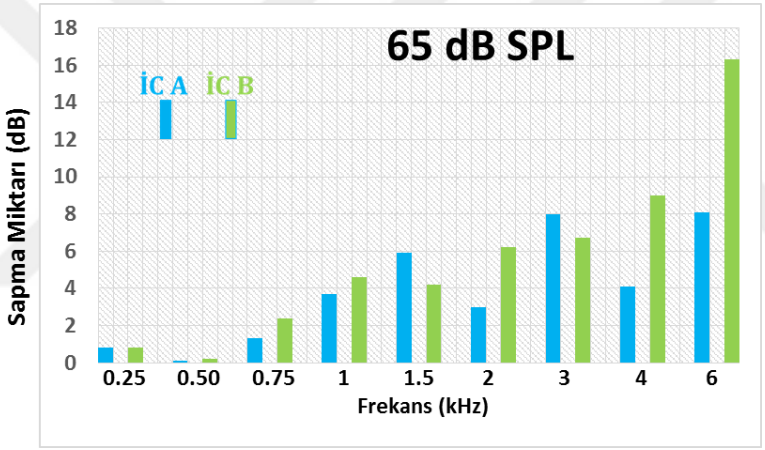
Tablo 8. İşitme cihazlarının üç farklı şiddette ve dokuz ayrı frekansta yapılan GKEK karşılaştırmaların sonucunda elde edilen etki büyüklüğü (d) değerleri. (n=24 kulak)

		0.25 kHz	**0.50 kHz**	**0.75 kHz**	**1 kHz**	**1.5 kHz**	**2 kHz**	**3 kHz**	**4 kHz**	**6 kHz**
55 dB SPL	**İC A İC C**	-0.10	0.03	0.96	0.06	-1.83	0.61	-0.92	0.93	2.54
65 dB SPL	**İC A İC C**	0.06	0.06	1.09	0.68	-0.80	0.97	0.49	1.30	2.43
75 dB SPL	**İC A İC C**	0.34	0.11	1.14	0.89	-0.55	1.05	-0.38	1.59	2.30

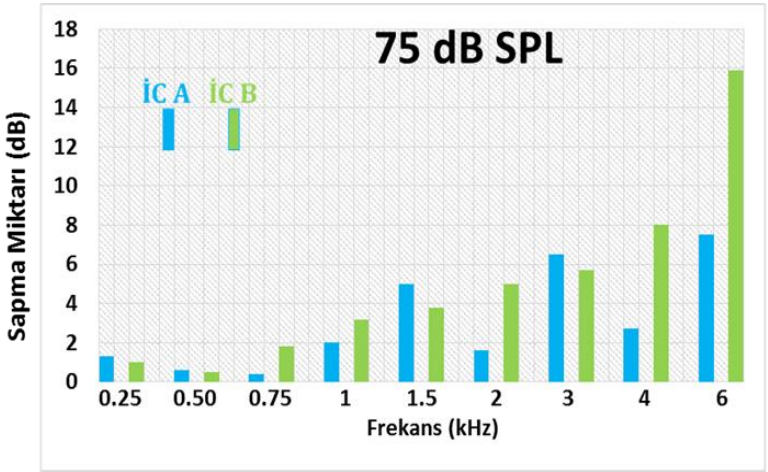
İşitme cihazlarının üç farklı şiddette ve dokuz ayrı frekansta NAL-NL2 hedef kazançlarından sapma miktarları Şekil 13, 14 ve 15'te verildi.



Şekil 13. 55 dB SPL'de işitme cihazlarının NAL-NL2 hedef kazançlarından sapma miktarları



Şekil 14. 65 dB SPL'de işitme cihazlarının NAL-NL2 hedef kazançlarından sapma miktarları



Şekil 15. 75 dB SPL'de işitme cihazlarının NAL-NL2 hedef kazançlarından sapma miktarları

İşitme cihazlarının ± 10 dB'lik sapma içerisinde hedef kazanca ulaşma yüzdeleri Tablo 9'da verildi.

Tablo 9. İşitme cihazlarının ± 10 dB'lik sapma içerisinde hedef kazanca ulaşma yüzdeleri

Şiddet	İC A	İC B
55 dB SPL	%88.8	%88.8
65 dB SPL	%100	%88.8
75 dB SPL	%100	%88.8

İşitme cihazlarının ± 5 dB'lik sapma içerisinde hedef kazanca ulaşma yüzdeleri Tablo 10'da verildi.

