



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

**KULAK ARKASI İŞİTME CİHAZLARINDA KULLANILAN
İNCE HORTUM İLE STANDART SES HORTUMLARINDA
KALIP UYGULMASINA BAĞLI AKUSTİK DEĞİŞİMİN
ODYOLOJİK ETKİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Murat ÇEBER

ANKARA – 2015



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

**KULAK ARKASI İŞİTME CİHAZLARINDA KULLANILAN
İNCE HORTUM İLE STANDART SES HORTUMLARINDA
KALIP UYGULMASINA BAĞLI AKUSTİK DEĞİŞİMİN
ODYOLOJİK ETKİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Murat ÇEBER

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Hatice Seyra ERBEK**

ANKARA – 2015

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAGLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Odyoloji ve Konuşma Ses Bozuklukları Tezli Yüksek Lisans Programı çerçevesinde Murat Çeber tarafından yürütölmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 05/10/2015

Tez Konusu: “Kulak Arkası İŞitme Cihazlarında Kullanılan İnce Hortum ve Ses Hortumlarında Kalıp Uygulamasına Bağlı Akustik Değişimin Odyolojik Etkisi ”

TEZ DANIŞMANI: **Doç. Dr. Hatice Seyra ERBEK**

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Doç. Dr. Hatice Seyra Erbek

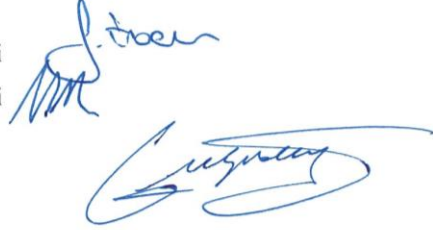
Başkent Üniversitesi

Doç. Dr. Selim Sermed Erbek

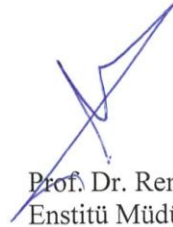
Başkent Üniversitesi

Doç. Dr. Bülent Gündüz

Gazi Üniversitesi



ONAY: Bu tez, Başkent Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve Enstitü Yönetim Kurulunun 13. / 10 / 2015 tarih ve 162 Karar Sayısı ile kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Rengin ERDAL
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Odyoloji yüksek lisans eğitimimin sonuna gelmiş olmanın mutluluğunu yaşamaktayım. En başta öğrenimim boyunca bütün yüksek lisans derslerine girerek, öğrenmemiz için çaba sarf eden, düşünce ve birikimlerini bizden esirgemeyen, elde ettiğim bilgilerin oluşmasında emeği geçen bütün hocalarıma,

Varlığını her zaman yanımda hissettiğim, değerli insan, Başkent Üniversitesi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı Başkanımız, Prof. Dr. Levent ÖZLÜOĞLU'na,

Yüksek lisans eğitimim boyunca sadece derslerde değil, özel hayatın zorluklarında da kıymetli varlığını her daim yanımda hissettiren, eğitimimin her aşamasında benim için çok önemli yeri olan, danışman hocam Doç. Dr. Hatice Seyra ERBEK'e

Özellikle manevi desteğini her zaman hissettiğim güzel insan, Doç. Dr. Selim Sermed ERBEK'e, bu tezin ana fikrinin oluşmasında kılavuzluk eden Doç. Dr. Özgül Akın ŞENKAL'a

Her zaman saygı ve sevgi duyduğum eleştirileriyle tezimin olgunlaşmasını sağlayan Yrd. Doç. Dr. Bülent GÜNDÜZ'e teşekkür ederim.

Ankara Başkent Üniversitesi KBB servisinde, manevi desteklerini her zaman hissettiğim Doç. Dr. Fuat BÜYÜKLÜ, Yrd. Doç. Evren HIZAL ve değerli KBB asistan doktor arkadaşlarıma, hastalarımı değerlendirirken sabırla test kabini boşalmasını ve tezimin oluşması için manevi desteklerini hissettiğim, odyoloji çalışanları, Odyom. Sinem KAPICIOĞLU ve Odyom. Güldeniz PEKCAN'A teşekkür ederim.

Öğrenimim boyunca birlikte okumaktan zevk aldığım, dostluklarını yanımda hissettiğim tüm sınıf arkadaşlarıma ve tezime gönüllü olarak katılan ve sabırla testin bitmesi için çaba sarf eden tüm hastalarıma teşekkür ediyorum.

Bu tezi hazırlarken kaybettiğim beni dünyaya getiren ve bugünlere gelmemde büyük emeği olan çok sevdiğim, rahmetli annem Hatice ÇEBER'e ithaf ediyorum.

Murat ÇEBER

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No:
TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
TABLolar DİZİNİ	vi
KISALTMALAR	vii
ÖZET.....	viii
ABSTRACT.....	x
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. İşitme Kaybının Etkileri	3
2.2. Çalışmada Kullanılan Testler	4
2.2.1. Saf Ses Odyometri	4
2.2.2. İşitme Kaybının Derecelendirilmesi	4
2.2.3. Konuşma Odyometrisi	5
2.2.4. Konuşma Testleri	6
2.3. İşitme Cihazları.....	7
2.3.1. Sinyal İşlemcisine Göre İşitme Cihazları	8
2.3.1.1. Analog sinyal işlemleyici.....	8
2.3.1.2. Dijital olarak kontrol edilen analog sinyal işlemleyici .	8
2.3.1.3. Dijital sinyal işlemleyici	9
2.3.1.4. Dijital işlemlenin üstünlükleri.....	9
2.3.2. İşitme Cihazı Tipleri	10
2.4. Kulak Kalıpları	12
2.4.1. Kulak Arkası İşitme Cihazları (Behind The Ear-BTE) Kulak Kalıpları	12
2.4.2. Kulak ve Kanal İçi İşitme Cihazları Kulak Kalıpları.....	14
2.5. Ses İletim Aparatları.....	14
2.6. İşitme Cihazının Değerlendirilmesi.....	15
2.7. İşitme Cihazı Seçimini Etkileyen Faktörler.....	17

2.7.1. Aurikula ve Dış Kulak Yolunun Değerlendirilmesi	17
2.7.2. İşitme Kaybının Tipi	17
2.7.3. İşitme Kaybının Derecesi ve Özellikleri.....	19
2.8. İşitme Cihazı Öncesi Uygulama	20
2.8.1. Odyogram Sonuçlarının Programa Girilmesi	20
2.8.2. Kazanç Formülünün Seçilmesi	21
2.8.3. Kulak Kalıbı ve Akustik Parametrelerin Tercihi	21
2.9. Gerçek Kulak Ölçümleri-GKÖ (Real-Ear Measurement, REM)	22
2.9.1. GKÖ'de ölçüm öncesi etkili faktörler.....	23
2.9.2. <i>Probe Tube</i> Yerleşim Metodu.....	24
2.9.3. Gerçek kulak cihazsız yanıtı veya kazancı (Real Ear Unaided Response or Gain-REUR, REUG)	25
2.9.4. Gerçek kulak cihazlı yanıtı (Real Ear Aided Responce-REAR).....	26
2.9.5. Gerçek Kulak Cihazlı Kazancı (Real Ear Aided Gain-REAG)	26
2.9.6. Gerçek Kulak Eklenen Kazanç (Real Ear İnsertion Gain-REIG).....	26
2.9.7. Gerçek Kulak Oklüzyon Yanıtı veya Kazancı (Real Ear Occluded Response or Gain-REOR, REOG).....	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
3.1. Çalışma Yeri	29
3.2. Çalışma İzni ve Etik Kurul Onayı	29
3.3. Çalışma Grubu.....	29
3.4. Yöntem	30
3.4.1. Testlere Hazırlık.....	30
3.4.2. Çalışma Planı ve Veri Toplama	31
3.4.2.1. Odyometrik inceleme.....	31
3.4.2.2. İşitme cihazının ayarlanması.....	33
3.5. İstatiksel Analiz	34
4. BULGULAR	35
5. TARTIŞMA.....	42

6. SONUÇLAR	50
KAYNAKLAR	52
EKLER	62
Ek- 1: Proje Onayı	62
Ek-2: Etik Kurul Onayı.....	63

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No:
Şekil 1. Dijital İşitme Cihazı Modeli	9
Şekil 2. Kulak kalıbı modelleri	13
Şekil 3. Görünmeyen kanal içi model.....	14
Şekil 4. Çalışmada kullanılan kulak kalıplarından bir örnek.....	30
Şekil 5. Farklı Frekanslarda Duyma Düzeyleri	36
Şekil 6. Odyometrik Ölçümlerin Cihazlara Göre Dağılımı	37

TABLULAR DİZİNİ

Sayfa No:

Tablo 1.	İşitme Kaybının Derecelendirilmesi.....	5
Tablo 2.	İşitme Kaybının Derecelendirilmesi.....	5
Tablo 3.	İşitme cihazı kulak kalıplarında kullanılan hortum standartları	15
Tablo 4.	Phonak ve Oticon marka cihazlara ait ince tütün çapları	15
Tablo 5.	Betimsel İstatistikler	35
Tablo 6.	Farklı Frekanslarda ve Odyolojik Ölçümlerde Hastaların İşitme Seviyelerinin İnce Tüp ve Standart #13 Tüp Kullanımına Göre Analizi	38
Tablo 7.	İnce tüplü cihaz ile cihazsız odyolojik değerlerin karşılaştırılması.....	39
Tablo 8.	Standart #13 tüplü cihaz ile cihazsız odyolojik değerlerin karşılaştırılması	40

KISALTMALAR

HL	: İşitme Seviyesi
BTE	: Behind The Ear
REUG	: Gerçek Kulak Cihazsız Ölçümü
REIG	: Real Ear İnsertion Gain
REM	: Gerçek Kulak Ölçümü
NAL-NL1	: National Acoustics Laboratuvar- NonLineer
KAS	: Konuşmayı Anlama Seviyesi
KAE	: Konuşmayı Ayırt Etme
RITA	: Hoparlör Cihazın İçinde
RITE	: Hoparlör Kulağın İçinde
SPL	: Ses Basınç Seviyesi
IOI-HA	: International Outcome Inventory for Hearing Aids
ABHAB	: Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit
OC	: Oklüzyon
ÇAG	: Çeyreklikler Arası Genişlik

ÖZET

İşitme cihazları, işitme kaybı olan bireylerin duyma seviyesini artırarak, çevre ile uyumunu düzenlemeyi hedefleyen aletlerdir. İşitme cihazı tarafından yükseltilecek seslerin, bireyi rahatsız etmeden kaliteli ve doğala en yakın biçimde ulaştırılması oldukça önemlidir. İşitme kaybı yaşayan birçok birey işitme cihazının görüntüsünden dolayı cihazı kullanmaktan çekinmektedir.

İşitme cihazı üreticileri işitme cihazının kozmetik yapısını hastaya cazip hale getirmek için farklı modellerde ve tiplerde işitme cihazı üretmektedir. Üreticilerin bu yenilikleri özellikle kulak arkası işitme cihazlarının boyutlarının

küçülmesi ve sesi kulağa vermek için kullanılan ses bağlantı aparatlarının çok daha ince ve estetik görünümüne sahip olmasını sağlamıştır. Böylece işitme cihazının görünürlükleri azalmış ve kullanıcılar tarafından daha fazla tercih edilmeye başlamıştır. Üreticiler tarafından kullanıma sunulan bu yeniliklerin akustik açıdan getirdiği farklılıklar nelerdir?

Çalışmamızın amacı kulak arkası işitme cihazlarında kullandığımız standart #13 (1,93 mm iç çap) hortumlar ile ince (0,8 mm iç çap) ses hortumları arasında kalıp uygulaması bağlı akustik değişimin odyolojik açıdan farklılık oluşturup oluşturmadığını araştırmaktır.

Çalışma grubu 14 (%63,6) erkek 8 (%36,4) kadın olmak üzere 22 işitme cihazı kullanan işitme kayıplı bireylerden oluşmaktadır. Katılımcıların yaşları 25 ile 78 yıl arasında olduğu belirlenmiş ve ortalama yaş 66 yıl olarak hesaplanmıştır. Bu hastaların cihaz kullanım süreleri ortalama 25 ay olarak hesaplanmıştır. İşitme cihazlarının ayarları *probe tübe* ölçümleri doğrulanarak *Real Ear Unaided Gain*-(REUG) ve *Real Insertion Gain*-(REIG) hedef eğrilerini baz alarak, her iki ses hortumu için ayrı ayrı *National Acoustics Laboratory-Non Linear*- (NAL-NL1) metodu kullanılarak yapılmıştır. Yapılan analizde, standart tüplü cihazın, ince tüplü cihaza göre 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz ölçümlerinde daha iyi performans göstermiştir. İnce tüplü cihazın daha iyi sonuç verdiği tek frekans seviyesi 500 Hz'dir. Hastaların hem sessiz ortamda, hem de gürültülü ortamda konuşmaları ayırt etme yüzdeleri karşılaştırılmıştır. Analiz sonuçları, standart13# tüplü cihazın gürültüde konuşmayı ayırt etme skorlarının alternatifine

göre istatistiki olarak anlamlı bir biçimde, daha iyi performans sergilediğini göstermektedir.($p<0.05$) Ancak konuşmayı anlama eşiği bakımından iki tür tüplü cihaz arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. ($p>0.05$).

Sonuç olarak, işitme cihazında ses iletimi kullanılan 1,9 mm iç çapa sahip standart13# tüp ile 0,8 mm iç çapa sahip ince tüp karşılaştırılmasın da standart13# tüpün gürültüde kelimeyi ayırt etme skorlarında ince tüpe göre anlamlı bir farklılık olduğu görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Kulak arkası işitme cihazı, ince tüp ve standart #13 tüp ses hortumu,

ABSTRACT

Hearing instruments are known as devices that target to organize adaptation with environment by increasing the hearing level. It is essential to deliver the sound that is increased by hearing aid in a high quality and natural way and not to disturb individual. A lot of individual with hearing loss hesitate to use a hearing aid due to its appearance

Hearing aid firms produce hearing aids in different models and types to make the cosmetic structure of hearing aids more desirable. Those innovations of firms provided smaller behind the ear hearing aids and thinner and more cosmetic appearance of sound connection equipments to deliver the sound into the ear. So that appearance of hearing aids have been reduced and preferred more by users. What are the acoustical differences of these innovations provided by producers?

Aim of our study is to examine whether acoustic change of standard #13 (1,93 mm inner diameter) hoses and thin (0,8 mm inner diameter) sound hoses due to mold application create an audiological difference or not.

Examine group consists of 22,14 (%63,6) males and 8 (%36,4) females, individuals with hearing loss and hearing aids. Age range of participants were defined between 25 and 78 ages and average age was measured as 66. Aid use time of these patients were measured as 25 months, approximately. Assignments of hearing aids were carried out by confirming probe tube measurements, being on the basis of *Real Ear Unaided Gain*-(REUG) ve *Real Insertion Gain*-(REIG) target curves and using *National Acoustics Laboratory-Non Linear*- (NAL-NL1) method, separately for both sound hoses. In analysis, standart 13# tube aid had better performance in the measurements of 2000 HZ, 4000 HZ, 6000 HZ compared to the aid with #13 tube. Only frequency level that thin tube succeeded better performance is 500 HZ. Speech discrimination percentages of patients were compared both in silence and in noise. Analysis results showed that aid with standart tube had statistically better performances in both silence and noise compared to the alternative, ($p < 0,05$). However there is no statistically significant difference in speech detection scores of each tubes ($p > 0,05$).

Finally, in the comparison of standart #13 tube with 19 mm inner diameter and thin tube with 0,8 mm inner diameter that are used to deliver sound in hearing aid, standart #13 tube has a statistically significant difference speech in noise discrimination scores.

Key words: behind the ear hearing aid, thin tube and standart #13 tube sound hose,

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İşitme kaybı, bireylerin günlük yaşamını olumsuz yönde etkilemektedir. Bu olumsuz etki medikal ve/veya cerrahi olarak tedavi edilemeyecek durumda ise işitme cihazları kullanılmaktadır. İşitme engelini kabul edilebilir hale getirmek ve işitme kayıplı bireylere daha iyi yaşam kalitesi sağlamak için kullanılan işitme cihazları, çevreden gelen sesleri toplamak, işlemlemek ve yükseltmek gibi temel işlevlere sahiptir (1).

Kulak arkası işitme cihazlarında elektronik modüllerinin dışında, üretilen sesin iletimi için boynuz, kulak kalıbı, ses iletim hortumu (tube), ventilasyonlar ve çeşitli filtreler kullanılmaktadır. Bu modüllerin üretilen sesin akustik yapısında değişiklikler oluşturduğu ve bu durumun sesin frekanslara özgü farkındalığını etkilediği bilinmektedir (2).

Ses akustiğinde değişiklikler yapmak için kullanılan farklı tip ve çapta ses hortumları bulunmaktadır. 1981 yılında Libby'nin yapmış olduğu çalışmalar 1,9 mm' den başlayıp, 3 mm ve 4 mm'lik çaplara doğru genişleyen, ses hortumları yüksek frekanslarda önemli derecede katkı sağladığını göstermiştir (3).