Tablo 10. İşitme cihazlarının ± 5 dB'lik sapma içerisinde hedef kazanca ulaşma yüzdeleri

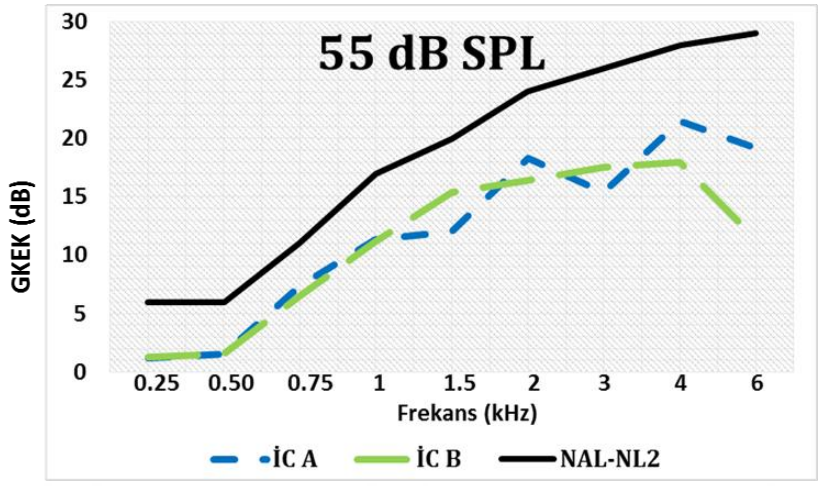
Şiddet	İC A	İC B
55 dB SPL	%33.3	%44.4
65 dB SPL	%66.6	%55.5
75 dB SPL	%77.7	%66.6

Tablo 11'de işitme cihazlarının British Academy of Audiology (BAA) ve Modernizing Hearing Aid Services (MHAS) ayar kılavuzunda belirtilen frekanslara göre üç farklı şiddette hedef kazançlardan sapma miktarları verildi.

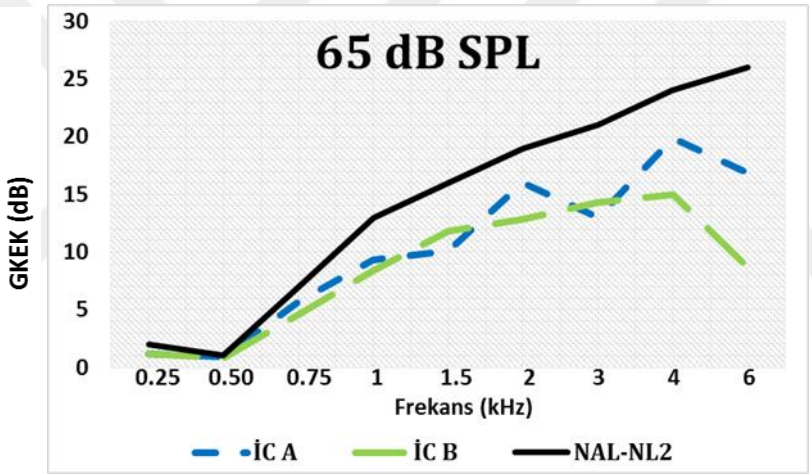
Tablo 11. İşitme cihazlarının BAA ve MHAS ayar kılavuzunda belirtilen frekanslara göre üç farklı şiddette hedef kazançlardan sapma miktarları

		0.25 kHz	**0.50 kHz**	**1 kHz**	**2 kHz**	**3 kHz**	**4 kHz**
55 dB SPL	**İC A**	4.8	4.5	5.7	5.7	10.6	6.5
	İC B	4.7	4.5	5.8	7.6	8.5	10
65 dB SPL	**İC A**	0.8	0.1	3.7	3	8	4.1
	İC B	0.8	0.1	4.6	6.2	6.7	9
75 dB SPL	**İC A**	1.3	0.6	2	1.6	6.5	2.7
	İC B	1	0.5	3.2	5	5.7	8

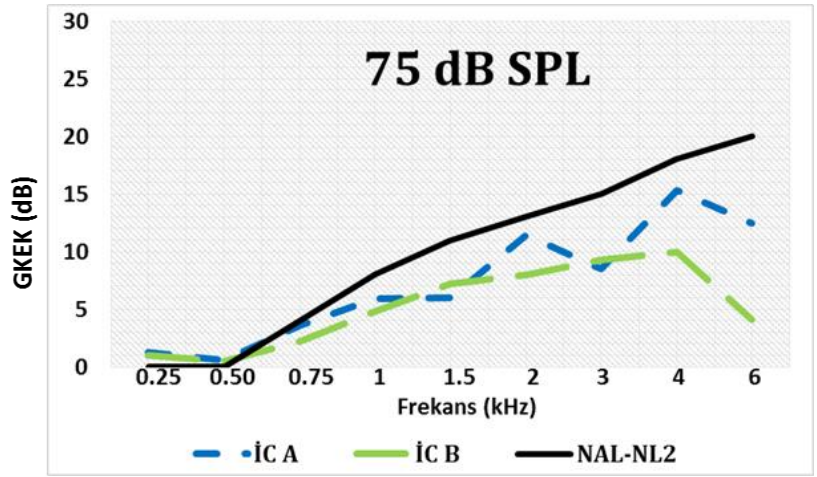
Şekil 16, 17 ve 18'de işitme cihazlarının 55, 65 ve 75 dB SPL UKTS'de, dokuz ayrı frekansta GKEK ortalama değerleri grafiği ve NAL-NL2 hedef kazançları grafiği verildi.