İşitme cihazı üreticileri ve tüketicileri için, estetik görünüm her zaman önemli olmuştur. Dijital işitme cihazlarının ortaya çıkması ile işlemci ve hoparlör çapları zamanla azalmış bu durum işitme cihazı kabin boylarının küçülmesini sağlamıştır. Bir diğer değişiklikte sesi iletmek için kullanılan bağlantı apartlarıdır. İşitme cihazında kullanılan ses hortum çapları üreticiler tarafından daraltılmıştır (4). Ses iletim hortumlarında yapılan bu form değişikliğinin akustik olarak kullanıcılar açısından yeterli işitme kazancını sağladığı tartışma konusudur (5). Günümüzde kulak arkası işitme cihazlarının bir çoğunda kullanılan ince tüp, açık uygulamalar; alçak frekanslı ses dalga boylarının şiddetini azaltarak, özellikle presbiakuzi veya yüksek frekans işitme kayıplı hastaların yaşadığı akustik problemleri azaltmaktadır.(6) Kullanılan *dome* 'lerin değiştirilmesi, kapalı *dome* veya kulak kalıbı ile yapılacak uygulamalar da alçak frekanslarda kazancı arttırarak orta derecedeki işitme kayıplarında etkili kullanım sağlamıştır (7).

Literatürde ince ses hortumu (Slim tube-open fitting) uygulamalarında kapalı *dome* veya bireysel kalıp uygulamalarının alçak frekans kayıplarına sağladığı katkı hakkında yeterince çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı ülkemizde sıklıkla kullanılan kulak arkası işitme cihazlarında kullandığımız standart #13 (1,93 mm iç çap) hortumlar ile ince (0,8 mm iç çap) ses hortumları arasında kalıp uygulaması bağlı akustik değişimin odyolojik açıdan farklılık oluşturup oluşturmadığını araştırmaktır.

Araştırmamız da 250 Hz’de 30 dB ve 6000 Hz’de 80 dB sınırları arasında hafif-orta dereceli işitme kayıplı yetişkin kişilerde ince tüp ve standart ses hortumlarının akustik etkileri karşılaştırılacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İşitme Kaybının Etkileri

İşitme sisteminde meydana gelen sorunlar bulunduğu yere göre farklılıklar gösterir. Her işitme kaybının bulunduğu yere göre göstermiş olduğu bu farklılıklar kendine has iletişim sorunlarını da beraberinde getirmektedir.

İşitme kayıplı bireylerin bu sorunları medikal ve cerrahi yöntemle tedavi edilemediği takdirde kişilerin yaşamlarını olumsuz derecede etkilemektedir. İşitme kaybı olan bireyler dört ana sorunla karşı karşıya kalmaktadır (8,9).

1. Kelimelerin Anlaşılabilirliğinin Azalması: İşitme eşiklerinin konuşma eğrisinin altında kalmasıyla gelen ses sinyallerinin zayıflaması ve fonetik enerjilerinin kaybolması kelimelerin anlaşılmasını güçleştirmektedir. Bu soruna koklear ve nöral iletim problemleri eklenince ayırt etme sorunu artmaktadır.

2. Dinamik Alanın Daralması: Konuşma alma eşiği ile tedirgin edici ses yüksekliği arasındaki farktır. İşitme kaybı arttıkça bu aralık daralmakta, özellikle *recruitment* sorunu olan hastalarda işitme cihazı memnuniyeti azalmaktadır.

3. Temporal Çözümlemede Zayıflama: Yüksek şiddetteki seslerin zayıf şiddetteki sesleri baskılaması ile anlaşılabilirliğin azalmasıdır. Özellikle gürültülü ortamda uyarılar birbirine karışmaktadır (10). Temporal çözümlemede ki zayıflama gürültülü ortamda ayırt etmeyi azaltmaktadır (9).

4. Frekans Seçiciliğinde Azalma: Dış tüy hücrelerinin harabiyeti ve nöral bağlantılardaki aktivitenin bozulması sonucu ses sinyallerinin birbirinden ayrılması ve sinyaller arasındaki farkındalığın zayıflaması olarak ifade edilir (10).

2.2. Çalışmada Kullanılan Testler

2.2.1. Saf Ses Odyometri

Bireylerin işitmesinin değerlendirilmesinde saf seslerin kullanılması temeline dayanan standart davranışsal testtir. Dönüştürücüler (Transceiver): Supra-aural hava iletim kulaklıkları, insert kulaklıklar, kemik iletim vibratörleri ve serbest alan olarak bilinen hoparlörlerden oluşur.

Saf ses üreten ve odyometre adı verilen bu ses jeneratörler'le 125 Hz'den 18.000 Hz kadar değerlendirme yapmak mümkündür. Odyometrelerde elde edilen sonuçların kaydedildiği grafiklere ise odyogram denir.

İşitme testlerini güvenli yapabilmek için 3 önemli faktör belirtilmektedir (11):

1. Odyoloji konusunda formal bir eğitim almış, hastanın cevaplarını doğru bir şekilde değerlendirecek konusunda uzmanlaşmış kişilerin yapması
2. Ölçüm cihazlarının standart kalibrasyonun yapılarak periyodik kontrollerden geçmesi
3. Test yapılacak odanın ANSI S3.1-1999 (R-2003) standartlarına uygun olarak düzenlenmesi (11,12).

2.2.2. İşitme Kaybının Derecelendirilmesi

Katz J. İşitme kayıplarının derecelendirilmesi ile ilgili Tablo 1'de 3 ayrı değerlendirilme belirtmektedir. Aşağıdaki tabloda yetişkin hastaların işitme kaybı dereceleri 500, 1000, 2000 Hz'deki eşik ortalamalarına göre tespit edilmiştir.

Tablo 1. İşitme Kaybının Derecelendirilmesi (13)

İşitme derecesi (dB)	Northern Downs (2002)	ve Goodman (1965)	Jerger and Jerger (1980)
Normal İşitme	<16	<26	<21
Çok hafif kayıp	16-25	-	-
Hafif kayıp	26-30	26-40	21-40
Orta kayıp	30-50	41-55	41-60
Orta-ileri kayıp	-	56-70	-
İleri kayıp	51-70	71-90	61-80
Çok ileri kayıp	>70	>90	>80

ASHA (American Speech –Language- Hearing Association) tarafından bildirilen yetişkinlere ait değerlendirme ise Tablo 2’de yer almaktadır.

Tablo 2. İşitme Kaybının Derecelendirilmesi (14)

İşitme Derecesi	İşitme Kaybı Aralığı (dB HL)
Normal	-10 to 15
Çok hafif kayıp	16 to 25
Hafif kayıp	26 to 40
Orta kayıp	41 to 55
Orta-ileri kayıp	56 to 70
İleri kayıp	71 to 90
Çok ileri kayıp	91+

2.2.3. Konuşma Odyometrisi

Kişinin konuşmayı algılama becerilerinin değerlendirildiği testlerdir. Hastanın konuşmayı algılama yeteneği, hem patolojinin bulunduğu yer ve durumu

hakkında bilgi verirken hem de bulmuş olduğumuz işitme eşiklerinin doğrulanmasına ışık tutmaktadır.

Konuşmayı alma ve ayırt etme yeteneğini değerlendiren testler tek, iki veya üç heceli kelimelerden oluşmaktadır. Yapılacak konuşma testleri kişinin işitme cihazından göreceği fayda ve işitme cihazının performansının değerlendirilmesi açısından son derece faydalıdır.

2.2.4. Konuşma Testleri

Konuşmayı Alma Eşiği (KAE; Speech Reception Threshold, SRT): Konuşma eşik testi olarak ta tanımlanır. Belli bir siddet seviyesinde hastanın kendisine sunulan kelimelerin %50'sini doğru olarak tekrar edebilme becerisini ölçer. Tette hastaya söylenen iki veya üç heceli kelimelerin anlaşılabilirdiği en düşük işitme seviyesi belirlenir. Hastaya söylenen kelimelerin 3/5'ni doğru söylediği seviye elde edilen saf ses ortalamasına ± 10 dB değerine yakın düzeydedir (15). Yüksek frekans işitme kayıplarında 500, 1000, 2000 Hz'de saf ses eşiklerinden en az biri veya ikisiyle uyumludur (16). Genel olarak kişinin ilk anladığı ses seviyesi bize elde ettiğimiz işitme eşiklerini doğrulamak ve konuşmayı ayırt etme testinin siddet seviyesini belirlememizi sağlar.

Konuşmayı Fark Etme Eşiği (KFE, Speech Detection Threshold-SDT): Konuşma düzeyinin fark edildiği düzey, konuşmayı fark etme eşiği olarak tanımlanır. Dinleyici söylenen kelimelerin anlamını bilmek zorunda değil varlığını hissetmesi yeterlidir (17).

Konuşmayı Ayırt Etme (KAS; Speech Discrimination, SD): Kişinin konuşmayı ayırt etme yeteneğini tespit etmek için yapılmaktadır. Bu test, kişinin konuşmayı alma eşiğinin 40 dB üzerinde okunan tek heceli fonetik dengeli kelimeleri tekrar etme oranına göre ifade edilmektedir. En rahat ses seviyesi olarak ifade edilen bu ses düzeyi farklı patolojilerde farklı değere ulaşabilir (15).

Kişinin konuşmayı ayırt etme oranı bize patolojinin yeri ve durumu hakkında önemli ipuçları sunmaktadır. Özellikle koklear siniri etkileyen

patolojiler işitme eşiklerin açıklayamayacağı oranda düşükler göstermesi, retrokoklear patolojiler gibi patolojilerin varlığından süphelenmemizi sağlamaktadır.

Bir diğer önemi de işitme cihazı aday ve kullanıcıların işitme cihazından gördüğü faydayı anlamamızı sağlamasıdır.

Rahatsız Edici Ses Seviyesi (RES- Uncomfortable Loudness, UCL): Kişinin konuşma seslerinden rahatsız olduğu işitme seviyesinin belirlenmesine olanak tanımaktadır. Hastanın rahatsızlık seviyesi koklear ve retrokoklear patolojilerin varlığını işaret edebilir. İşitme cihazı adaptasyonunda rahatsız edici ses seviyesinin frekansa spesifik olarak belirlenmesi cihazın maksimum ses çıkışının ayarlanmasında oldukça önemlidir (15).

2.3. İşitme Cihazları

İşitme cihazları, çevredeki mekanik sesleri mikrofon yardımı ile toplayarak dijital enerjiye çeviren, işitme cihazı için geliştirilmiş algoritmalarla gerekli işlemleri çözümlyerek, hoparlör yardımı ile tekrar analog enerji olarak dış kulak yoluna sesleri gönderen alettir (18).

İşitme cihazları geçmişte analog ve programlanabilir analog olarak işleme yaparken, günümüzde dijital işlemeyi sağlayan devreler kullanılarak üretilmektedir

İşitme cihazları 3 temel parçadan oluşmaktadır (18):

1. Mikrofon: Çevremizdeki sesleri toplayarak akustik enerjiyi elektriksel enerjiye çeviren sistemdir. Her yönden gelen seslere duyarlı olan mikrofonlara çok yönlü (Omni- directional) mikrofon adı verilir. Belli yönden gelen seslere duyarlılığı bulunan mikrofonlara ise (directional) mikrofonlar denir. Belirli yönden gelen seslere odaklanarak konuşmanın daha iyi anlaşılmasını sağladığı için direksiyonel mikrofonlar bugünkü işitme cihazı teknolojilerinde en çok kabul gören sistemdir (19).

2. Amplifikatör: Mikrofondan iletilen elektrik sinyalinin amplifikasyonunu sağlar. Geçmişte analog ve programlanabilen analog olarak işlev görürken günümüzde dijital işlemlemeyi sağlayacak biçimdedir.

3. Hoparlör: Amplifikatörde yükseltile elektrik sinyalinin yeniden akustik sinyale çevrilmesi ve iletilmesini sağlar.

2.3.1. Sinyal İşlemcisine Göre İşitme Cihazları

Temel olarak işitme cihazlarında üç farklı sinyal işlemcisi bulunmaktadır (20).

1. Analog Sinyal İşlemleyici
2. Dijital olarak kontrol edilen analog sinyal işlemleyici
3. Dijital sinyal işlemleyici

2.3.1.1. Analog sinyal işlemleyici

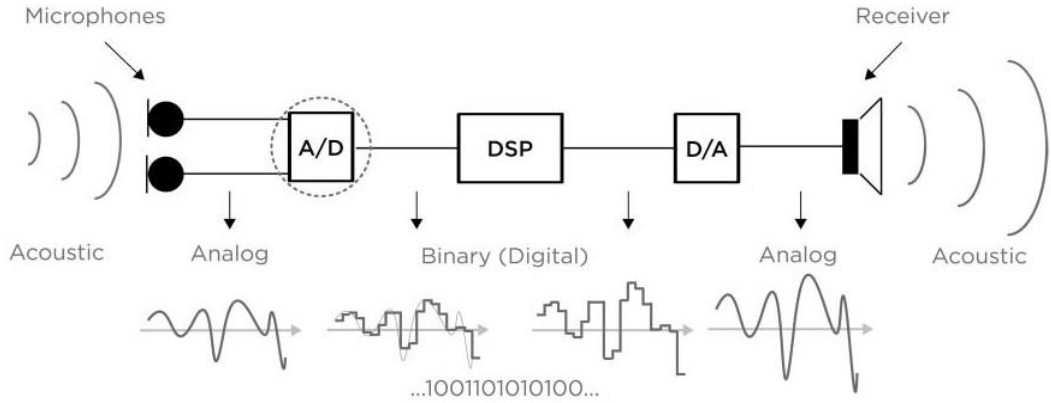
Akustik enerji mikrofon tarafından elektrik enerjisine çevrilir. Elektrik enerjisine çevrilen sinyal amplifikatör aracılığıyla güçlendirilerek hoparlöre iletilir. Elde edilen bu sinyal, hoparlör tarafından tekrar akustik enerjiye dönüştürülerek dış kulak yoluna iletilir. Analog işitme cihazların da otomatik kazanç kontrolü ve filtreler gibi bazı devrelerde bulunmaktadır (21).

2.3.1.2. Dijital olarak kontrol edilen analog sinyal işlemleyici

Analog işitme cihazlarına özel filtre sistemleri ve farklı frekans aralıklarında işlevlik gösteren birden fazla otomatik kazanç kontrolü eklenerek, dijital bir devre aracılığıyla ayarlanabilen işitme cihazlarıdır (21).

2.3.1.3. Dijital sinyal işlemleyici

Dijital işitme cihazları, analog işlemlemeyi sağlayan devrelerden oldukça farklı bir çalışma düzeneğine sahiptir. Mikrofon aracılığıyla toplanan akustik sinyaller önce preamplifikatörde güçlendirilerek analog dijital çeviriciye aktarılır. Analog sinyalin analizi yapılarak, sayısal birimlere çevrilir ve dijital olarak kodlanır. Kodlanan bu ses analizinin yapıldığı dijital sinyal işlemcide ondalık sinyalin ikili algoritmik değere dönüştürülmesi işlemidir. Sinyal üzerinde yapılacak olan değişiklikler, sayısal (dijital) kayıt üzerinde matematiksel olarak gerçekleştirildikten sonra, sistemdeki bilgisayardan dijital analog çeviriciye iletilir. Buradan da düzenlenmiş sinyal, elektrik sinyali olarak hoparlöre aktarılır (Şekil1). Sinyal işlemcilerin teknolojik olarak gelişmesi işitme cihazların da gerekli analizleri daha temiz ve hızlı analiz edilmesini sağlamaktadır (20).



Şekil 1. Dijital İşitme Cihazı Modeli

2.3.1.4. Dijital işlemlenin üstünlükleri

Dijital işlemlenin analog ve analog programlanabilir cihazlara göre avantajları (22):

1. İç gürültünün azalması
2. Geri beslemeyi azaltan sistemlerin oluşturulması
3. Çevre gürültüleri azaltacak programların bulunması
4. Konuşmaya odaklanmayı sağlayan yazılımların eklenmesi

5. Enerji tüketiminin azalması
6. İşitme cihazlarının boyutlarının küçülmesi
7. Bilgisayar yardımı ile farklı tipteki işitme kayıplarına *fitting* yapma imkanı
8. Cep telefonu ile görüşebilme imkanı
9. Rüzgar sesinin azalması

2.3.2. İşitme Cihazı Tipleri

İşitme cihazlarının yerleşim yerlerine göre sınıflayacak olursak:

Kemik Yolu İşitme Cihazları: Gözlük ve taç bandı şeklinde yer almaktadır. İletim tipi işitme kaybı veya kemik yolu eşikleri normal değerlere yakın olan hastalarda kullanılır. Orta kulağın havalandırılması gerektiği durumlarda (kronik veya seröz otitis media vb) işitme cihazı kullanmak zorunda kalanlar kulağın kalıpla tıkanması sonucu enfeksiyonun artması riski ile karşılaşır. Bu gibi durumlarda kalıp uygulamasına ventilasyon çapı açılrsa bile yeteri kadar havalandırma sağlanamaya bilir. Dış kulak yolu atrezi ve stenozunda kemik yolu iletimin normal olduğu durumlarda iç kulağa ses kemik yolu ile iletilir. Bu tip durumlarda kemik yolu cihazların kullanılması gerekebilir (23).

Cep Tipi İşitme Cihazları: Eskiden oldukça yaygın kullanılan işitme cihazlarının gelişimi ile günümüzde nerdeyse üretilmeyen işitme cihazı tiplerindedir. Elbise üzerine takılarak bir kordon yardımı ile kullanılmaktadır.

Kulak Arkası (BTE): Kulağın arkasına doğru pinna üzerinden kıvrılan kalıp ve tüp yardımı ile kullanılan işitme cihazlarıdır. Kulak arkası işitme cihazlarında ses enerjisi cihaza bağlı ses iletim tüpü ve kulak kalıbı aracılığıyla dış kulak kanalına iletilir. Kulak arkası cihazlarda yönlü mikrofon teknolojisinin özelliğini korumak için cihazın kulak kepçesine yerleşimin de önemlidir. Mikrofon yönleri ön ve arkadan gelen seslerin tayinini yapacak şekilde yerleşmelidir. Kulak araksı işitme cihazları ileri ve çok ileri derecede kayıplı hastaların daha çok tercih ettiği modellerdi. Son yıllarda kulak arkası işitme

cihazları boyutları küçülmüş ses eletimini sağlayan aparatların dış kulak yolunu tıkamayan nitelikte (ince tube ve hoparlör kanalın içinde modelleri oldukça yaygınlaşmıştır (24).