Şekil 16. 55 dB SPL'de işitme cihazlarının GKEK ortalama değerleri ve NAL-NL2 hedefleri grafiği



Şekil 17. 65 dB SPL'de işitme cihazlarının GKEK ortalama değerleri ve NAL-NL2 hedefleri grafiği



Şekil 18. 75 dB SPL'de işitme cihazlarının GKEK ortalama değerleri ve NAL-NL2 hedefleri grafiği

5. TARTIŞMA

Araştırmamız, kulak arkası dijital işitme cihazlarını dokuz ayrı frekansta değerlendiren ve geleneksel işitme cihazı ölçüm protokolü yerine geçen, IEC 60118-15 işitme cihazları ölçüm protokolünde önerilen UKTS'nin kullanıldığı ilk araştırma olma özelliğini taşımaktadır. Bununla birlikte, üç farklı şiddette GKEK ölçümlerinin değerlendirildiği ve NAL-NL2 kazanç formülü kullanılarak işitme cihazlarının başlangıç ayarlarının karşılaştırıldığı ilk çalışmalardandır.

Araştırmamızda işitme cihazları haricindeki değişkenler sabitlenmeye çalışıldı. Her işitme cihazı markasının kendi kazanç formülü bulunmakla birlikte, bu formüllerin hedef kazançları gerçek kulak ölçüm sistemlerinde bulunmamaktadır (27, 35). Bu sebeple araştırmamızda kazanç formülünden kaynaklanabilecek farklılığı gidermek amacıyla işitme cihazları NAL-NL2 kazanç formülüne göre çalışırken NAL-NL2 hedef kazançlarına göre değerlendirildi. NAL-NL2 kazanç formülü, işitme eşiği değerlerine göre farklı hedef kazançlar belirleyeceği için, işitme cihazlarına aynı işitme eşiği girildi ve 24 kişide ölçümler tekrarlandı. Mikrofondan kaynaklanabilecek farklılığı gidermek için bütün işitme cihazlarında yönsüz mikrofon seçildi. Frekans düşürme özelliği de işitme cihazlarında farklı algoritmalarda çalıştığı için bütün işitme cihazlarında kapatıldı. Kulak kalıbı tipi, materyali, havalandırma deliği çapı, ses hortumu gibi değişkenler GKEK değerlerini etkilemektedir. Bireyler arasında bu farklılığı gidermek amacıyla 24 kişide kullanılan kulak kalıbı tipi, materyali, havalandırma deliği çapı ve ses hortumu eşitlendi.

Üç farklı şiddet ve dokuz ayrı frekansta işitme cihazlarının GKEK ölçümleri arasında 27 karşılaştırmanın 19'unda istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). İşitme cihazlarının eşit şartlarda farklı GKEK değerleri verdiği saptandı.

NAL-NL2 ve diğer nonlineer kazanç formülleri giriş sinyalinin(UKTS) şiddetine, işitme eşiğine ve belirlenen başlangıç ayarlarına göre hedef kazançları belirler ve işitme cihazlarının bu hedef kazançlara göre çalışması beklenir. İşitme cihazlarının 55, 65 ve 75 dB SPL UKTS'de ve dokuz ayrı frekansta elde edilen GKEK ortalama değerleri ve NAL-NL2 hedef kazançları değerlendirildiğinde (Şekil 16, 17 ve 18), işitme cihazlarının üç uyaran şiddetinde ve dokuz ayrı frekansın tümünde NAL-NL2 hedef kazançlarının altında kaldıkları belirlenmiştir. İşitme cihazlarının GKEK değerlerinin ölçüldüğü

frekans yükseldikçe ve UKTS şiddeti azaldıkça, işitme cihazlarının NAL-NL2 hedef kazancından sapma miktarlarının arttığı saptanmıştır.

GKÖ ile ayar yapılması gerekliliğinin en önemli nedenleri, başlangıç ayarlarında elde edilen kazançların hedef kazancın altında kalması, işitme cihazı kullanıcılarının son ayarı tercih etmesi ve memnuniyetin başlangıç ayarlarına göre daha fazla olmasıdır. Abrams ve arkadaşları, Palmer, Keidser ve Alamudi tarafından yapılan araştırmalarda işitme cihazı kullanıcıları tarafından son ayarın tercih edildiği ve fayda skorlarında son ayarın başlangıç ayarlarına göre anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir(2, 59, 60, 61, 62).