Açık Kanal Uygulama (BTE): Hafif derecede işitme kaybı ile yüksek frekans işitme kaybı olanlar için tasarlanmış, kulak arkası işitme cihazıdır. Standart işitme cihazı uygulamasında oklüzyonlu kulak kalıbından fayda göremeyecek işitme kayıplarına uygulanmaktadır. İşitme cihazı tarafından analiz edilen ses dalgalarının kulak kanalına kulak kalıbı yerine *dome*'ler kullanılmaktadır.

Hoparlör kanal içinde olan (RITE) ve hoparlörün cihazın içinde olduğu (RITA) 2 ayrı uygulama bulunmaktadır (25).

Kulak İçi (ITE): Konkaya yerleştirilen işitme cihazıdır. Pil boyutunun büyük olması nedeni ile el becerisi zayıf olan hastalarda tercih edilebilir. Kulak içi işitme cihazlarının dış kabininin geniş olması; kulak arkası işitme cihazında yer alan bazı kompanetlerin (Bluetooth, otomatik telefon geçişi vb.) yerleştirilmesine olanak sağlamaktadır (26).

Kanal İçi (ITC): Dış kulak yoluna yerleştirilen işitme cihazıdır. Genellikle hafif, orta ve orta-ileri derecede işitme kayıplarına uygulanır. Yönlü mikrofon teknolojileri ve otomatik telefon geçişini sağlayan parçaların yerleştirilebilmesi nedeniyle önemli bir tercih sebebidir (26).

Komple Kanal İçi (CIC): Kulak kanalının içine yerleştirilir. Konkayı kapatmadığı için aurikulanın kulak rezonansını bozmayarak yüksek frekans kazancını korur. Kozmetik açıdan avantajlı olan kulak içi işitme cihazı serümen akıntısı fazla olan bireylerde filtrelerin sürekli tıkanması nedeniyle uygun değildir. Pil ve kabin boyutu küçük olduğu için el becerisi zayıf olan kişiler için paratik olmamaktadır (26).

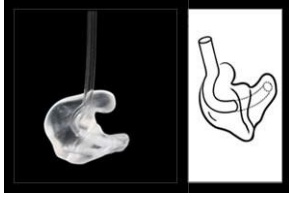
Görünmez Kanal İçi (IIC): Tamamen kulak kanalını yerleştirilir ve oklüzyon etkisi azdır. Kozmetik kaygısı olan bireylerin tercih sebebidir. Hafif derecedeki işitme kayıplarına hitap etmektedir (27).

2.4. Kulak Kalıpları

İşitme cihazında analiz ve amplifikasyona uğrayarak hoparlörden çıkan ses sinyalinin dış kulak yoluna aktarmasında birkaç yaklaşım vardır. Kulak arkası işitme cihazlarında kişiye özel olarak üretilen kulak kalıpları ve sesin iletimini sağlayan ses hortumları kullanılmaktadır (28). Kulak kalıpları işitme cihazı ve kulak kanalı arasındaki bağlantıyı sağlayarak, işitme cihazı tarafından analiz edilen sesin iletilmesini sağlamaktadır. Sesin kusursuz bir biçimde iletilmesinde kulak kalıbı ve ses hortumlarının biçimi, materyali ve üretim şekli önemlidir. Kalıp üzerinde yapılacak farklı modifikasyonlarla sesin niteliğinde ve kulak kanalı içinde oluşacak ses basıncında farklılıklar oluşmaktadır. Kulak kalıbının boyu, kullanılan ses hortumlarındaki değişiklikler ve ventilasyon çapı işitme cihazı tarafından amplifike edilen sesin karakterinde önemli değişikliklere neden olmaktadır (29). Günümüzde biopor ve akrilik olarak ifade ettiğimiz farklı nitelikte kulak kalıpları üretilmektedir.

2.4.1. Kulak Arkası İşitme Cihazları (Behind The Ear-BTE) Kulak Kalıpları

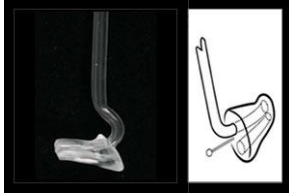
Kulak kalıplarını akustik özelliklerine ve kulağa yerleşim yerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılır (28,30).



Standart Kalıp: Bütün konkayı kaplayacak şekilde üretilen kalıp çeşitidir. İleri dereceli kayıplarda geri beslemeyi (feedback) engellemek amacıyla tercih edilmektedir.



İskelet Kalıp: Standart kalıba benzemektedir. Helix kısmının boşaltılması ile elde edilen kalıp, iskelet ve yarı-iskelet kalıp olarak farklı estetik biçimlerde bulunmaktadır.



Kanal Kalıp: Sadece kanal kısmının doldurulması ile elde edilir. Genellikle hoparlör kanal içi (RITE) cihazlarda ve Slim Tube kullanılan (RITA) türü işitme cihazlarında kullanılmaktadır



Oluk Kalıp: Kanal kısmının boşaltılması ile elde edilir. Çoğunlukla hoparlör kanal içi (RITE) cihazlarda ve Slim Tube kullanılan (RITA) türü işitme cihazlarında open uygulama da kullanılmaktadır



Açık Kalıp: Açık kalıp uygulaması olarakta ifade edilir. Cros uygulamalar veya yüksek frekanslı kayıplar için kullanılmaktadır. Oklüzyon etkisini ortadan kaldırır. Çok hafif işitme kaybı olan bireyler için alçak frekans kazancı azaltarak kulağın tıkanmasıyla meydana gelebilecek sorunları ortadan kaldırır.

Sekil 2. Kulak kalıbı modelleri

2.4.2. Kulak ve Kanal İçi İşitme Cihazları Kulak Kalıpları

Kulak İçi (ITE): Kulağın tüm konkayı kaplayacak biçimde üretilen kalıplardır.

Kanal İçi (ITC): Konkanın bir kısmını dolduran tipte üretilen kalıplardır.

Komple Kanal İçi (CIC): Kanal kısmının doldurularak üretildiği kalıplardır.



Görünmeyen Kanal İçi (IIC): Kanal içi işitme cihazlarının en küçük halidir. (Şekil 3.) Dış kulak yolunun ikinci boğumuna yerleştirilecek şekilde üretilmektedir (27).

Şekil 3. Görünmeyen kanal içi model

2.5. Ses İletim Aparatları

Hoparlör Tüpü: 8-15 mm'lik hoparlör bağlantısını sağlamaktadır. İç çapı 1 mm'dir (31).

Boynuz: 17-25 mm uzunluğundadır. İç çapı 1,2-1,8 mm'dir. Akustik filtreler en fazla boynuz kısmına yerleşir (31).

Ses Hortumu: Yaklaşık 35-45 mm uzunluğundadır. Boynuz ile kulak kalıbı arasında bağlantı kurmaktadır. Standart ses hortumları poliviniklorid (PVC) yapıda olup, iç çapı 1,93 mm'dir. İç ve dış çaplarına göre farklı tiplerde olmaktadır. (Tablo 3) Yüksek frekanslı kalıplarda kullanılan Libby 3 ve Libby horn 4 ve ters horn hortumları bulunmaktadır (32).

Tablo 3. İşitme cihazı kulak kalıplarında kullanılan hortum standartları (33)

Hortum Tipi	İç Çapı (mm)	Dış çapı (mm)
#12 Standart	2,16	3,18
#13 Orta (Medium)	1,93	3.10
#13 Kalın hortum (Thick Wall)	1,93	3.31
# 13 Etli Hortum (Super thick)	1,93	3,61
#15 Standart	1,50	2,95
#16 Standart	1,35	2.95

İnce Hortum (Slim Tube): İşitme cihazı üreticilerin ve bağımsız şirketlerin farklı tipte ürettikleri ses hortumları vardır. Üreticilerin tercihlerine göre farklı iç çaplarda ve boylarda üretilmektedir. Tablo 4’ te Phonak ve Oticon marka işitme cihazlarında kullanılan ince tüp çapları ile ilgili bir karşılaştırma yer almaktadır (34, 35). Bu tür hortumların klasik hortumlardan önemli bir farkı da bağlantıda boynuz kullanılmamasıdır.

Tablo 4. Phonak ve Oticon marka cihazlara ait ince tüpün çapları

	Standart Tüp	Power İnce Tüp		İnce Tüp	
		Phonak	Oticon	Phonak	Oticon
Dış çap	3.0 mm	2.0 mm		1.4 mm	
İç çap	2.0 mm	1.4 mm	1.3 mm	0.8 mm	0.9 mm

2.6. İşitme Cihazının Değerlendirilmesi

Yapılan odyolojik değerlendirmeler sonucunda işitme kaybı tanısı koyulan, herhangi bir cerrahi ve medikal tedaviden yanıt alınamayacak bireylere, işitme rehabilitasyonu önerilir.

Bu aşamada amaç, işitme kaybının olumsuz etkilerini azaltacak, nitelikli şekilde gerekli amplifikasyonu sağlayarak bireylerin toplumsal yaşamla uyumlu

bir ilişki kurmasını sağlamaktır. İşitme kayıplı bireylerin işitme yeteneklerinin artması, çevresi ile kurduğu ilişkinin sağlıklı bir biçimde yürütülmesi, iş ve sosyal hayatla arasındaki bağların sıkı bir şekilde korunması amaçlanmaktadır (36).

Yapılan birçok çalışma, işitme kaybı olan kişilerin sosyal yaşamda aktivite sınırlaması, anksiyete veya dialoglara katılımı kısıtlılık ana neden olarak belirtilmiştir (37). İşitme kaybının demans ile ilişkisini belirleyen bazı çalışmalar da bulunmaktadır (38,39).

Rehabilitasyon aşamasından önce yapılan muayenede, dış kulak yolunun otoskopik incelemesi, buşon, yabancı cisim vb. patolojilerin değerlendirilmesi gerekir. Sonrasında yapılan odyolojik (saf ses eşiklerinin belirlenmesi, konuşma testleri ve tolerans seviyesi) ve impedansmetrik (timpanometri ve akustik refleks ölçümleri) incelemeler sonucunda bireyin işitme cihazı ihtiyacına karar verilir. Gerekli durumlarda işitme eşiklerinin belirlenmesinde (özellikle çocuklar) beyin sapı odyometrisi ve otoakustik emisyon cevapları elde edilir. Çocuklar için işitme cihazı uygulamasında serbest alanda eşiklerinin belirlenmesi önemlidir (40).

İşitme cihazı değerlendirmesinde uygulanan başlıca kriterler şunlardır (41):

1. Aurikula ve dış kulak yolunun anatomik yapısı
2. İşitme kaybı tipi ve derecesi
3. Dış kulak yolunda serümen ve buşon oluşma sıklığı
4. Hastanın yaşı ve cinsiyeti
5. Sosyal yaşam biçimi ve ekonomik düzeyi
6. Daha önce işitme cihazı kullanma alışkanlığı
7. El becerisi ve estetik kaygısı
8. Psikolojik durumu

Yukarıda ki kriterler ışığında işitme cihazı kullanabilecek işitme kayıplı bireylere işitme cihazı rehabilitasyonu önerilir.

Etkin bir işitme cihazı rehabilitasyonu sonucunda gerekli amplifikasyonun sağlanması ve işitsel yeteneğinin maksimum düzeyde kullanılması

hedeflenmektedir. Rehabilitasyon sırasında hastaya faydalı olabilecek gerekli danışmanlık bilgilerin aktarılması önemlidir. Bu bilgiler genel olarak, görsel ipuçlarının kullanımının sağlanması, işitme cihazının etkinlik alanının aktarılması (gürültülü ortamların ve ses kaynağından uzaklığın konuşmayı anlamayı zorlaştırmada ki etkisi), işitme cihazının kullanımı ve fonksiyonları hakkında detaylı bir bilgi verilmesi ve gerekli yardımcı dinleme araçlarının (FM, TV ve Telefon sistemleri) sağladığı katkı hakkında önerilerde bulunulmasını kapsamaktadır.

2.7. İşitme Cihazı Seçimini Etkileyen Faktörler

İşitme kaybının tipi, derecesi, konuşmayı ayırt etme skorları, rahatsız olduğu ses seviyesi, kişinin sosyo-ekonomik yapısı, psikolojik durumu, el becerisi gibi faktörler gözönünde bulundurularak yapılmalıdır (41). Burada amaç, kişinin konuşmayı anlama becerisinin en üst seviyede tutabilecek işitme cihazının doğru bir biçimde belirlenmesi ve böylelikle işitme cihazının günlük olarak kullanma motivasyonunu artırmaktır (42,43).

2.7.1. Aurikula ve Dış Kulak Yolunun Değerlendirilmesi

İşitme cihazının tipi ve seçilecek kulak kalıbı modifikasyonu için önemli bir safhadır. Dış kulak yolu serümeni sık tekrar eden kişilerde çabuk tıkanabilecek (Kanal içi, RIC vb) cihazlardan kaçınmak gerekir. Timpanik membrandaki perforasyon varlığında orta kulaktaki enfeksiyonları artırma riskini taşımaktadır.

2.7.2. İşitme Kaybının Tipi

İşitme kaybı derecesinin artmasıyla işitme cihazı kullanımı eğilimi artmaktadır (44).

İletim Tipi İşitme Kaybı: Kulak kepçesi, dış kulak yolu, kulak zarı, orta kulak kemikçikleri, kasları ve orta kulak kavitesinde meydana gelen patolojiler iletim tipi işitme kaybına neden olmaktadır. Kişinin kelimeyi ayırt etme skorlarında azalma genellikle söz konusu değildir. İletim tipi işitme kayıpları medikal veya cerrahi yaklaşımlarla tedavi edilemezse işitme cihazından fayda görebilirler. Gerekli amplifikasyonun sağlanması memnuniyeti artıracak gibi dış ve orta kulaktaki patolojilerin sürekli değişiklik göstermesi memnuniyeti azaltabilmektedir (44). İletim tipi işitme kayıplarında orta kulağın kapanması ile meydana gelebilecek enfeksiyon riskini azaltmak için kemik yolu işitme cihazları tercih edilebilir (45).

Mikst Tipi İşitme Kaybı: Orta ve dış kulak patolojilerine ek olarak koklear patolojiler de söz konusudur.

Sensörinöral İşitme Kaybı: İç kulak veya işitme sinirinde görülen patolojilere bağlı olarak meydana gelmektedir. Koklear patolojilerde genellikle işitme kaybı sadece dış tüy hücrelerin zarar görmesiyle birlikte seyreder. Bu durumda işitme eşiklerinde 30-40 dB HL seviyelerinde düşüş gözlenmektedir (44, 46). Dış tüy hücrelerin yanı sıra iç tüy hücrelerin zarar görmesiyle 60-70 dB HL seviyelerinde meydana gelen işitme eşikleri elde edildiği kabul edilmektedir. Sadece dış tüy hücrelerin hasarlandığı durumlarda genellikle işitme cihazından daha fazla fayda görüldüğü ifade edilmektedir (47). Baziller membran üzerindeki dış ve iç tüylü hücrelerin tamamen işlev görmediği ölü bölgelerde (dead regions) işitme cihazı amplifikasyonundan fayda görülmediği belirtilmektedir. Koklear patolojiler de frekans seçiciliğinin bozulması sonucu konuşma seslerinde bulunan değişik frekansların ayırt edilmesi bozulabilir (47). Koklear patolojilerde meydana gelen bu durum aynı zaman da gürültülü ortamlarda kelimelerin anlaşılabilirliğini bozmaktadır. Koklear işlev bozukluklarının artması ile konuşma sinyalleri distorsiyona uğramış olarak koklear sinire iletilir. İşitme kaybının derecesi, nöral sinapsların ve yolların durumu konuşmayı ayırt etme skorunda düşüşe sebep olmaktadır. Konuşmayı ayırt etme skorları cihaz tercihinde önemlidir (48).

2.7.3. İşitme Kaybının Derecesi ve Özellikleri

Çok Hafif Derecede İşitme Kaybı: Bu tür bir işitme kaybı çocuklarda dil gelişiminde zayıflama, işitsel öğrenme bozukluğu, hafif dil gecikmesi ve hafif konuşma bozukluğuna neden olabilir. Yetişkinler için özellikle yüksek frekanslar da ki düşüşler gürültülü ortamlar da kelimenin anlaşılmasını zorlaştırabilir. Kısa ve vurgusuz kelimeler hafif derecedeki konuşmalar anlaşılmaya bilir (49). Gerekli durumlarda açık uygulama ile amplifikasyon önerilir.

Hafif Derecede İşitme Kaybı: Karşılıklı konuşmada ve gürültülü ortamlarda anlama da zorluk yaşarlar. Kısa, vurgusuz kelimeleri, kelime sonlarındaki ünsüz sesleri duymada zorluk yaşarlar. İşitme cihazı amplifikasyonuna ihtiyaç duyarlar (49,50).

Orta derecede İşitme Kaybı: Yakın mesafedeki yüksek şiddetteki sesleri konuşmaları duyabilirler. Ses kaynağının mesafesi arttıkça seslerin vurgusu azaltıkça kelimeleri anlamakta zorlanırlar. Seslerin yönünü tayin etmekte zorlanırlar. İşitme cihazı amplifikasyonundan oldukça fayda görürler (49).

İleri ve Çok ileri derecede İşitme Kaybı: Amplifikasyon olmadan sesleri duyamazlar. Özellikle çok ileri derecede işitme kayıplı bireyler işitme cihazı amplifikasyonundan yeterince faydalanamayacağı durumlarda koklear implantasyon açısından değerlendirilmelidir (50).