Moore işitme cihazlarında son ayar yapmanın ses kalitesini, dinleme konforunu ve anlaşılırlığı önemli ölçüde geliştirdiğini (67), McCreery ve arkadaşları çocuklarda hedef kazançlara göre ayar yapmanın tutarlı ve uygun işitebilirlik sağladığını saptamıştır (68). Tomblin ve arkadaşları çocuklarda işitme cihazlı işitebilirliğin iyileşmesinin uzun dönemde dil gelişimi için önemli bir faktör olduğunu belirtmiştir (69). Bu sonuçlara göre işitme cihazlarını GKÖ yöntemi ile değerlendirmek ve son ayar yapmak önem kazanmaktadır (1).

GKÖ ile yapılan araştırmalar öncelikle ölçümün doğruluğu, GKÖ'nün standardize edilmesi, geçerlilik ve güvenilirlik konuları üzerine yapılmıştır. GKÖ'nün geçerli ve güvenilir bir uygulama olduğunun çeşitli araştırmalarla gösterilmesinin ardından GKÖ ile ilgili araştırmalar genel olarak GKK, GKCK ve GKEK olarak üç alanda yürütülmüştür (65). Bu araştırmalarda kullanılan parametreler gözönüne alındığında, karşılaştırma yapabileceğimiz araştırma sayısının kısıtlı olduğu ve literatür incelendiğinde araştırmamıza benzer sınırlı sayıda çalışma olduğu görülmektedir.

Aazh ve Moore dijital işitme cihazlarının başlangıç ayarlarında 65 dB SPL giriş sinyalinde ±10 dB'lik sapma içerisinde NAL-NL1 hedef kazancına ulaşma oranını %36 (1); Munro ve arkadaşlarının yaptığı araştırmada dijital işitme cihazlarının başlangıç ayarlarında NAL-NL1 hedef kazancına ulaşma oranı ise %63 olarak bildirmiştir (57). Araştırmamızda ±10 dB'lik sapma içerisinde 65 dB SPL'de İC A ve İC B için NAL-NL2 hedef kazancına ulaşma yüzdeleri sırasıyla %100 ve %88 olarak saptanmıştır. Araştırmamızda elde edilen ±10 dB'lik sapma içerisinde 65 dB SPL'deki NAL-NL2 hedef kazancına ulaşma yüzdelerinin önceki araştırmalara göre yüksek olması olumlu bir gelişmedir. Hedef kazanca ulaşma yüzdelerinin yıllar içerisinde giderek

yükselmesinin işitme cihazı üreticilerinin bu gibi çalışmaları dikkate aldıklarını ve başlangıç ayarlarında GKEK değerlerini düzelttikleri şeklinde yorumlanabilir.

Sanders ve arkadaşlarının hoparlörü kulak kanalı içinde bulunan kulak arkası işitme cihazları ile yaptığı çalışmada başlangıç ayarlarında ±10 dB'lik sapma içerisinde 65 dB SPL giriş sinyalinde NAL-NL2 hedef kazancına ulaşma oranını %45, 55 dB SPL giriş sinyalinde NAL-NL2 hedef kazancına ulaşma oranını %26 olarak bildirmesi bu sonucun araştırmada kullanılan işitme cihazı tipine özgü olmadığını göstermektedir (58).

BAA ve MHAS dijital işitme cihazları ayar kılavuzlarına göre işitme cihazları 0.25, 0.50, 1 ve 2 kHz'de ±5 dB'lik, 3 ve 4 kHz'de ise ±8 dB'lik sapma toleransı içerisinde hedef kazançlara ulaşmalıdır. İşitme cihazları başlangıç ayarlarında tolerans değerleri içerisinde hedef kazançlara ulaşamadığı takdirde son ayar yapılması gerekmektedir (1, 66). Tablo 11'de görüldüğü gibi özellikle 55 dB SPL giriş sinyalinde işitme cihazlarının GKEK değerlerinin tolerans değerlerini aştığı ya da sınırda olduğu görülmektedir.

Bu araştırmanın amaçlarından biri, işitme cihazlarının başlangıç ayarlarında bir dizi ses giriş şiddet seviyesindeki GKEK değerlerini ölçmekti. Araştırmamızda diğer araştırmalarda genel olarak ölçülmeyen 55 dB SPL şiddetinde ±10 dB'lik sapma içerisinde İC A ve İC B için NAL-NL2 hedef kazancına ulaşma yüzdeleri sırasıyla %88.8 ve %88.8, ±5 dB'lik sapma içerisinde ise %33.3 ve %44.4 olarak saptanmıştır. Sanders ve arkadaşları işitme cihazlarının başlangıç ayarlarında ±10 dB'lik sapma içerisinde 55 dB SPL giriş sinyalinde NAL-NL2 hedef kazancına ulaşma oranını %26 olarak bildirmiştir (58).