Odyogram Şekli: Ani yükselen veya düşen odyogramlar, fluktuan veya çanak şeklinde olan odyogramların dikkatli değerlendirilmesi gerekir.

Konuşmayı Ayırt Etme Skorları: İşitme cihazında amaç, konuşmanın anlaşılabilirliğini yeterli amplifikasyonla iyileştirmektir. Kişinin konuşmayı anlama skorları ne kadar iyiye, işitme cihazından fayda o oranda artmaktadır (51).

Tinnitus: Tinnitus yakınması olan kişilerin çoğunda işitme kaybı da bulunmaktadır (52). Periferik işitme kaybı olduğunda, bir dizi reorganizasyonel ve fiziksel değişiklikler merkezi işitme yollarında nöral aktivite artışına neden olur (53). Ayrıca, stres de tinnitüsü alevlendiren önemli etkenlerden biridir (54).

Tinnitusu veya neden olduğu sıkıntıyı azaltmak üzere akustik sinyaller ile maskeleyme veya karıştırma yöntemi uzun yıllardır kullanılmaktadır. Tinnitusun varlığı işitme cihazı uygulamasında önemlidir. Goner'in işitme cihazının kullanımının tinnitus algısı üzerine yaptığı çalışma da: İşitme cihazı kullanımı ile işitsel yollarda kalıcı değişiklikler oluşabilir ve bu tinnitusa yol açan fizyopatolojik mekanizmayı tersine çevirebileceği belirtilmektedir (55).

Tolerans ve hiperakuzi problemi: İşitme cihazı maksimum çıkışı, rahatsız edici ses düzeyini geçmeyecek şekilde ayarlanmalıdır. Rahatsızlık düzeyinin frekansa spesifik tespit edilmesi ve ayarların bu düzeyi dikkate alarak yapılması işitme cihazından fayda görürlüğünü artırmaktadır.

2.8. İşitme Cihazı Öncesi Uygulama

İşitme cihazı uyarlamasında bazı temel adımlar vardır:

2.8.1. Odyogram Sonuçlarının Programa Girilmesi

Kişinin kişisel bilgilerinin (yaş,cinsiyet, vb.) girilmesi, hava kemik eşikleri, rahatsız edici ses seviyesi, konuşma test skorları ve akustik refleks bulgularının girilmesi aşamasıdır. Bu bilgilerin doğru girilmesi işitme cihazı kazancının düzenlenmesinde ve etkin bir işitme cihazı uyarlamasında önem taşımaktadır. Hearing Instrument Manufacturers Software Association (HIMSA) firması tarafından bütün işitme cihazlarının software üzerinden programlanmasını sağlayan ve bütün bu verilerin girdisini sağlayan NOAH olarak isimlendirilen bir program geliştirilmiştir (NOAH-4 himsa.com) (56).

2.8.2. Kazanç Formülünün Seçilmesi

- İşitme cihazının performansının artırılması için farklı laboratuvarların ve firmaların geliştirmiş olduğu çeşitli formülasyonlar bulunmaktadır. Günümüzde sıkça kullanılan formülasyonlardan bazıları aşağıda yer almaktadır:
- NAL-NL1 (National Acoustic Laboratories-Non-Linear (57),
- NAL-NL2 (National Acoustic Laboratories- Non Linear)(58)
- DSL m/i (Desired Sensation Level (DSL Method)(59)
- DSL i/o Desired Sensation Level (İnput/Output) 1995-
- NAL-R (National Acoustic Laboratories-Revised-1986)

Yukarıdaki formüller genel olarak işitme eşiklerini, giren-çıkan(input-output) ses şiddetlerini, MCL ve UCL değerini kriter almaktadır.

2.8.3. Kulak Kalıbı ve Akustik Parametrelerin Tercih

İşitme cihazlarında kullanılan kulak kalıplarının seçimi, işitme cihazının memnuniyetinde büyük önem taşımaktadır. Uygulanacak kulak kalıbının tipi, cinsi, akustik parametreleri işitme cihazının ses kalitesini ve kazancını etkilemektedir (60).

Ventilasyon: Kulak kanalına kalıbın yerleşmesiyle meydana gelebilecek rezonans farkının ve oklüzyon etkisinin azaltılması hedeflenmektedir. Özellikle alçak ve orta frekansları etkileyen ventilasyon çapı, arttıkça alçak frekanslardaki kazanç azalır. Kalıba açılacak 1 mm'lik ventilasyonun önemli bir akustik etkisi bulunmamaktadır (61). 40 dB'den daha az işitme kayıplarına açılacak ventilasyon oklüzyon etkisini azaltacaktır.

Kalıbın kanal boyu: Kanal boyunun uzunluğu, işitme cihazı akustiğini etkilemektedir. Kanal boyu uzun olduğu zaman kulak zarı ile kulak kalıbı arasındaki hacim azalır. Bu durum ses basınç seviyesini yükselterek alçak frekanslı seslerin daha fazla hissedilmesine sebep olmaktadır. Ters olduğu

durumlarda kulak zarı ile kalıp arasındaki basınç azalır. Böylece alçak frekanslı seslerin basıncı azalmaktadır (62).

Akustik filtreler: İşitme cihazları kullanımı sırasında akustik bağlantılar birden fazla tepe noktası vermektedir. Bu durum zamanla işitme cihazı kullanıcılarını rahatsız etmekte ve sesin kalitesini bozmaktadır. Kullanılan akustik filtreler kullanım yerine göre etkinlik göstermektedir. Günümüzde kolay tıkanması nedeniyle filtreler özellikle boynuzlara konmakta ve 1 ve 3 kHz'i etkilemektedir (63).

Kullanılan hortumun tipi, çapı: Ses akustiğini etkileyen bir diğer faktör de ses aktarımını sağlayan ses hortumlarıdır. Yapılan birçok çalışmada ses hortumlarındaki değişimler ve bozulmalar farklı frekanslarda değişimler yaratmakta buda uygulanan kazancı değiştirmektedir. Hortum dış çapının kalınlığının artması yüksek frekanslarda azalmaya sebebiyet vermektedir (64). Özellikle kalıbın imalatı sırasında hortumun sıcakken takılması, hortumun çıkmasını engellemek için kalıp üzerine dar hortum kanalı açılması, hortumun büzülmesine ve darlaşmasına sebebiyet vermektedir. Özellikle polivinil klorür (PVC) yapı ısı, nem, uzun süre ultraviyole ışığa maruz kalma gibi nedenlerden dolayı çeşitli deformasyonlara uğramaktadır. Ayrıca, kullanılan horn şeklindeki ses hortumunun uç kısmının genişlemesi ile yüksek frekanslı seslerin geçişi artmaktadır. Bu etki, hortumun özelliğine göre 10 dB'e kadar artış gözlenmektedir (65).

Yukarıda ifade ettiğimiz parametrelerin doğru bir biçimde uygulanması işitme cihazının etkin kullanılmasında büyük önem taşımaktadır.

2.9. Gerçek Kulak Ölçümleri-GKÖ (Real-Ear Measurement, REM)

Kişinin işitme kaybına ve dış kulak yolu anatomisine göre işitme cihazından bekleyeceği kazancı belirler. Kochkin, işitme cihazı teknolojilerinin artmasına rağmen memnuniyetin artmamasını uygulama esnasında bazı püf noktaların atlanmasına bağlamakta, bunun gerçek kulak ölçümleri ile asgariye

indirilebileceğini ifade etmektedir (66,67).

Christensen ve Groth, odyologların veya bu işle uğraşan teknik kişilerin, işitme cihazı ayarlamasını, sadece üreticilerin önermiş olduğu *fitting* algoritmalarına göre yapmaması gerektiğini söylemektedir. İşitme cihazı ayarlamasında gerçek kulak test yöntemlerini sıkça kullanmalarını önermektedir (68). Ayrıca, İngiltere’de yapılan araştırmalar gösteriyor ki REM ile yapılan fittingler, üreticilerin önermiş oldukları fitting yöntemine göre daha başarılı sonuçlar vermektedir (69).

2.9.1. GKÖ’de ölçüm öncesi etkili faktörler

Müeller, işitme cihazlarının gerçek kulak performanslarını değerlendirirken kabul edilebilir, doğru sonuçlara ulaşılabilecek güvenli bir methodu sunan gerçek kulak ölçümlerini etkileyen bir dizi faktör belirtmektedir (70).

Bunlar:

1. Probe tübe kalibrasyonu: Çoğu gerçek kulak ölçüm sistemi üreticileri, probe tüpün her kullanımda tekrar kalibre edilmesini önermektedir. Amaç, bir önceki ölçüm sonuçlarının etkilerini ve testin bulunduğu alandaki akustik değişimleri göz önüne alarak, yeni ölçüm koşullarını yeniden düzenleme imkanı tanımaktadır. Var olan akustik koşulları yeniden değerlendirilerek, *probe tübe* ve mikrofon okumalarının matematiksel değişimlerini hesaplayarak etkileri ortadan kaldırmayı hedeflemektedir (71).

2. Otoskopik inceleme: Herhangi bir gerçek kulak ölçümlerine başlamadan önce, otoskopik muayene yapmak son derece önemlidir. Dış kulak yolunda *probe tüp*’ün yerleşimini etkileyecek bir dizi etken bulunmaktadır. Serümen akıntısı, buşon oluşumu gibi etkenler *probe tübe*’nin, yerleşimini etkileyecek veya ucunu kapatarak ölçümlerimizi engelleyecektir (72). Otoskopik inceleme sonucunda var olan serümen ve buşon gibi etkenlerden dış kulak yolu

arındırılmalıdır. Ayrıca, yapılacak otoskopik inceleme dış kulak yolunun anatomisi hakkında bize bilgi verecektir.

3. Hoparlör lokalizasyonu: Hoparlörün yerleşimi gerçek kulak ölçümü yapılırken değerlendirilmesi gereken önemli etkenlerden biridir. Hoparlörün uzaklığı ve açısı test sonuçlarını etkilemektedir (73). AudioScan (Hearing Enstrument Fitting Systems) hoparlör mesafesini 0,5 veya 1 metre olarak bildirmektedir. Çevre gürültülerinin ve test yapılan alanının akustik yapısının sonuçları etkilediği, dışarıdan gelecek gürültülerin ve iç yerleşimden kaynaklanan yankıların minimize edilmesi sayesinde sonuçların daha doğru çıkacağı belirtilmektedir. Hoparlör açısı için 0 ve 45 derecelik iki seçenek önerilmektedir (74). Mueller (1992) 90 derecelik açının hatalı ölçümlere yönelttiğini belirtmektedir (75). Audioscan hastanın hoparlöre yüzyüze oturtulması ve mesafenin 45 ile 60 cm arasında olmasını tavsiye etmektedir.

4. Probe tübe yerleşimi: Bütün gerçek kulak ölçümleri için *probe tübe* 'nin dış kulak yoluna yerleşimi son derece önemlidir. *Probe* tüpün ucunu timpanik membrana 5 mm kalacak şekilde yerleştirmektir (76). Böylece devam eden dalgalardan kaçınarak, yüksek frekanslı sinyaller daha doğru biçimde ölçülebilir. Dirks ve Kincaid, *probe* tüpün timpanik membrana daha yakın yerleşimi yüksek frekanslı sonuçların daha düzgün biçimde ölçülmesini beraberinde getireceğini bildirmektedir. *Probe* tüp ucunun kulak zarına 5 mm mesafede yerleşmemesi 8 kHz de yaklaşık 2 dB'lik bir oynamaya yol açmaktadır (76).

2.9.2. Probe Tüp Yerleşim Metodu

Gerçek kulak ölçümlerinin doğru biçimde yapılması için *probe* tüpün kulağa yerleşiminde birkaç metot önerilmektedir:

1. Görsel destekli konumlama metodu: *Probe* tüpün intertragal boğum veya tragusun hemen arkasına yerleşimi ile gerçekleşmektedir. Bu yerleştirme, hastanın yaşı ve cinsiyetine göre değişiklik içermektedir. *Probe* tüpün intertragal boğumdan kulak kanalına yetişkin bir erkek için 30 mm, kadın içinse 28 mm'lik

bir konumlanması timpanik membrana 5 mm'lik bir mesafe oluşturacaktır. Bu değerler çocuklar içinse 20-25 mm'lik bir yerleştirmedir. Tanımlanan değerler genel bir anatomik ortalamayı ifade etmektedir. Bu yerleştirme yöntemi her vaka için geçerli bir varyasyon olmayabilir (77).

2. Kulak kalıbını baz alarak yapılan işaretleme: Kulak kalıbının dış yüzü boyunca uzatılan *probe* tüp ucunun, kulak kalıbı ses çıkış noktasını 5 mm geçecek şekilde işaretleme ile yapılacak yöntemdir. Bu yerleştirme yöntemi CIC türü cihazlar için *probe* tüpün kulak zarına temas riski içermesinden dolayı her zaman uygun olmayabilir (77). Kanal içi cihazların ölçümünde, *probe* ucun kulak zarına temas etmesinden kaçınmak gerekmektedir (77).

2.9.3. Gerçek kulak cihazsız yanıtı veya kazancı (Real Ear Unaided Response or Gain-REUR, REUG)

Probe tübe mikrofonun DKY'nin yerleştirilmesi ile "Kulak Kanalı Rezonansı"nın (KKR) ölçülmesine dayanır. 65 veya 70 dB input seviyesinde kulak zarı önünde ölçülen frekans bazlı SPL değeridir. Açık kulaktaki DKY'nin sağladığı kazancı ifade etmektedir. Dış ve orta kulak patolojisi olmayan erişkinlerde 2700 Hz civarında 17 dB'lik bir yükselme sağlamaktadır. İkinci tepe noktasının 4000-5000 Hz civarında 12-14 dB olduğu gözlenmektedir (78).

Bu frekans aralığı özellikle sessiz fonemlerin 2. ve 3. formatlarında yer aldığından, konuşmaların anlaşılabilirliği açısından önemlidir. Bununla beraber bu sonuçlar kişiden kişiye önemli bir değişim içermektedir. Kulak kalıbı veya *dome* ile tıkanan kulaklarda bu etki kaybolur (78). REUR dış kulak yolunun frekans bazlı Sound Pressure Level (SPL) değerini verirken, REUG SPL olarak desibel farkını belirler.

2.9.4. Gerçek kulak cihazlı yanıtı (Real Ear Aided Responce-REAR)

Probe tüp mikrofonun cihazlı kulakta dış kulak yolunun frekans fonksiyonunu belirlemiş olduğu noktadaki SPL değeridir.

2.9.5. Gerçek Kulak Cihazlı Kazancı (Real Ear Aided Gain-REAG)

Cihazlı kulağın dış kulak yolunda belirlenen noktasında, meydana gelen toplam desibel kazancını ifade etmektedir.

2.9.6. Gerçek Kulak Eklenen Kazanç (Real Ear İnsertion Gain-REIG)

REAR'dan REUR'un çıkarılması ile hesaplanan SPL değeridir. Cihazın kulak zarı önünde bireye ne kadar kazanç sağladığı görülür. Sisteme girilen işitme eşikleri ile belirlenen hedef eğrinin uygulanan kazanç miktarı ile uyumu objektif olarak değerlendirilir.

2.9.7. Gerçek Kulak Oklüzyon Yanıtı veya Kazancı (Real Ear Occluded Response or Gain-REOR, REOG)

Kulak kalıbının kulağa yerleşmesi ile dış kulak yolunda boş iken belirlenmiş değerlerin değişim durumunu belirlememizi sağlar. *Probe* tüpün kulak kalıbı ve kulak zarı arasındaki mesafenin değişimini de bize göstermektedir. İşitme cihazı kapalı olmalıdır.

REM ölçümleri yapılırken, input seviyelerini kendimiz belirleyebiliriz. Önerilen işitme cihazının input seviyelerinin ayarları ile REM cihazımızın değerlerinin aynı olmasıdır. Genellikle 50, 65 ve 80 dB'lerde frekans kazanç cevabı olarak hesaplanır (79).

Ölçümlerde önceleri beyaz gürültü, ICRA gürültü, pembe gürültüler vb sinyaller kullanılırken artık daha çok konuşma spektrumuna yakın sinyaller tercih edilmektedir. (ISTS, ISTS-MPO, erkek sesi, kadın sesi, ILTASS v.b) (İnteracoustics).

REM kullanarak bir işitme cihazı ayarlama basamakları aşağıda verilmiştir (79):

1. Otoskopik inceleme yapılarak, kulakta buşon, serumen vb patolojiler varsa giderilmedir.
2. Mikrofon kalibrasyonu yapılır.
3. Hastanın bilgileri programa girilir. (İşitme eşikleri hava- kemik aralığı var ise belirtilir. Ventilasyon çapı, uygulama formülasyonu- NAL-NL1 v.b- deneyim, cinsiyet, bilateral veya unilateral tercihler vb belirlenir.)
4. Hastanın pozisyonu ayarlanır. (Hoparlör açısı 0 veya 45 derece ve mesafe 90 cm'yi geçmemelidir)
5. *Probe* tüp dış kulak yoluna yerleştirilir. *Probe* tüpün kulak zarına olan mesafesi frekans sonuçlarını değiştireceğinden *probe* tüp ne kadar kulak zarına yakın yerleştirilirse, o kadar sonuçlar doğruya yakın olacaktır. Yetişkinler için tragustan kulak zarı uzunluğu erkeklerde 30-31 mm, kadınlarda 28 mm iken çocuklarda bu mesafe 20-25 mm kadar azalmaktadır. Bu durumda kulak zarından 5 mm'lik bir mesafeye yerleştirilecek tüp yeterli bir pozisyon sağlamaktadır. Diğer bir yöntem ise "geometikal pozisyon" kulak kalıbını 5 mm'yi geçecek şekilde *probe* tüpün işaretlenerek tragausa göre yerleştirilmesi sonucu elde edilen veriler doğru sonucu almamızı sağlayacaktır. Cihazlı ve cihazsız tüm ölçümlerde bu mesafe değiştirilmemesi önemli bir ayrıntıdır.
6. İstenen giriş (input) seviyesi belirlenir.

7. REUG hesaplanır.
8. *Probe* mikrofonun yeri değiştirilmeden işitme cihazı yerleştirilir.
9. REAG ölçülür.

İşitme cihazı kazancı ile hedeflenen kazanç arasındaki farklılıklar, software programı ve kalıp modifikasyonları ile giderilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışma Yeri

Bu çalışma, Ankara ili Başkent Üniversitesi Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi Anabilim Dalına bağlı Odyoloji, Konuşma Ses Bozuklukları bölümünde gerçekleştirilmiştir.

3.2. Çalışma İzni ve Etik Kurul Onayı

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kulak-Burun-Boğaz Anabilim Dalı, Odyoloji, Konuşma ve Ses Bozuklukları Yüksek Lisans Tezi olarak yapılmıştır. Başkent Üniversitesinin Etik Kurulu tarafından 24.10.2014 tarih ve 14/122 sayılı kurul kararı ile araştırmanın uygulanmasında bir sakınca görülmediği bildirilmiştir. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayandığından, çalışmaya dahil edilen bütün olgulara etik kurul izni alınırken uygulanması istenen “Başkent Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Yapılacak Bilimsel Araştırmalar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu (EK 1)” bütün katılımcılara imzalatılmıştır.

3.3. Çalışma Grubu

Bu çalışmada 30–80 yaşları arasında 16’sı erkek 8’i kadın, 22 katılımcı ile değerlendirilecektir. Gönüllülerin işitme eşikleri en az 30 dB en fazla 80 dB olan bireyler arasından en az 6 aylık işitme cihazı deneyimi sahip kişilerden seçilmiştir. KBB muayenesi yapılan otoskopik muayenede normal bir dış kulak yoluna ve timpanik membrana sahip olan kişiler çalışmaya dahil edilmiştir.

3.4. Yöntem

3.4.1. Testlere Hazırlık

Çalışmalar, bireylerin hali hazırda kullandıkları işitme cihazları üzerinden yapılmıştır. İşitme cihazı kullanan bireylerin kullanmış oldukları işitme cihazı üzerinde yeniden uyarlamalar yapılarak araştırma yapılmıştır. Çalışmaya dahil edilen bireyler KBB hekimince muayene edilerek kulak hakkında bilgi elde edilmiştir. Her bireyden ikişer kulak kalıbı alınarak aynı negatif üzerinden her kulak için ikişer adet kalıp hazırlanmıştır (Şekil 3). Elde edilen kalıplar, aynı negatif üzerinden yapıldığı için birbirinin kopyası olacak şekilde eşdeğer özelliklere ve forma sahiptir. Her kalıpta 2 numara uzunluğunda ince tüp kullanarak elde edilen kalıpla, 25 mm'lik standart hortum (#13) bağlantısı yapılarak kalıplar elde edilmiştir. Bütün kalıplarda 1 mm'lik ventilasyon açılmıştır.



Şekil 4. Çalışmada kullanılan kulak kalıplarından bir örnek

Çalışma öncesi her bireyin impedansmetrik incelemesi yapılmış, tip A ve As olanlar çalışmaya alınmıştır. Kişilere yapılacak testler hakkında bilgi aktarılarak çalışmanın amacı anlatılmıştır.

3.4.2. Çalışma Planı ve Veri Toplama

3.4.2.1. Odyometrik inceleme

1. Tüm bireylere saf ses odyometrisi ve konuşma odyometrisi yapılmıştır.
2. Serbest alan eşikleri cihazlı ve cihazsız tespit edilmiştir.
3. Cihazlı ve cihazsız gürültüde anlama skorları belirlenmiştir.

Saf ses odyometri standart kalibrasyonu yapılmış, tüm odyometrik değerlendirmeler “Industrial Acoustic Company (IAC)” standartlarındaki sessiz odada yapılmıştır. Bu testler “Clinical True Hybrid Freedom Audiometer AC 40” klinik odyometrisi (Interacoustics A/S, Middelfart, Denmark) kullanılarak aynı kişi tarafından gerçekleştirilmiştir. Hava yolu işitme eşikleri 125-8000 Hz aralığında “Telephonics TDH-39” kulaklığı (TelephonicsCo. Farmingdal, Newyork, ABD) kullanılarak; kemik yolu eşikleri 250-4000 Hz aralığında “RadioEar B 71” vibratör kullanılarak ölçülmüştür (ANSI 1995).

Odyometrik incelemede sırasıyla

- Tüm olgularda 125, 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Hz’lerde hava kemik yolu eşikleri belirlenmiştir.
- Konuşma testleri TDH-39 kulaklıkla yapılmıştır.
- Konuşmayı anlama testi kliniğimizde kullanılan üç heceli kelime listeleri ile konuşmayı ayırt etme testi ise fonetik dengeli tek heceli kelime listeleri (FD-300) kullanılarak yapılmıştır.
- İşitme cihazları elde edilen eşiklere uygun olarak, gürültü baskılama yazılımı ve yönlü mikrofon teknolojileri devre dışı bırakılarak yeniden programlanmıştır.
- İşitme cihazı programlanırken önce standart #13 tüp seçilmiştir. İşitme cihazı yazılım programında testte kullanılan parametreler NAL-NL1 ve tüp seçeneği #13 tercih edilmiştir.
- İşitme cihazı programı *Probe* tüp ölçümleri ile kontrol edilmiştir.

- Daha sonra tüm bireylerin serbest alanda hava yolu eşikleri işitme cihazı kullanmazken (cihazsız) frekansa spesifik olarak tekrar belirlenmiştir. (Bunun nedeni cihazlı ölçümlerin odyolojik ölçümleri serbest alanda ölçülecektir. Cihazlı serbest alan eşikleri ile cihazsız eşiklerin TDH-39 kulaklıktan yapılmasından dolayı oluşacak hataları azamiye indirmekten dolayıdır.)
- Serbest alan eşikleri cihazlı olarak tekrar belirlenmiştir.
- Gürültüde konuşmayı ayırt etme testleri, *Singal-to-Noise Ratio* (SNR) konuşma ve gürültü aynı oranda (SNR-0) 65 dB'de sabit yapılmıştır. Bu test serbest alanda 2 hoparlör kullanılarak yapılmıştır. Bireylerin oturma pozisyonu hoparlörden biri (ön) 0 derece diğeri 180 derece (arka) olacak şekilde yerleştirilmiştir.
- Gürültüde ayırt etme testleri cihazlı ve cihazsız olarak aynı oturma pozisyonunda yapılmıştır. İşitme cihazının mikrofon modu (omni-directional) yönsüz mikrofon olarak seçilmiş gürültü baskılama yazılımları işitme cihazı ayarlanırken devre dışı bırakılmıştır.
- Daha sonra aynı işitme cihazına standart #13 tüp çıkartılarak ince tüp takılmıştır.
- İşitme cihazı ince tüp seçeneğine göre yeniden NAL-NL1 ve ince tüp seçeneğine göre tekrar programlanmıştır. Programlama esnasında tüm gürültü baskılama ve yönlü mikrofon seçenekleri iptal edilmiştir.
- İşitme cihazı *Real Ear Insertion Gain* cevaplarına göre kontrol edilerek işitme cihazı kazancı *probe* tüp ölçümlerinin verilerine uygun hale getirilmiştir.
- İşitme cihazında kullandığımız ince tüp ayarları, *probe* tüp ölçümlerinde hedef eğriye göre uyarlanırken, ses hortum tipi ince tüp seçeneği olmadığı için standart #13 tüp olarak tercih edilmiştir.
- Daha sonra sırasıyla ince tüp takılı olan cihazlarla katılımcıya sırasıyla saf ses eşikleri, konuşmayı anlama eşikleri, konuşmayı ayırt etme skorları, gürültüde konuşmayı ayırt etme skorları belirlenerek elde edilen veriler kayıt edilmiştir.

3.4.2.2. İşitme cihazının ayarlanması

Her bir katılımcının işitme cihazı, klinikte yapılan saf ses odyolojik verilerine göre yeniden programlanmıştır. Programlama esnasında işitme cihazı üreticilerinin yazılım programında sunmuş oldukları önergeler takip edilmiştir. Programlama yapılırken gürültü baskılama ve yönlü mikrofon seçenekleri çalışmanın verilerini etkilemesini engellemek için iptal edilmiştir.

İşitme cihazlarının *probe* tüp ölçümleri Interacoustics Affinity 2.0 cihazında yapılmıştır. İşitme cihazı ayarları *Insertion Gain* cevaplarına göre ayarlanmıştır. *Probe* tüp ölçümlerinde uygulama metodu NAL-NL1, ses tüpü seçeneği ise standart #13 olarak tercih edilmiştir. REM cihazında NAL-NL1 seçeneğinde ince tüp seçeneği bulunmadığından her iki uygulamada standart13# tüp seçeneği kullanılmıştır.

Probe mikrofon yerleşimi timpanik membrana 5 mm kalacak şekilde her bireyde aynı biçimde yapılmıştır. Bu sayede elde edilen kazanç eğrisi ile hedef eğrinin çıkışlarındaki hata payı minimize edilmeye çalışılmıştır. Ölçümler sırasında hedef eğri ile kazanç eğrisi arasındaki sapma paylarında MHAS verileri dikkate alınmıştır. The Manufacturers' Health & Safety Association MHAS'ya göre 250- 2000 Hz ± 5 dB kadar 3000 ve 4000 de ise ± 8 dB'lik bir sapma kabul görmektedir. Aazh H. ve Moore CJ. gerçek kulak ölçümlerinde *probe* tüp ölçümlerinin hedef eğri ile kesişmesinde ki sapma payını araştırmıştır. Sonuçları göstermektedir ki REUG ayarları ile daha düzgün ayarlamak daha az sapmayı sağlamaktadır. 500 ile 2000 Hz arasında hedef eğriyi yakalamak kolay olurken 250 ve 3000 Hz sonrası daha zor olmaktadır. Yapılan çalışmada kanal sayısı arttıkça hedef eğri ile sapmanın azaldığı bildirilmektedir (80).

Hem ince hortum hem standart #13 hortum için *probe* tüp ölçümleri ayrı ayrı yapılmış elde edilen en az sapma ile cihaz *fittingsi* tamamlanmıştır.

Elde edilen kazanç göre odyolojik testler her iki uygulama için 3.4.2.1'de belirtildiği şekilde yapılmıştır.

3.5. İstatiksel Analiz

Çalışmada yer alan yaş, işitme cihazını kullanım süresi, konuşmayı ayırt etme oranı gibi sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ve değişim katsayısı ile incelenmiştir. Tüm sürekli değişkenler ortalama, standart sapma ve minimum – maksimum (Min – Mak) değerler ile ifade edilmiştir.

Konuşmayı ayırt etme oranı, belirli frekanslardaki işitme seviyeleri gibi değişkenlerin cihaz kullanılmazken, cihaz standart #13 tüple kullanılırken ve cihaz ince tüple kullanılırken elde edilen değerlerini karşılaştırmak için temel olarak eşlenik t-testi kullanılmıştır. Test sonuçlarından da görüleceği gibi, işitme cihazı kullanılmadığı durumdaki ölçüm sonuçları, ince ya da kalın tüplü cihaz kullanıldığı durumlardaki ölçümlere göre anlamlı bir biçimde farklıdır. Dolayısıyla, üç grubun ortalamaları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını test edecek olan varyans analizinde, test sonucu anlamlı bir farklılık olduğunu söyleyecektir. Bu durumda, hangi ölçümlerin birbirinden farklı olduğunu ortaya çıkarmak için bir diğer analize ihtiyaç duyulacaktır. Bu nedenle, çalışmanın amacına da uygun olarak, her üç grubun farklı düzeylerdeki ölçümleri için eşlenik t-testi uygulanmış ve tablolarda sunulmuştur. Çalışmanın amacına İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak kabul edilmiştir.

İstatistiksel analizler, ve hesaplamalar için IBM SPSS Statistics 21.0 (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp.) programı kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmaya katılan 22 hastadan (14 erkek, 8 kadın) elde edilen tüm bilgilere ait betimleyici bilgiler Tablo 5’de sunulmuştur. Katılımcıların yaşları 25 ile 78 yıl arasında olduğu belirlenmiş ve ortalama yaş 66 yıl olarak hesaplanmıştır. Bu hastaların cihaz kullanım süreleri ortalama 25 ay ve bu süreler 7 ay ile 56 ay arasında değişmektedir. Genel olarak, yapılan inceleme de frekans arttıkça işitme düzeyinin azaldığını söylemek mümkündür. En kötü değerler 8000 Hz’ de edilmiştir. Bu değer, 8000 Hz için, cihaz kullanılmadığında ortalama 70.45, standart kalın tüp kullanıldığında 50.00 ve ince tüp kullanıldığında ortalama 52.05 olarak bulunmuştur.

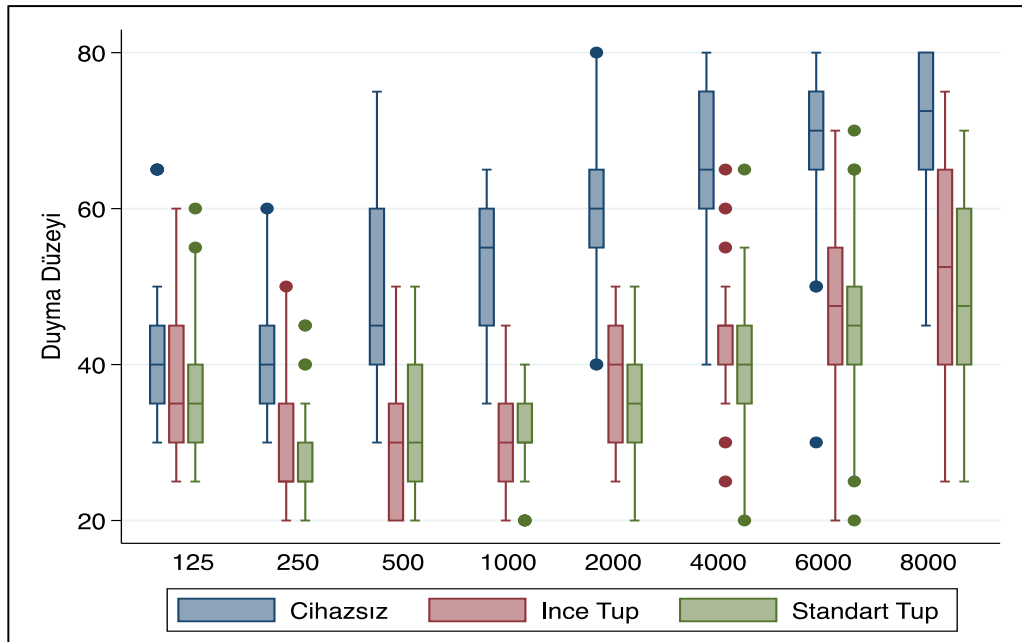
Tablo 5. Betimleyici İstatistikler

Ölçüm Koşulları	Değişken	Kişi	Ortalama	Std. Sapma	En Düşük	En Yüksek	
Yaş		22	66.00	11.23	25	78	
Kullanım Süresi		22	25.82	14.96	7	56	
CİHAZSIZ	Frekans (Hz)	125	22	43.41	11.69	30	65
		250	22	40.91	8.40	30	60
		500	22	48.86	12.14	30	75
		1000	22	52.95	8.68	35	65
		2000	22	59.32	10.15	40	80
		4000	22	65.00	9.39	40	80
		6000	22	67.95	11.92	30	80
		8000	22	70.45	9.50	45	80
	Konuşma Testleri	Anlama Eşiği	22	61.59	9.31	50	80
		Ayırt Etme	22	78.73	11.93	40	96
Gürültüde Ayırt Etme		22	67.27	13.78	28	92	
İNCE TÜP	Frekans (Hz)	125	22	36.82	9.83	25	60
		250	22	29.77	9.19	20	50
		500	22	29.55	9.12	20	50
		1000	22	31.14	5.96	20	45
		2000	22	38.18	8.53	25	50
		4000	22	43.64	9.02	25	65
		6000	22	47.27	11.72	20	70
		8000	22	52.05	13.42	25	75
	Konuşma Testleri	Anlama Eşiği	22	42.73	5.72	35	55
		Ayırt Etme	22	77.27	11.67	40	96
Gürültüde Ayırt Etme		22	69.09	13.25	28	92	