Araştırmamızda işitme cihazları başlangıç ayarlarında NAL-NL2 kazanç formülüne göre çalışırken NAL-NL2 hedef kazançlarına göre değerlendirilmiştir. İşitme cihazlarını farklı kazanç formüllerinde ve işitme kaybı konfigürasyonlarında değerlendirmek için ek araştırmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Dijital kulak arkası işitme cihazlarının başlangıç ayarlarında üç farklı şiddette ve dokuz ayrı frekansta elde edilen GKEK değerleri arasında 27 karşılaştırmanın 19'unda anlamlı farklılık olduğu saptandı ($p<0.05$). İşitme cihazlarının başlangıç ayarlarındaki GKEK değerlerinin NAL-NL2 hedef kazançları ile örtüşmediği belirlendi. Özellikle diğer araştırmalarda genel olarak ölçülmeyen 55 dB SPL şiddetinde elde edilen GKEK değerlerinin hedef kazancın altında kaldığı saptandı. Literatür incelendiğinde işitme cihazlarının başlangıç ayarlarında GKEK değerlerinin ±10 dB'lik sapma içerisinde hedef kazanca ulaşma yüzdelerinin yıllar içerisinde arttığı belirlendi (1, 57, 58).

BAA ve MHAS dijital işitme cihazları ayar kılavuzunda belirtilen, hedef kazançlardan sapma tolerans değerleri de dikkate alındığında araştırmamızda değerlendirilen işitme cihazlarına son ayar yapılması gerekmektedir (1, 66). Araştırmamızdan elde edilen ve diğer araştırmacıların elde ettikleri sonuçlara göre işitme cihazı uygulamalarında kanıta dayalı objektif bir ölçüm yöntemi olan GKÖ yönteminin kullanılması ve işitme cihazlarının hedef kazançlara göre son ayar yapılması gerekmektedir (1, 57, 58).

7. KAYNAKLAR

1. Aazh H, Moore BC. The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids. Journal of the American Academy of Audiology 2007;18(8), 653-664.

2. Abrams HB, Chisolm TH, McManus M, McArdle R. Initial-fit approach versus verified prescription: Comparing self-perceived hearing aid benefit. Journal of the American Academy of Audiology 2012; 23(10): 768-778.

3. Mueller HG, Picou EM. Survey examines popularity of real-ear probe-microphone measures. The Hearing Journal 2010;63(5), 27-28.

4. Şerbetçioğlu B, Kırkım G, İşitme cihazları, In: Çelik O, editör. Otoloji ve Nöro-otoloji, 1. Baskı, İstanbul: Elit Ofset Matbaacılık, 2013;1127-1167.

5. Tanrıviran O. İşitme kayıplı olgularda özel kulak kalıbı uygulamasındaki hasta memnuniyeti ve işitme kazancına etkisinin araştırılması. Ankara, Gazi Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, 2009; 16-37.

6. Griffing TS, Heide J. Automatic Signal Processor Aids. Hearing Instruments 1983; 36.

7. Şahin H. Yaşa bağlı işitme kayıplarında işitme cihazı kullanımının işitsel algı ve yaşam kalitesi üzerine etkileri. Ankara, Başkent Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi 2012; 28-30.

8. Vestergaard MD. Self-report outcome in new hearing-aid users: Longitudinal trends and relationships between subjective measures of benefit and satisfaction. Int J Audiol 2006;45(7): 382-392.

9. Polat Z. Rekruitment fenomeni olan hastalarda farklı kazanç limitleme metotlarının konuşmayı ayırdetme üzerine etkileri. Ankara, Hacettepe Üniversitesi, Doktora Tezi, 2002; 12-23.

10. Dillon H. Compression in hearing aids. In Sandlin RE, editor. Handbook of Hearing Aid Amplification. Theoretical and Technical Considerations. Colege-Hill Pres, Volume 1., San Diego 1990; 121-146.

11. Doğan C. Kulak arkası işitme cihazı kullanan hastalarda ses hortum deformasyonlarından kaynaklanan kazanç değişikliklerinin frekans bazında belirlenmesi. Ankara, Ufuk Üniversitesi, Tıpta Uzmanlık Tezi, 2011;19-30.

12. Holube I, Velde TM. DSP Hearing Instruments Sandlin RE, Editor. Textbook of hearing aid amplification. Sec. Ed. San Diego: Singular Pub. 2000; 285-300.