Tablo 5 (Devam). Betimleyici İstatistikler

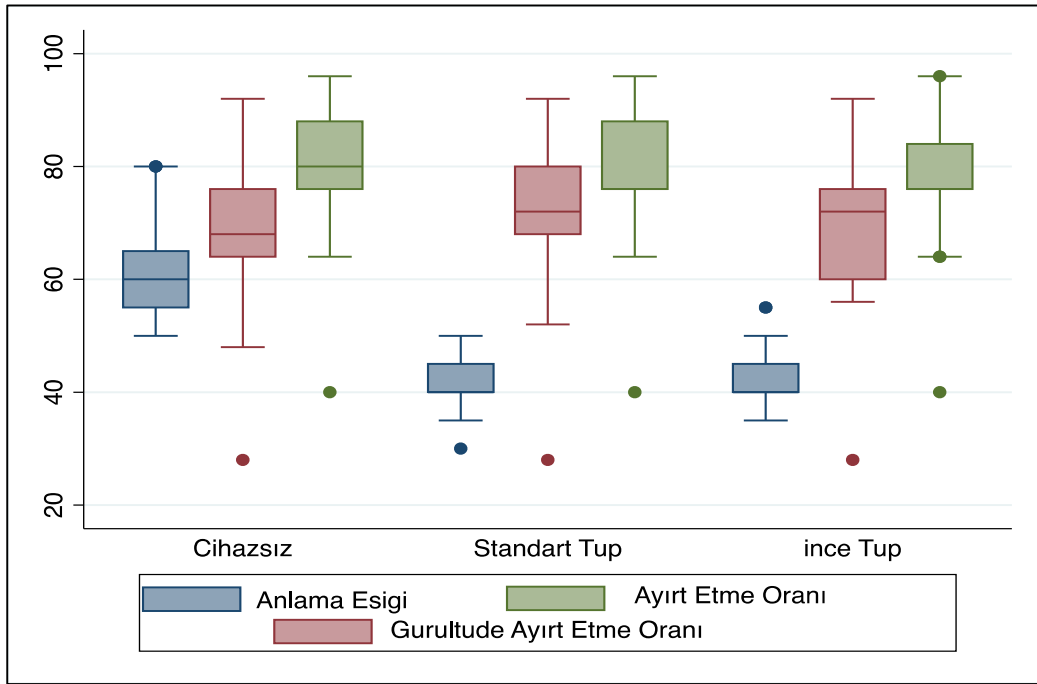
STANDART 13# TÜP	Frekans (Hz)	Cihazsız		İnce Tup		Standart Tup	
		Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma
	125	22	36.36	10.02	25	60	
	250	22	28.86	7.55	20	45	
	500	22	32.27	8.96	20	50	
	1000	22	30.23	6.07	20	40	
	2000	22	35.23	7.79	20	50	
	4000	22	41.36	9.53	20	65	
	6000	22	45.91	11.61	20	70	
	8000	22	50.00	13.63	25	70	
	Anlama Eşiği	22	41.82	5.68	30	50	
	Ayır Etme	22	78.00	12.08	40	96	
	Gürültüde Ayır Etme	22	71.09	13.69	28	92	

Verinin ve ölçümlerin daha net anlaşılabilmesi amacıyla dağılımları gösteren grafikler aşağıda sunulmuştur. Şekil 5’de, cihazsız yapılan ölçümlerin, cihazlı (standart ve ince tüplü) ölçümlere göre daha yüksek değerler verdiği, diğer bir deyişle daha kötü performans sergilediği görülmektedir. Ayrıca çoğu frekansta, standart tüplü cihazlarla yapılan ölçümler, ince tüplü cihazlarla yapılan ölçümlerden daha iyi sonuç verdiği görülebilmektedir. Ancak, daha detaylı ve istatistik olarak anlamlı farkları tespit edebilmek için testlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu testler ve sonuçların yorumu aşağıda yer almaktadır.



Şekil 5. Farklı Frekanslarda Duyma Düzeyleri

Ayırt etme yüzdelerine bakıldığında, (Şekil 6) beklendiği üzere, gürültüde ayırt etme yüzdelerinin, normal ayırt etme yüzdelerine göre daha düşük olduğu bulunmuştur. Gürültüde ayırt etme yüzdeleri bakımından en iyi ortalama performansa, kalın tüplü cihazda %71.09 ayırt etme ortalamasıyla gerçekleşmiştir. Ayrıca, anlama eşiği bakımından cihazların çok önemli bir fark yarattığı, fakat tüpün genişliğine göre sonuçların çok değişmediği söylenebilir.



Şekil 6. Odyometrik Ölçümlerin Cihazlara Göre Dağılımı

Çalışmanın esas bulgularını içeren, 22 hastaya ait, ince tüplü cihaz verileriyle, standart #13 tüplü cihazlara ilişkin bilgilerin kıyaslanmasına ilişkin test sonuçları Tablo 6'da sunulmuştur. Karşılaştırma için uygun olan Eşlenik t- testi uygulanırken, değişkenlere herhangi bir dönüştürme uygulanmamıştır.

Analiz sonuçları değerlendirilirken, tabloda sunulan p değerlerinin, ilgili serilerde hangi tüp çeşidinin daha iyi performans sergilediğini göstermeye yönelik yapılan, tek yönlü testlerin sonuçları olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Buna göre p değerinin 0.05'den daha düşük olduğu örneklerde (t değeri pozitifse)

standart13# tüplü cihaz, ince tüplü cihaza göre daha iyi performans sergilemektedir.

Yapılan analizde, standart #13 tüplü cihazın, ince tüplü cihaza göre 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz ölçümlerinde daha iyi performans göstermiştir. İnce tüplü cihazın daha iyi sonuç verdiği tek frekans seviyesi 500 Hz'dir. Diğer frekanslarda (125 Hz, 250 Hz ve 1000 Hz) iki farklı tüp çeşidi arasında istatistiki olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Bu analizle ortaya çıkan net sonuç şöyle yorumlanabilir: Düşük frekanslarda 500 Hz de iki tüp uygulamasında anlamlı bir fark bulunurken, frekans arttıkça standart #13 tüplü cihaz, ince tüplü cihaza göre daha iyi sonuçlar vermektedir.

Tablo 6. Farklı Frekanslarda ve Odyolojik Ölçümlerde Hastaların İşitme Seviyelerinin İnce Tüp ve Standart #13 Tüp Kullanımına Göre Analizi

İşitme Seviyeleri (db)		İnce Tüp	Standart #13 Tüp	Test İstatistiği	P
125 Hz Frekansta				1.0	0.16
	Ortalama	36.8	36.3		
250 Hz Frekansta				1.16	0.13
	Ortalama	29.8	28.9		
500 Hz Frekansta				-3.81	0.00
	Ortalama	29.5	32.3		
1000 Hz Frekansta				1.16	0.13
	Ortalama	31.1	30.2		
2000 Hz Frekansta				3.05	0.00
	Ortalama	38.2	35.2		
4000 Hz Frekansta				1.86	0.04
	Ortalama	43.6	41.4		
6000 Hz Frekansta				1.82	0.04
	Ortalama	47.3	45.9		
8000 Hz Frekansta				1.44	0.08
	Ortalama	52.0	50.0		
Odyolojik Ölçümler					
Konuşmayı ayırt etme oranı (%)				-2.16	0.02
	Ortalama	77.2	78		
Gürültüde konuşmayı ayırt etme oranı (%)				-1.86	0.03
	Ortalama	69.1	71.1		
Konuşmayı anlama eşiği (dB)				1.16	0.13
		42.7	41.82		

Konuşma testlerine ilişkin analiz sonuçları da, karşılaştırma kolaylığı bakımından, diğer sonuçlarla birlikte Tablo 6'da sunulmuştur. Bu ölçümde hastaların hem normal ortamda, hem de gürültülü ortamda konuşmaları ayırt etme yüzdeleri karşılaştırılmıştır. Analiz sonuçları, her iki ortamda da, standart #13 tüplü cihazın ince tüplü uygulamaya göre istatistiki olarak, daha iyi performans sergilediğini göstermektedir. Ancak konuşmayı anlama eşiği bakımından iki tür tüplü cihaz arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Cihaz kullanılmadığı durumda ölçülen değerler, standart #13 tüplü cihazla yapılan ölçümlerle ve ince tüplü cihazla yapılan ölçümlerle ayrı ayrı karşılaştırılarak test edilmiştir. Testlerin sonuçları Tablo 7 ve Tablo 8'de sunulmuştur. İki tabloda da tüm frekanslar için yapılan testlerde p değeri 0.00'dır. Bu sonuç, bekleneceği gibi, her iki tüp çeşidinde de cihazsız ölçümlerin, cihaz kullanılarak yapılan ölçümlere göre daha düşük performans gösterdiğini, istatistiki olarak kanıtlamaktadır.

Tablo 7. İnce tüplü cihaz ile cihazsız odyolojik değerlerin karşılaştırılması

İşitme Seviyeleri (db)		Cihazsız	İnce Tüp	İstatistiği	P
125 Hz Frekansta				4.94	0.00
	Ortalama	43.41	36.8		
250 Hz Frekansta				9.4	0.00
	Ortalama	40.91	29.77		
500 Hz Frekansta				10.85	0.00
	Ortalama	48.86	29.55		
1000 Hz Frekansta				15.83	0.00
	Ortalama	52.96	31.14		
2000 Hz Frekansta				12.38	0.00
	Ortalama	59.32	38.18		
4000 Hz Frekansta				15.67	0.00
	Ortalama	65.00	43.64		
6000 Hz Frekansta				16.07	0.00
	Ortalama	67.95	47.27		
8000 Hz Frekansta				9.68	0.00
	Ortalama	70.45	52.05		
Odyolojik Ölçümler					
Konuşmayı ayırt etme oranı (%)				2.16	0.02
	Ortalama	78.73	77.2		
Gürültüde konuşmayı ayırt etme oranı (%)				-1.19	0.12
	Ortalama	67.27	69.1		
Konuşmayı anlama eşiği (dB)				14.8	0.00
		61.6	42.7		

Cihazsız ölçümle, ince tüplü cihaz kullanılarak yapılan ölçümlerin karşılaştırılmasıyla bulunan sonuçlar (Tablo 7), odyolojik ölçümler bakımından gürültüde konuşmayı ayırt etme oranı bakımından, cihazsız ve ince tüplü cihazla yapılan ölçümler arasında anlamlı bir fark yoktur.

Tablo 8. Standart #13 tüplü cihaz ile cihazsız odyolojik değerlerin karşılaştırılması

İşitme Seviyeleri (db)	Cihazsız	Standart #13 Tüp	Test İstatistiği	p
125 Hz Frekansta			5.41	0.00
Ortalama	43.41	36.36		
250 Hz Frekansta			11.22	0.00
Ortalama	40.91	28.86		
500 Hz Frekansta			10.43	0.00
Ortalama	48.86	32.27		
1000 Hz Frekansta			15.55	0.00
Ortalama	52.96	3.22		
2000 Hz Frekansta			17.95	0.00
Ortalama	59.32	35.23		
4000 Hz Frekansta			20.59	0.00
Ortalama	65.00	41.36		
6000 Hz Frekansta			14.74	0.00
Ortalama	67.95	45.91		
8000 Hz Frekansta			10.84	0.00
Ortalama	70.45	50.00		
Odyolojik Ölçümler				
Konuşmayı ayırt etme oranı (%)			0.89	0.19
Ortalama	78.73	78.00		
Gürültüde konuşmayı ayırt etme oranı (%)			-2.72	0.01
Ortalama	67.27	69.09		
Konuşmayı anlama eşiği (dB)			15.3	0.00
Ortalama	61.6	41.8		

Tablo 8’de standart #13 tüplü cihaz kullanılarak yapılan ölçümle, cihazsız durumda yapılan ölçümler karşılaştırılmıştır. Tüm frekanslarda standart tüplü cihaz, cihazsız duruma göre daha iyi sonuç vermektedir. Odyolojik ölçümlere bakıldığında, gürültülü ortamda konuşmayı ayırt etme ve konuşmayı anlama eşiği bakımından standart tüplü cihaz, cihazsız duruma göre daha yüksek performans

sergilerken, normal ortamda konuşmayı ayırt etme bakımından anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Sonuç olarak, standart #13 tüplü cihazla yapılan ölçümler, bazı istisnalar dışında, birçok frekans seviyesinde ve odyolojik ölçümlerde en iyi sonuçları vermiştir. Beklendiği üzere, tüp kalınlığı ne olursa olsun, cihazsız durum cihazlı ölçümlere göre daha kötü sonuç vermektedir. Bu nedenle, daha iyi performans elde etmek ve sorunları minimum seviyeye indirmek için cihaz kullanılmasının gerekliliği ortadadır. Ayrıca, bazı özel durumlar dışında standart #13 tüplü cihazların, alternatiflerine göre daha iyi sonuçlar verdiğine dair istatistiksel bulguların, tedavi süreçlerinde göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

5. TARTIŞMA

Kochkin bildirmektedir ki son satış raporlarına göre, üretilen işitme cihazlarından satılanların %50'den fazlası kulak arkası (BTE) işitme cihazları olmaktadır. BTE'lere olan bu yeni ilginin nedeni ise cihazlardaki dönüşüm; küçük boyut, estetik görünüm ve daha fazla işlevselliği içermektedir. Özellikle alçak frekansları iyi olan ve hafif orta derecedeki işitme kayıplarında üreticiler oklüzyon etkisini azaltan ve daha kozmetik görünüme sahip ince hortumlu işitme cihazlarını tercih etmektedirler.

Francis Kuk'a göre bugünün BTE'leri iki temel uygulama olarak ayrılmaktadır (81): Bir tanesi kullanılan kulak tüpünün iç çapı, diğeri ise dış kulak yoluna yerleştirilen aparatın açık veya kalıp uygulaması sonucu yerleşim uygulamasıdır. Bu uygulamalar altı uygulama olarak sınıflandırılmıştır.:

1. Standart oklüzyonlu kulak kalıbı uygulaması
2. Standart açık uygulama
3. İnce tüp olarak oklüzyonlu kalıp uygulaması
4. İnce tüp kullanılarak open uygulama
5. İnce-kablo (hoparlör kulak içinde) kalıplı uygulama
6. İnce-kablo (hoparlör kulak içinde) açık uygulama

şeklinde yapılan çalışmalar her 1mm'lik ventin alçak frekanslarda ortalama 5dB'lik bir düşüş sağladığını ifade etmektedir (82). Alçak frekanslar da kazanca ihtiyaç duymadığımız bir durumda oklüzyon etkisini ortadan kaldırmak için en az 5 mm'lik bir ventilasyon ihtiyacımız vardır. Bununda alçak frekanslarda 20 dB'lik bir azalmaya yol açtığı bildirilmektedir (82). Ancak mevcut kalıp uygulamaları ile bu 5 mm'lik bir ventilasyon açmak için ideal bir kulak kanalı bulmak gerçekten çok güçtür. Üreticilerin yaptıkları çalışmalarla üretmiş oldukları ince hortumlar ve bunların ucuna takılan open uçların bu beklentiyi karşıladığını söyleyebiliriz (83).

Hortumların incilmesi, standart hortumda 1000 Hz'de oluşan rezonansı 800 Hz kadar indirmesi, bununda 1000 Hz'de 5-10 dB'lik bir kazanç eksilmesine

sebepe olduğu çalışmalarla belirtilmektedir (84). Bizim yapmış olduğumuz çalışmada bu görüşü destekler niteliktedir. İnce tpde elde ettiğimiz serbest alan eşikleri, yüksek frekans eşikleri standart #13 tüpe göre (HL) seviyesinde daha düşük çıkmıştır.

Kullanımı son derece popüler olan ve hoparlörün cihazın içinde olduğu (RITA) ile hoparlörün kulak içinde yerleşik olan (RITE) türü işitme cihazları son dönemlerde estetik yapısından dolayı işitme cihazı kullanıcıları tarafından çok fazla tercih edilmektedir. İşitme cihazı işlemcisi tarafından işlenerek iletilen sinyalin, dış kulak yolundan iletilmesini sağlayan bağlantı araçlarını genel olarak ikiye ayırabiliriz:

1. Her bireyin kulak yapısına özgü olarak üretilen kulak kalıpları
2. Üreticiler tarafından farklı tiplerde ve boylarda üretilen genel olarak *dome* adı verilen kalıplardır.

Özellikle alçak frekanslarında hafif derecede işitme kaybına sahip olan hastalarda:

- Oklüzyonun ortadan kalkması
- Otofoniyi azaltması
- Ses kalitesindeki artış
- Sesin lokalizasyonundaki etkinlik açık kanal türündeki cihazların seçilmesinde baş etkenler olarak gösterilmektedir. Üretici ve kullanıcı anketleri bu sonuçları kanıtlar niteliktedir (85,86).

Bununla beraber unutulmamalıdır ki laboratuvar çalışmaları gerçek yaşam koşulları ile her zaman uyumlu olmamaktadır. Bu noktadan hareketle çalışmamızda kulak arkası işitme cihazlarında kullanılan standart #13 tüp ile ince tp kullanımında ortaya çıkan akustik farklılığı sorguladık. Benzer çalışmalarla kendi çalışmalarımızı karşılaştırdık (83, 84, 85, 86, 87, 88).

Amerika Birleşik Devletlerindeki Amplifon firmasının desteklediği iki ayrı çalışma mevcuttur. Bu çalışmalar cihaz kullanan kişilerin yorumlarına dayanan subjektif çalışmalardır. Çalışma A, deneyimli işitme cihazı kullanan kişilerden oluşmaktadır. Çalışma A'da birinci gruba oklüzyonlu kalıp uygulaması yapılmış,

ikinci gruba açık kalıplı işitme cihazı verilmiştir. İki grubun cihaz teknolojileri birbiri ile eşleşmesinde son derece benzer özellikler göstermektedir. Çalışma B ise, ilk defa işitme cihazı kullanımları alınmış benzer gruplama yapılmıştır.

Bütün katılımcılar gerekli tüm odyolojik test bataryalarından geçirilerek, *fitting* öncesi gerekliliklerini içeren müşteri yada hasta odaklı iyileşme (Client Oriented scale of Improvement –COSİ) anketini doldurmuştur. Bütün işitme cihazları *fitting* edildi ve NAL-R hedefleri kullanılarak ayarlandı. *Probe* mikrofon ölçümleri doğrulama için kullanıldı. Anketler *fitting*'den 1 ve 3 aylarındaki memnuniyet durumu değerlendirildi.

Genel olarak A çalışmasında birinci grup yeni cihaza adapte olmakta zorlandılar. İkinci grup cihaz kullanıcıları 5 yıldan beri alışık oldukları durumdan dolayı yeni cihazlarına kolay adapte oldular.