13. Madaffari PL, Stanley WK. Microphone, reciever and telecoil options: Past, Present and Future. In Valente M. ed. Hearing Aids: Standarts, Options and Limitations NY Thieme Med. Pub. 1996; 126-156.

14. Stabb WJ. Hearing aid selection: An overview: In Sandlin RE, Editor. Textbook of hearing aid amplification. Sec Ed. San Diego: Singular Pub; 2000; 137-150.

15. https://www.hear.com/ [Online] [Cited: 2 05 2016] www.hear.com/hearing-aids/bte/

16. Pirzanski CZ. Earmold acoustics and technology in textbook of hearing aid amplification, Sec. ed, Sandlin RE ed, San Diego: Singular publishing group 2000; 137-169.

17. Valente M. Options: Earhooks, tubing and earmolds. In Valente M, Potts G. & Lybarger, Editors, Hearing aids: Standarts, options, and limitations New York: Thieme Medical Publishers Inc. 1996; 252-327.

18. Pirzanski C. Earmolds and hearing aid shells: A tutorial Part 2: Impression taking techniques that result in fewer remakes. Hearing Review 2006, 13.5: 39.

19. Polat Z, Kara E, Ataş A. Çocuklarda işitme cihazı uygulamalarının temel prensipleri. Turkiye Klinikleri J E.N.T. Special Topics 2012; 5(2):69-74.

20. Nolan M. Acoustic Feedback – causes and cures. J. Br. Assoc teach Deaf 1983; 17: 13-17.

21. Flack L, White R, Tweed J, Gregory DW, Qureshi MY. An Investigation into sound attentuation by earmold tubing. British Journal of Audiology 1995; 29: 237- 245.

22. Tickner JA, Schettler T, Guidotti T, McCally M, Rossi M. Health Risks from DEHP in PVC Medical Devices. American Journal of Industrial Medicine 2001; 39: 100-111.

23. Bao Yong-zhong, Huang Zhi-ming, Li Shen-xing, Weng Zhi-xue. Thermal stability, smoke emission and mechanical properties of polyvinyl chloride/hydrotalcite nanocomposites. Polymer Degradation and Stability 2008; 93: 448-455.

24. Gustafson, Samantha, Andrea Pittman, and Robert Fanning. Effects of tubing length and coupling method on hearing threshold and real-ear to coupler difference measures American Journal of Audiology 2013:22, 190-199.

25. Wayner DS. Using the Hearing Aid. In: Goldenberg RA (Ed). Hearing Aids: A Manual for Clinicans. Lippincott Raven Publishers, Philadelphia-New York, 1996;193-214.

26. Berger KW. Introduction to three current hearing aid fitting methods, American Journal of Otolaryngology 1991; 12, 40-45.

27. Gedik Ö. Sensorinöral işitme kayıplılarda şiddet algısı (loudness perception) ve klinik olarak ölçülen şiddet algısının optimal amplifikasyon için kullanımı. İstanbul, Marmara Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi 2001;6-17.

28. Akşit M. İşitme cihazı seçiminde objektif yöntem: Gerçek kulak ölçümü. Duysel İşt. Dünyası Dergisi, 1996; 3, 1-8.

29. Berger KW, Hagberg EN, and Rane RL. Prescription of hearing aids: rationale, procedure, and results. Herald Publishing House Kent, Ohio, USA, 1977.

30. Libby ER. The 1/3 – 2/3 insertion gain hearing aid selection guide, Hear Instruments, 1986: 37: 27-28.

31. Byrne D, Dillon H. The national acoustic laboratiories: New procedure for selecting gain and frequency responce of the hearing instrument, Ear Hearing; 1986, 7: 257-265.

32. McCandless GA, Lyregaard PE. Prescription of Gain / Output (POGO) for Hearing Aids. Hearing Instruments 1983; 35(1): 16-21.

33. Byrne D, Tonisson W. Selection the gain of hearing aids for persons with sensorineural hearing impairments scan. Audiology 1976; 51-59.

34. Humes L. Evolution of Prescriptive Fitting Approaches. American Journal of Audiology 1996; 5: 15-23.

35. Lindley GA, Palmer CV. Fitting dynamic range compression hearing aids: DSL [i/o], the IHAFF protocol, and FIG6. American Journal of Audiology, 1997; 6:19-28.

36. Dillon H. Prescribing Hearing Aid Performance. In Hearing Aids. Australia: Boomerang Press 2001; 234-281.

37. Dillon H. NAL-NL1: A New prescriptive fitting procedure for non-linear hearing aids. Hearing J, 1999; 52(4): 10-16.

38. Sweetow RW. Application and fitting strategies for programmable hearing instruments in understanding digitally programmable hearing aids. Sandlin RE, 2 Ed. Allyn and Bacon; 1994; 171-200.

39. Keidser G, Dillon H, Carter L, O'Brien A. NAL-NL2 empirical adjustments. Trends in amplification 2012; 16(4), 211-223.

40. Gittles TC, Niquette PT. Fig6 in Ten. The Hearing Review 1995; 2(10): 28-30.

41. Valente M, Van Vliet D. The Independent Hearing Aid Fitting Forum (IHAFF) Protocol. Trends in Amplification 1997;2(1): 7-11.

42. Cox RM, Flamme GA. Accuracy of predicted ear canal speech levels using the VIOLA input/output-based fitting strategy. Ear & Hearing, 1998; 19: 139-148.

43. Marozeau, Jeremy, and Mary Florentine. Loudness growth in individual listeners with hearing losses: A review. The Journal of the Acoustical Society of America, 2007;122:81-87.

44. Seewald, Richard C. "The desired sensation level (DSL) method for hearing aid fitting in infants and children. Phonak Focus, 1995; 20:1-5.

45. Beck DL, Moodie S, Speidel D. Pediatric hearing aid fittings and DSL v5. 0. The Hearing Journal 2007; 60(6), 54-56.

46. Fabry DA. Nonlinear hearing aids and verification of fitting targets. Trends in amplification 2003; 7(3), 99-115.

47. Byrne D, Dillon H, Ching T, Katsch R, Keidser G. NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: Characteristics and comparisons with other procedures. J Am Acad Audiol, 2001; 12: 37-51.

48. Dillon H, Keidser G, Ching TY, Flax M, Brewer S. The NAL-NL2 prescription procedure. Phonak Focus 2011; 40, 1-10.

49. Keidel WD, Neff WD. The external ear. Handbook of Sensory Physiology(Vol. 1.). New York: Springer-Verlag, 1974; 468.

50. Wareing M. Principles of Hearing Aid Audiology. The Journal of Laryngology and Otology, 2002, 116.1: 980.

51. Sandlin RE. Hearing Aid Selection: An Overview In Textbook of Hearing Aid Amplification (Second Edition) Singular Publishing Group; 2000; 55-136.

52 Holube I, et al. Development and analysis of an international speech test signal (ISTS). International Journal of Audiology, 2010; 49.12: 891-903.

53. Holube I, Fredelake S, Vlaming M, Kollmeier B. Development and analysis of an international speech test signal (ISTS). International Journal of Audiology 2010; 49(12), 891-903.

54. Bisgaard N, Vlaming, MS, Dahlquist M. Standard audiograms for the IEC 60118-15 measurement procedure. Trends in Amplification 2010; 14(2), 113-120.

55. Gates GA, Cooper Jr JC, Kannel WB, Miller NJ. Hearing in the Elderly: The Framingham Cohort, 1983-1985: Part 1. Basic Audiometric Test Results. Ear and Hearing 1990; 11(4), 247-256.

56. Gilman S, Dirks DD. Acoustics of ear canal measurement of eardrum SPL in simulators. The Journal of the Acoustical Society of America 1986; 80(3), 783-793.

57. Munro KJ, Puri R, Bird J, Smith M. Using probe-microphone measurements to improve the match to target gain and frequency response slope, as a function of earmould style, frequency, and input level. International Journal of Audiology 2016; 55(4), 215-223.

58. Sanders J, Stoody T, Weber J, Mueller G. Manufacturers' NAL-NL2 fittings fail real-ear verification. Hear Rev 2015; 21-24.

59. Palmer C. Implementing a gain learning feature. Audiology Online 2012; Article 11244.

60. Keidser G, Alamudi K. Real-life efficacy and reliability of training a hearing aid. Ear Hear 2013; 34, 619–629.

61. Kirkwood DH. Survey finds most dispensers bullish, but not on over-the-counter devices. Hear J 2004; 57:19-30.

62. Kochkin S. Marke Trak VI: Consumers rate improvements sought in hearing instruments. Hear Rev 2002; 9:18-22.

63. Van Vliet D. We know what to do: Let's just do it! Hearing Journal 2003; 12:56-64.

64. Hawkins DB, Cook JA. Hearing aid software predictive gain values: How accurate are they? Hearing Journal 2003; 56: 26-34.

65. Mueller, H. Gustav. Probe microphone measurements: 20 years of progress. Trends in Amplification 2001; 5: 35-68.

66. Gatehouse S, et al. Good practice guidance for Adult hearing aid fittings and services. BAAS newsletter, 2001; 36.

67. Moore BC, Alcántara JI, and Marriage J. Comparison of three procedures for initial fitting of compression hearing aids. I. Experienced users, fitted bilaterally. British Journal of Audiology 2001; 35: 339-353.