Genel olarak bakıldığında A çalışmasında açık kanal kullanan grup daha memnun olduğunu ifade etmiştir. Çalışma B'de ise ilk defa cihaz kullananlar özellikle aktif hayatı olan kişilerde açık kalıp uygulaması memnuniyet vericiydi. Yapılan APHAB ve IOI-HA envanterlerine göre kendi ses kalitesi, ses lokalizasyonu, telefon ile konuşma ve görünüm öne çıkan memnuniyet sebepleridir (87).

Cihazların oklüzyon etkisini değerlendirecek olursak: İşitme cihazı kullananlarda en fazla duyulan şikayetlerden biride doğal olmayan ses kalitesidir. Özellikle kendi seslerini duyarken, yutkunurken ve çiğnerken oluşan sesteki şikayet ederler. Diğer bir şikayet alçak frekansları normal veya normale yakın olan kişilerde ses kalitelerinin sığ, donuk veya patlak olarak gelmesidir. Cihazlıyken kafalarında bir baret varmış yada hamamda konuşuyormuş gibi hissederler. Bu tür şikayetler uygun ayarlanmamış, işitme cihazlarından kaynaklanacağı gibi işitme cihazı yada kulak kalıbının oklüzyon etkisinden de kaynaklanabilir. Bunun nedeni, lokalizasyon sırasında kemik vibrasyonun mandibulanın titreşmesi ve kulak kanalındaki yumuşak dokunun titreşmesidir. Kanalın kartilaj duvarının titremesi bunu sese çevirerek kanala ulaşması bu duruma sebep olur. Kulak kanalı tıkandığı zaman enerjinin bir kısmı burada

hapsolur. Bu da timpanik membranı ve hemen arkasından kokleayı iletilen sesin basınç seviyesinin artmasına sebep olur. Özellikle bazı ünlüler için kulak kanalını tıkamak basınçta daha fazla bir kuvvetlenmeye sebep olur (88). Bu enerji öncelikle alçak frekanslar (250 ve 500 Hz) da belirgindir. Oklüzyon etkisi bireyden bireye değişir. Ortalama değer 12 ve 16 dB arasında olduğu bildirilmekle birlikte bazı vakalarda bu değer 25- 30 dB'e kadar çıkabilir (89,90).

Oklüzyon etkisinden kaynaklanan hasta memnuniyetsizliği işitme cihazını reddetmeye veya kullanırken çok tutarlı davranmamaya itebilir. Dillon tarafından yapılan bir çalışma sonuçlarına göre hastaların %27'si kendi ses kaliteleri ile ilgili problemler bildirilmiştir. Kochkin'in çalışmada Marke Trak VII "Hearing Loss Population Tops 31 Million People" araştırmasına göre, işitme cihazı kullanıcılarının %70'inin memnun olduğunu %11'nin mutsuz olduğunu %19'nun kararsız kaldığını göstermiştir (91).

Mackenzie normal işitme eşiklerine sahip 20 kişi üzerinde oklüzyon etkisini araştıran bir çalışma yapmıştır. Bu çalışmada ince tüplü işitme cihazı ve açık *dome*'ler kullanılarak sol kulağa cihaz uygulanmıştır. Katılımcılara 80 dB SPL şiddetinde kapalı "e" sesini sürekli üretmeleri istenmiştir. Katılımcılar "e" sesini 3 saniye kadar ürettiklerinde hava kanalındaki ses basıncı Audioscan RM 500 CP *probe* mikrofona kaydedilmiştir. Oklüzyonun olmadığı şartlar altında ve 3 farklı cihazda açık *dome* sistemi kullanıldığında 250 Hz ile 800 Hz'deki ses basınç seviyeleri minimal ayırım göstermiştir. Bu çalışmada özellikle oklüzyon etkisi görülmemiştir. Sonuçlar açık kanal sistemini anlatan diğer çalışmalarla uyumlu haldedir. Oklüzyon etkisi var demek için 250, 500 ve 750 Hz ortalama değer 2,1 dB aşması gerekmektedir (92).

Klinisyenler işitme cihazlarında oklüzyon etkisini azaltmak için farklı yollar izler. Kulak kalıbı üzerinde yapılacak modifikasyonlar; geniş çap ventilasyonu, açık uygulamalar, crosklar vb uygulamalar bunlar arasında sayılabilir.

Kuk F. Bir çalışmada oklüzyonlu kulak kalıbı için oklüzyon etkisi yaklaşık 20 dB olarak ölçülmüştür. Her 1 mm'lik vent, yaklaşık oklüzyon etkisini

5 dB'lik bir azaltma yapmaktadır. Buradan hareketle oklüzyon etkisini tamamen ortadan kaldırmak için ortalama vent çapı 5 mm'den daha büyük olmalıdır, denebilir. Fakat böylesi bir ventilasyon çapı standart kulak kalıpları için mümkün değildir (81). Kuk ve Keenan vent çaplarını araştıran çalışmasında 3 farklı zorluktan bahsetmektedirler (82).

1. Düşük frekans çıktısı (output) kaybı: Ventilasyon çapındaki artış işitme cihazı çıkışında 1000 Hz altındaki frekanslarda önemli derecede kazanç azalmasına neden olur. Örneğin, 250 Hz de 3 mm'lik bir ventilasyon çapınının 20 dB'lik bir azalmaya olanak verirken, açık kanallı bir uygulamada çıktı azalması 1000 Hz'de yaklaşık 10 dB olarak görülmüştür. Ayrıca, 2000 Hz'den sonra ses çıkışında herhangi bir azalma görülmemektedir. Elde edilen bu veriler ışığında özellikle düşük ve orta frekanslarda kazanç ihtiyacı olanlar açık *fitting*'le yeterli bir kazanç elde edemezler. Standart bir kulak kalıbına 3 mm'lik bir ventilasyon çok daha uygun olabilir.

2. Maksimum muhtemel kazancın azalması: Akustik geri besleme söz konusu olduğunda 3 mm'lik ventli oklüzyonlu kulak kalıbında 3000 Hz'de maksimum kazanç yaklaşık 40 dB'den 30 dB'le kadar düşmüştür. Aynı şartlarda açık uygulamada maksimum kazanç 40 dB'den 25 dB'e düşmektedir. Sorunun neden olarak artmış akustik sızmaların ortaya çıkardığı feedback potansiyeli gösterilebilir.

3. Doğrudan gelen seslerde katkıda artış: Çevreden gelen sesler kulak kanalına ventilasyon yoluyla ulaşır. Açık uygulamalarda sesler kulak kanalını etkilenmeden herhangi bir rezonans efekti olmadan gelir. Örneğin 2700 Hz'deki kulak rezonansı korunabilir. Bir diğer seste işitme cihazından işlenerek gelir. İşlenerek gelen sesler vent yoluyla doğrudan gelen seslerden en az 20 dB daha fazla ise, kulak zarındaki SPL'nin işlenen sesteki kaynağından kaynaklandığı belirtilir. Bu durum düşük şiddetteki ses kazancını yükseltir. Eğer ki, işlenerek gelen seslerin kendisi doğal seslerin büyüklüğüne çok yakın ise kulak zarında sonuçlanan SPL hem devam eden seslerin hemde işlenen seslerin bir kombinasyonu olacaktır. Bu da bizi REAR'da beklenmeyen dipler veya tepelere götürecektir. Bu durumda ses kalitesi etkilenebilir. Son olarak da doğrudan gelen seslerin büyüklüğü işlenen

seslerden çok daha fazla ise işitme cihazı tarafından işlenen sesler doğrudan gelen sesler tarafından maskelenecektir. Bu tip durumlarda direksiyonel mikrofon ve gürültü azaltma gibi işitme cihazında bulunan algoritmaların işe yaramayacağı söylenebilir.

Açık kanal fittingleri muhtemel kazancı sınırlamakta ve sinyal işleme algoritmalarının etkisini azaltmaktadır. Bu yüzden hafif-orta dereceden daha fazla işitme kaybı olan kişiler için açık uygulama uygun olmayacaktır (83).

İnce tüpün standart tüpe karşı diğer bir avantajı ise estetik olarak hastanın kabul etme potansiyelini daha da artırmasıdır. İnce tüpteki ilerlemelere rağmen halen bütün işitme kayıplarına hitap etmemektedir. Orta ve ileri derecede işitme kaybı için ince tüp yüksek frekans kazancı sınırlıdır.

Bu sorunu çözmek için ince tüplü cihazlar da oklüzyonlu kulak kalıbı yöntemini tercih etmiştir. BTE türü işitme cihazının ince tüplü açık kanal *fitting*'inde 500 Hz'de 20-30 dB HL'den daha az kaybı olanlarla, 1000 Hz'de 60 dB HL'den daha az kaybı olanlara önerilebilir. Genel olarak tüm frekanslarda 60-70 dB HL'den daha ileri kayıplara verilmemelidir. Standartındaki #13 hortumda ise tüm frekanslarda ise 70-80 dB HL'dir. Tüpleme daraldıkça bant aralığı yani frekans aralığı daralmaktadır. Dolayısıyla ince tüplerin bant aralığı standart #13 tüplere göre sınırlıdır (93).

İşitme cihazı firmalarının resmî olmayan verilerine göre, BTE olarak satılan cihazların oranı %45 iken, bunun %70'i mini BTE olarak satıldığı bildirilmektedir. Bu tür modellerde kulağın içine yerleşim yaparken üreticilerin sunduğu *dome*'lerini yoksa kulak kalıbı mı tercih edilmelidir?

Kulak kalıbı kullanımı ile ortaya çıkan kazanç etkisini araştıran Paul U. Teie, 20 katılımcıya açık, kapalı *dome*'ler uygulamıştır. Aynı katılımcılara özel kulak kalıpları kullanarak açık ve kapalı uygulamalar arasındaki etkinlikleri değerlendirmiştir. Yaptığı çalışmada RITA tipi işitme cihazlarını işitme eşikleri düz 45 dB kabul ederek, NAL-NL1 yazılım metoduna göre test etmiştir. Kullanılan kulak uçları açık, kapalı ve çift kubbeli ile özel kulak kalıbını ince tüp

bağlayarak değerlendirmiştir. Açık *dome*'lerin, beklenen şekilde düşük frekansta, hortum önemli olmaksızın, kalıplı uygulamadan daha düşük şekilde kazanç sağladığını belirtmiştir. Bunun sebebi olarak da kullanılan standart *dome*'lerin kulağı yeteri kadar tıkamadığı durumuna bağlamıştır (92).

İnce tüp uygulamasında özellikle 1500 Hz cevabında ise belirgin bir çentik görülmüştür. Çift kubbeli uçların uygulamasında alçak frekanslardaki artış ince tüpe takılan kanal kalıp uygulamasındaki kadar başarılı olmamıştır. Yüksek frekans cevabı yukarıdaki seçeneklerden etkilenmemektedir. Kanal kalıplarda ise alçak frekanslarda önemli bir artış sağlandığı 1500 Hz'deki çentiğin azaldığı görülmüştür. Standart #13 tüpün kullanıldığı uygulamada ise ince tüpe göre 1500 Hz'deki çentik 20 dB'den daha fazla bir artış sağlanarak düzelmiştir. Bu çalışmada ince tüpün standart #13 tüpe göre etkisi değişiklik göstermektedir. Bu çalışmadan hareketle tüp çapının düşük ve yüksek frekans cevabını değiştirdiği söylenebilir (92).

Yukarıdaki uygulamalarda en az etkilenme yüksek frekanslarda olmuştur. Kulak kalıbı yapılarak ayarlanan ince tüplü cihazda özel kulak *dome*'lerine göre daha iyi sonuç vermiştir. Hem ince hemde standart #13 numaralı tüplerde kalıp kullanılması diğerlerine göre farkı düşük frekanslardaki hedeflere yaklaşmadaki en iyi sonucu vermiştir. Bu yüzden ince tüplerde kalıp kullanılması tavsiye edilmektedir (92).

Benzer bir sonuç Matthias Blau yaptığı çalışmayla uyumludur. Eğer düşük frekanslı cihazlarda ince tube kullanılacak ise kalıp üretilmesi önemlidir. Bu çalışmada üç adet işleme cihazını farklı tüp ve dome yada kalıplarla 20 katılımcıya uygulamışlardır. Bireysel kalıp uygulamalarının üreticiler tarafından sunulan dome'lere göre REUG da yüksek frekanslarda çok fazla bir çeşitlilik göstermediği, alçak frekanslar için ise kullanılan uçlara göre alçak frekanslarda daha fazla çeşitlilik gösterdiği görülmüştür. Bireysel kalıplarla karşılaştırdığında açık uygulamaların çift kubbeli uçlara göre ise 15 dB ile 25 dB fark yarattığı görüldü. 1000 Hz altındaki frekanslarda ise kazanç miktarlarında açık *dome* ile kapalı veya çift kubbeli *dome*'ler önemli bir farklılık göstermesidir. Sirküler

dome'lerin en iyi seçim olmadığı ortadadır. Kulak kanalının anatomik yapısı *dome*'lerin kullanılmasında anlamlı farklılıklar oluşturabilir (93).

Alworth L.N. 25 katılımcı ile yaptığı çalışmada kulak arkası işitme cihazlarından hoparlörü kulağın içine yerleşen (RITE) ve hoparlörü cihazın içinde bulunanlar (RITA) arasındaki farklılıkları karşılaştırmıştır (94).

Oklüzyon etkisinin sonuçları istatistiksel olarak anlamlı olmadığını söylemektedir. Burada RITE cihazların frekans aralığı üstünlüğünü vurgulamaktadır. Buda RITE türü işitme cihazlarının 4000 ve 6000 Hz'de *probe tübe* ölçümlerinde daha fazla kazanç elde etmesi olmaktadır. Aynı çalışmada RITE ve RITA arasında sessizlik ve gürültüde yapılan odyolojik değerlendirmelerde fark olmadığı belirtilmiştir (94).

İki tür cihaz arasında oklüzyon farkı görülmemesine rağmen 4000 Hz ve sonrasında sağlanan artışlar RITA işitme cihazı uygulamasına göre RITE türü cihazlarda daha fazla olumlu yarar sağlamaktadır (95).

6. SONUÇLAR

Yapılan analizde, standart #13 tüplü cihaz, ince tüplü cihaza göre 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz ölçümlerinde daha iyi performans göstermiştir. İnce tüplü cihazın daha iyi sonuç verdiği tek frekans seviyesi 500 Hz'dir. Diğer frekanslarda (125 Hz, 250 Hz ve 1000 Hz) iki farklı tüp çeşidi arasında istatistiki olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Bu analizle ortaya çıkan net sonuç şöyle yorumlanabilir: İnce tüplü uygulamada işitme cihazı performansı alçak frekanslarda standart #13 tüpe göre artış sağlarken, frekans arttıkça standart tüplü uygulamanın, ince tüplü uygulamaya göre daha iyi sonuçlar verdiği görülmektedir.

Konuşma testlerine ilişkin analiz sonuçlarına bakıldığında, hastaların hem normal ortamda, hem de gürültülü ortamda konuşmaları ayırt etme yüzdeleri karşılaştırılmıştır. Analiz sonuçları, gürültüde ayırt etme skorları standart #13 tüplü cihazın ince tüplü uygulamaya göre istatistiki olarak, daha iyi performans sergilediğini göstermektedir. Sessiz ortamlarda konuşmayı ayırt etme yüzdelerine bakıldığında anlamlı bir farklılık oluşmamıştır. Konuşmayı anlama eşiği bakımından her iki uygulama arasında bir fark görülmemektedir. Tüpün genişliğine göre kelimeyi anlama eşikleri arasında sonuçların çok değişmediği söylenebilir.

Cihaz kullanılmadığı durumda ölçülen değerlerin, standart #13 tüplü cihazla yapılan ölçümlerle ve ince tüplü cihazla yapılan ölçümlerle ayrı ayrı karşılaştırılarak test edilmiştir. Bu sonuç, bekleneceği gibi, her iki tüp çeşidinde de cihazsız ölçümlerin, cihaz kullanılarak yapılan ölçümlere göre daha düşük performans gösterdiğini, istatistiki olarak kanıtlamaktadır.

Oklüzyonlu kulak kalıbı ile ince tüp kullanıldığında, ince tüp, standart #13 tüpe göre yüksek frekanslarda daha az kazanç sağlamıştır.

- Bu sonuç kulak kalıbı ince tüp ile kullanıldığında yüksek frekanslarda ki kazancın artırılması gerektiğini göstermektedir.

- İnce tp kullanırken ventilasyon seçeneğini daha geniş açmak alçak frekanslardaki kazancın azaltılmasında bir seçenek olarak ortaya çıkmaktadır.
- Standart #13 tp uygulaması ince tüplü uygulamaya göre yüksek frekanslarda daha iyi sonuç verdiği tespit edilmiştir.
- Gürültü içinde ayırt etme skorlarındaki düşüş, ses tüpünün incelmesiyle arttığını çalışmanın sonucu olarak söyleyebiliriz.