68. McCreery, Ryan W, et al. Longitudinal predictors of aided speech audibility in infants and children. Ear and Hearing 2015; 36: 24-37.

69. Tomblin JB, et al. Language outcomes in young children with mild to severe hearing loss. Ear and hearing 2015; 36: 76-91.

8. EKLER

8.1. Etik Kurul Raporu

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2016/06-12	Tarih:03.03.2016
	Prof.Dr.Günay KIRKIM'ın sorumlusu olduğu **"İşitme Cihazlarının Başlangıç Ayarlarının Gerçek Kulak Ölçümüyle Değerlendirilmesi"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	katılmadı
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sevinç ERASLAN	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Mukaddes GÜMÜŞTEKİN	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	katılmadı
Prof.Dr.Müge KİRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Şeyda SEREN İNTEPELER	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D	Kadın	E ☐	H ☒	katılmadı
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

8.2. Gönüllü Onam Formu

İşitme kaybının tipi, derecesi ve şekline bağlı olarak, bebek, çocuk, adölesan, yetişkin ve yaşlılarda en uygun özelliklere sahip işitme cihazına karar verilmesi, işitme cihazlarının değerlendirilmesi ve karşılaştırılması odyolojinin en önemli konularından birisidir.

İşitme cihazlarının performansı, kişilerin yaşam kalitelerini önemli ölçüde etkilemektedir. Bu kişiler için işitme cihazının özelliklerinin seçimi, uzman bir personel tarafından uygulanması, objektif test yöntemleri ile kazançlarının değerlendirilmesi ve işitme rehabilitasyonunun planlanması gerekir.

Bir işitme cihazının dış kulak kanalında oluşturduğu kazancın ölçülmesine dayalı gerçek kulak ölçümleri, cihaz özelliklerinin seçiminde ve performanslarının değerlendirilmesinde ve işitme cihazı karşılaştırmalarında modern odyoloji kliniklerinde rutin uygulama olarak kabul edilmektedir ve kliniğimizde rutin olarak uygulanmaktadır.

İşitme cihazı ile ilgili ölçümler 20 dakika sürecektir ve Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi İşitme-Konuşma-Denge Ünitesinde gerçekleşecektir. Uygulanacak ölçümlerin hiçbiri size zarar veya acı verici nitelikte değildir.

Bu çalışmanın başından itibaren reddetme veya çalışmaya başladıktan sonra devam etmeme hakkına sahipsiniz. Bu çalışmaya katılmanız veya başladıktan sonra herhangi bir aşamada ayrılmanız daha sonraki tıbbi bakımınızı etkilemeyecektir.

Bu çalışmada yer aldığınız süre içerisinde kayıtlarınızın kesinlikle gizli kalacaktır. Çalışma verileri herhangi bir yayın ve raporda kullanılırken, isminiz kullanılmayacak ve veriler izlenerek size ulaşılamayacaktır. Bu çalışmanın size ve bağlı bulunduğunuz Sosyal Güvenlik Kurumuna ek bir maliyeti olmayacaktır.

“Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu araştırmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.”

Gönüllünün

Adı:

Soyadı:

Telefon:

Tarih:

İmza:

Olur Alma İşlemine Başından Sonuna Kadar Tanıklık Eden Kuruluş Görevlisinin

Adı: Selhan

Soyadı: Gürkan

Telefon:

Tarih:

İmza:

Araştırma Yapan Araştırmacının

Adı: Kıvanç

Soyadı: Karaağaç

Telefon:

Tarih:

İmza:

Sorumlu Araştırmacının

Adı: Günay

Soyadı: Kırkım

Telefon:

Tarih:

İmza:

8.3. Özgeçmiş

ADI SOYADI: Kıvanç Karaağaç

TC Kimlik No:	26992540300
Doğum Yılı:	05.03.1986
Yazışma Adresi :	
Telefon :	0 533 735 85 13
Faks :	
e-posta :	kvnckrgc@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Odyoloji	Yüksek Lisans	2018
Türkiye	Celal Bayar Üniversitesi	Fen Edebiyat Fakültesi	Fizik	Lisans	2012

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

1. İşitme Cihazı Ayarlamasında Kullanılan Sinyal Süresinin Gerçek Kulak Kazancına Etkisi. 38. Türk Ulusal Kulak Burun Boğaz ve Baş Boyun Cerrahisi Kongresi, 2016.
2. İşitme Cihazlarının Başlangıç Ayarlarının Gerçek Kulak Ölçümüyle Değerlendirilmesi. 8. Ulusal Odyoloji ve Konuşma Bozuklukları Kongresi, 2016.