Yapılan çalışmanın subjektif bir çalışma olduğu gerçeğiyle, daha fazla objektif alışmalar yapılarak hasta memnuniyetini değerlendiren veriler her iki tp uygulamasının sonuçlarını karşılaştırmada araştırmaya değer görülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Lunner, Thomas. "Cognitive function in relation to hearing aid use." *International Journal of Audiology* 42: 49-S58,2003
2. Killion, Mead C. "Earmold options for wideband hearing aids." *Journal of Speech and Hearing Disorders* 46.1: 10-20,1981
3. Dillon H. Hearing aid earmolds, earshells and coupling systems. *Hearing Aids*, Thieme; 137-143,2001
4. Fabry, David A. "Facts vs myths: the "skinny" on slim-tube open fittings." *Hearing Review* 13.5 (2006): 20.
5. Mueller, H. Gustav, and Todd A. Ricketts. "Open-canal fittings: Ten take-home tips." *The Hearing Journal* 59.11:24–26, 2006
6. Gnewikow, David, and Meredith Moss. "Hearing aid outcomes with open and closed canal fittings." *The Hearing Journal* 59.11: 66-68.2006
7. Otto, Walter C. "Evaluation of an open-canal hearing aid by experienced users." *The Hearing Journal* 58.8: 26–30.2005
8. Bongiovanni R. Principles of postfitting rehabilitation. In Sandlin RE (ed) *Textbook of hearing aid amplification*, San Diego California: Singular Publishing Group Chapter 14: 439-456, 2000
9. Bagatto, Marlene, et al. "Case study outcomes of hearing impaired listeners using nonlinear frequency compression technology." *Audiology (Online)* (2008).
10. Larsby, Birgitta, and Stig Arlinger. "Auditory temporal and spectral resolution in normal and impaired hearing." *Journal-American Academy of Audiology* 10: 198-210, 1999

11. Belgin E. Sahlı Sanem A., Saf ses odyometri, Temel Odyoloji Güneş Tıp; 73-75,2014
12. Katz J. Medwetsky L. Burkard R.Hood L.:İntroduction basic tests and procedures: Handbook of clinical audiology.thePoint:10, 2009
13. Katz J. Robert S. Schlauch, Nelson P.: Puretone evaluation handbook of clinical of audiology. thePoint: 39,2009
14. <http://www.asha.org/public/hearing/Degree-of-Hearing-Loss/>
15. Belgin E. Sahlı Sanem A., Konuşma odyometrisi, Temel Odyoloji, Güneş Tıp: 77-82,2014
16. Gelfand, Stanley A. "Optimizing the reliability of speech recognition scores. "Journal of Speech, Language, and Hearing Research 41.5, 1088-1102. 1998
17. Caswell, Karin Leola. "Test-Retest Reliability of Speech Recognition Threshold Material in Individuals with a Wide Range of Hearing Abilities." 2013
18. Bentler A. Ruth,H.Gustav Mueller,Hearing aid technology, Katz J.Clinical Audiology 6.edition thePoint; Chapter: 35: 776-793, 2009
19. Cord, Mary T., et al. "Performance of directional microphone hearing aids in everyday life." Journal of the American Academy of Audiology 13.6: 295-307. 2002
20. Arthur Schuab: Dijital Hearing Aids: Thieme; 3-13,2008
21. Levitt, Harry. "A historical perspective on digital hearing aids: how digital technology has changed modern hearing aids." Trends in amplification 11.1: 7,24 2007

22. Levitt, H. "Digital hearing aids: a tutorial review." *J Rehab Res Dev*: 24.4: 7-20, 1987
23. Tjellström, Anders, B. O. Håkansson, and Gösta Granström. "Bone-anchored hearing aids: current status in adults and children." *Otolaryngologic Clinics of North America* 34.2 (2001): 337-364.
24. Cohen-Mansfield, Jiska, and Donna Lind Infeld. "Hearing aids for nursing home residents: current policy and future needs." *Health policy* 79.1 (2006): 49-56.
25. Kuk, Francis, and Lars Baekgaard. "Hearing aid selection and BTEs: Choosing among various" Open-ear and receiver-in-canal"Options." *Hearing Review* 15.3 22, 2008
26. Kates, James M. *Digital hearing aids*. Plural publishing,.17-49, 2008
27. Loss, Percent Hearing. "Hearing Loss." *Total Not Pass* 100.
28. Robert E.Sandlin, Chester Z.Pirzanski: *Textbook of hearing aid amplification – 4. Chapter earmold acoustics and technology*: 137-170,2000
29. Byrne, Denis, Dillon H. "The National Acoustic Laboratories'(NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid." *Ear and hearing* 7.4 257-265. 1986
30. Harvey Dillon: *Hearing Aids Chapter V Hearing aid earmolds, earshell and coupling systems*: Sydney Boomerang Press; 117-158, 2001
31. Pirzanski CZ, *Earmold acoustics and technology in textbook of hearing aid amplification*, In Sandlin RE (ed)San Diego California: Singular Publishing Group Chapter IV. 6. basım 137-169, 2000
32. Walker G: *Earmold termination and the response of BTE hearing aids*. *British Journal of Audiology*, 41-46, 1979

33. Dillon H. Hearing aid earmolds, earshells and coupling systems. *Hearing Aids*, Thieme 137, 2001
34. https://www.phonakpro.com/content/dam/phonak/gc_us/Documents/Product/Quest/NaidaQ/028-0960-03_Power_%20SlimTube_Information.pdf
35. <http://www.oticon.com/~asset/cache.ashx?id=26605&type=14&format=web>
36. Pichora-Fuller, M. Kathleen, and Gurjit Singh. "Effects of age on auditory and cognitive processing: implications for hearing aid fitting and audiologic rehabilitation." *Trends in Amplification* 10.1 29-59, 2006
37. Popelka MM, Cruickshanks KJ, Wiley TL, et al. Low prevalence of hearing aid use among older adults with hearing loss: the epidemiology of hearing loss study. *Journal of the American Geriatrics Society*. 46(9), 1075-1078, 1998
38. Frank R. Lin, Jeffrey Metter, Richard J. O'Brien, et al. Hearing Loss and Incident Dementia. *Archives of Neurology*, 68(2);214-220, 2011
39. Abdulvahap Akyiğit, Burak Subaşı, Öner Sakallıoğlu, Cahit Polat ve arkadaşları: Alzheimer Demans Tanılı Hastalarda İşitme Düzeyi: *Turkish Journal of Geriatrics* 17 (3) 285-289, 2014
40. Bagatto M., Scollie, Current to the fitting of amplification to infants and young children. *Comprehensive Handbook of Pediatric Audiology Section VI-Hearing Technologies* 527-553, by Plural Publishing inc. 2011
41. Ives DGBonino PTraven, ND Kuller: Characteristics and comorbidities of rural older adults with hearing impairment. *J. Am. Geriatr. Soc.* 43 (7) 803-806, 1995
42. Alexander, Genevieve C., and Ginger Gray. "Personality and the subjective assessment of hearing aids." *Journal of the American Academy of Audiology*, 10.1: 1-13. 1999

43. M. Kathleen Pichora-Fuller, PhD, and Gurjit Singh: Effects of Age on Auditory and Cognitive Processing: Implications for Hearing Aid Fitting and Audiologic Rehabilitation. *Audiology& Speech Language Pathology* 6-24, 2014
44. Kim, Harold H., and David M. Barrs. "Hearing aids: a review of what's new." *Otolaryngology-Head and neck surgery* 134.6;1043-1050. 2006
45. Gündüz B. "Kemiğe implante edilebilir işitme cihazları" Belgin E. *Temel odyoloji, Güneş Tıp evi*; 493-503; 2015
46. Moore BCJ. Perceptual consequences of cochlear hearing loss and the implications for the desing of hearing aids. *Ear Hear* 17;133-161;1996
47. Derleth RP, Dau T. Kollmeier B. Modelling temporal and compressive properties of the normal and imparied auditory system. *Hear Res.* 159;132-149; Semp. 2001
48. Staab WJ. Hearing Aid Selection In Sandlin RE (ed) *Hearing Aid Amplification, Technical and Clinical Considerations*, Second Edition. San Diego California: Singular Publishing Group, 55-136.2000
49. Şenkal Akın Ö. Derecesine ve lokalizasyonuna göre işitme kayıpları, Belgin E. (Ed.) *Temel Odyoloji Güneş yayınevi* 22;301-322, 2015
50. Clark, John G. "Uses and abuses of hearing loss classification." *Asha* 23.7 493-500. 1981
51. Harvey Dillon, Alison Jamest, Jenny Ginis Client Oriented Scale of Improvement (COSI) and Its Relationship to Several Other Measures of Benefit and Satisfaction Provided by Hearing Aids *J Am Acad Audiol* 8: 27-43,1997
52. Ratnayake, S., V. Jayarajan, and J. Bartlett. "Could an underlying hearing loss be a significant factor in the handicap caused by tinnitus?." *Noise and Health* 11.44: 156; 2009

53. Kaltenbach, James A., Jinsheng Zhang, and Paul Finlayson. "Tinnitus as a plastic phenomenon and its possible neural underpinnings in the dorsal cochlear nucleus." *Hearing research* 206.1: 200-226; 2005
54. Hébert, Sylvie, and Sonia J. Lupien. "The sound of stress: blunted cortisol reactivity to psychosocial stress in tinnitus sufferers." *Neuroscience Letters* 411.2: 138-142; 2007
55. Goner E., İşitme kayıplı tinnitus hastalarında işitme cihazı kullanımının tinnitus psikoakustik özellikleri ve tinnitus algısı üzerine etkileri. Doktora uzmanlık tezi, Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi, KBB Anabilim Dalı, Ankara, 2013.
56. Himsa.com, Noah 4 Version, Denmark 2014
57. Denis Byrne, H.Dillon, Terasa Ching, R.Katsch, G.Keidser: NAL-NL1 Procedure for Fitting Nonlinear Hearing Aids: Characteristics and Comparisons with other Procedures. *J. Am Acad Audiol*, 12: 37-51, 2001
58. H.Dillon, G.Keidser, Teresa Y.C Ching, Matt R. Flax, Scott Brewer: The NAL-NL2 Prescription Procedure. *Audiology Research* Volume;e24, 2011
59. Richard Seewald, Sheila Moodie, Susan Scollie, and Marlene Bagatto, The DSL Method for Pediatric Hearing Instrument Fitting: Historical Perspective and Current Issues, volume 9 -4, 2005
60. Valente M, Potts G. Earhooks, Tubing and Earmolds. *Hearing Aids Standarts, Options and Limitations: April* 214-273, 2002
61. McCandless ga, Lyregaard PE. prescription of gain / output for hearing aids. *Hear instrum*, 34: 16-21, 1983
62. Şerbetçioğlu B. Kırkım G. İşitme cihazları. Onur Çelik. *Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi Turgut Yayıncılık*, 1127-1167 2002

63. Harvey Dillon: Hearing Aids Chapter V Hearing aid Earmolds, Earshell And Coupling Systems: Sydney Boomerang Press; 117-158, 2001
64. Mead C. Killion: Earmold Acoustic: Seminars in hearing Volume 24 Number 4 299-311, 2003
65. Kiessling J. Brenner Barbara; Thunberg Jespersen, Charlotte, Groth, Jennifer; Jensen Ole Dyrlund: Occlusion effect of earmolds with different venting systems. Journal of the American Academy of Audiology, Volume 16, Number 4, 237-249(13), April 2005
66. Kochkin S. MarkeTrak VIII: Customer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. Hear Jour.;63(1):11-19.2010
67. MarkeTrak VIII: The Impact of the Hearing healthcare professional on hearing aid user success. Hearing Review: 12-24, April 2010
68. Christensen L, Groth J. Top ten clinician mistakes in geriatric hearing aid fitting. Seminar presented at: American Academy of Audiology; Dallas, April 2008;
69. Beck DL. Do real-ear measurements make a real difference to patient outcomes?: <http://www.audiology.org/news/interviews/Pages/20090119a.aspx>. Accessed March 9, 2010.
70. Mueller, H. Terminology and procedures. In Mueller, Hawkins, Northern: Probe microphone measurements: Hearing aid selection and assessment. San Diego, CA: Singular Publishing Group Inc. 41-66, 1992
71. Aarts N, Cafee C. Manufacturer predicted and measured REAR values in adult hearing aid fitting: accuracy and clinical usefulness. Int.J.Audiol 44:293-301, 2005
72. Aazh H, Moore BC. The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids. J Am Acad Audiol.;18:653-664., 2007

73. Ickes, M., Hawkins, D., Cooper, W.: Effect of reference microphone location and loudspeaker azimuth on probe tube microphone measurements. *Journal of the American Academy of Audiology* 2: 156-163.1999
74. Tecca, J. Use of Real-Ear Measurements to verify hearing aid fittings. In Valente: Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings. Thieme Medical Publishers Inc., New York. 88-107. 1994
75. Mueller, H. Gustav, David B. Hawkins, and Jerry L. Northern. Probe microphone measurements: Hearing aid selection and assessment. Singular, 1992.
76. Pumford, John, and Sheila Sinclair. "Real-ear measurement: Basic terminology and procedures." *Audiology Online*, 2001
77. Dirks, D., Kincaid, G.: Basic acoustic considerations of ear canal probe measurements. *Ear and Hearing*, 8,; 60-67, 1987
78. Hawkins, D., Mueller, H.: Procedural considerations in probe-microphone measurements. In Mueller, Hawkins, Northern (eds.): *Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment*. San Diego, CA: Singular Publishing Group Inc: 67-90, 1992
79. American National Standards Institute. *Methods of measurement of real-ear performance characteristics of hearing aids*. New York: American National Standards Institute Inc.; ANSI S3.46-1997
80. Aazh, Hashir, and Brian CJ Moore. "The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids." *Journal of the American Academy of Audiology*: 18.8 653-664., 2007
81. Kuk, Francis, and Lars Baekgaard. "Hearing aid selection and BTEs: Choosing among various" Open-ear and receiver-in-canal"Options." *Hearing Review* 15.3 22, 2008 25

82. Kuk, Francis, and Denise Keenan. "Fitting tips: How do vents affect hearing aid performance." *Hear Rev*, 13.2 34-42, 2006
83. Otto, Walter C. "Evaluation of an open-canal hearing aid by experienced users." *The Hearing Journal* 58.8 26-30, 2005
84. Kochkin, Sergei. Kuk, Francis, Denise Keenan, and Chi-chuen Lau. "Vent configurations on subjective and objective occlusion effect." *Journal of the American Academy of Audiology*: 16.9 747-762.2005
85. MarkeTrak V:" Why my hearing aids are in the drawer": The consumers' perspective." *The Hearing Journal*: 53.2 34-36, 2000
86. Taylor, Brian. "Real-world satisfaction and benefit with open-canal fittings." *The Hearing Journal*: 59.11 74-76, 2006
87. Killion, Mead C., Laura Ann Wilber, and Gail I. Gudmundsen. "Zwislocki was right." *Hearing Instruments*: 39.1 14-18, 1988
88. Mueller, H. Gustav. "There's less talking in barrels, but the occlusion effect is still with us." *The Hearing Journal*: 56.8 10-12, 2003
89. MacKenzie, Douglas J. "Open-canal fittings and the hearing aid occlusion effect." *The Hearing Journal*: 59.11 50-52, 2006
90. Kochkin, Sergei. "MarkeTrak VII: Hearing loss population tops 31 million people." *Hearing review*: 12.7, 16-29.2005
91. Kochkin, Sergei. "MarkeTrak VII: Customer satisfaction with hearing instruments in the digital age." *The Hearing Journal*:58.9 30-32, 2005
92. Teie, P. "Ear-coupler acoustics in receiver-in-the-aid fittings." *Hearing Review*, 2009
93. Blaua, Matthias, et al. "Acoustics of open fittings." 2008

94. Alworth, Lynzee N., et al. "The effects of receiver placement on probe microphone, performance, and subjective measures with open canal hearing instruments." *Journal of the American Academy of Audiology*: 21.4 249-266, 2010
95. Hoen, Michael, and David Fabry. "Hearing aids with external receivers: Can they offer power and cosmetics?." *The Hearing Journal*: 60.1 28-34,2007

EKLER

Ek- 1: Proje Onayı



1993

Başkent Üniversitesi

**Tıp ve Sağlık Bilimleri
Araştırma Kurulu**


Dr. Hakan Özkardeş
Dr. A. Eftal Yücel
Dr. Feride İ. Şahin
Dr. Şule Bulut
Dr. Fuat Büyüklü
Dr. Emine Aksoydan
Dr. Tolga R. Aydos
Dr. Elif Durukan
Dr. Şebnem İlhan

Sayı: 94603339/18-050.01.08.01-171
Konu: Proje onayı

24/02/2015

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Odyoloji, Konuşma ve Ses Bozuklukları Yüksek Lisans Programı öğrencisi Murat Çeber tarafından yürütülecek olan KA15/23 nolu "Kulak arkası işitme cihazlarında kullanılan ince hortum ve ses hortumlarında kalıp uygulamasına bağlı akustik değişimin odyolojik etkisi" başlıklı araştırma projesi Kurulumuz ve Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 18/02/2015 tarih ve 15/28 sayılı kararı ile uygun görülmüştür. Projenin başlama tarihi ile çalışmanın sunulduğu kongre ve yayınlandığı dergi konusunda Kurulumuza bilgi verilmesini rica ederim.


Prof. Dr. Hakan ÖZKARDEŞ
Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma
Kurulu Başkanı

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

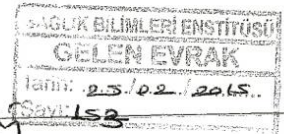
— Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu ve Etik Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no:...) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

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

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

Tel : 0312 212 90 65
Faks : 0312 221 37 59
arastirma@baskent.edu.tr

LT



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

Ek-2: Etik Kurul Onayı

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
- GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

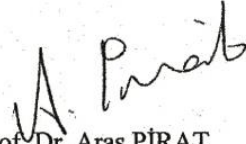
KARAR

KARAR TARİHİ	KARAR SAYISI	PROJE NO
18/02/2015	15/28	KA15/23

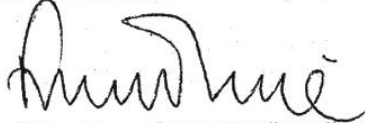
Sağlık Bilimleri Enstitüsü / Odyoloji, Konuşma ve Ses Bozuklukları Yüksek Lisans Programı öğrencisi Murat Çeber tarafından yürütülecek olan KA15/23 nolu ve "Kulak arkası işitme cihazlarında kullanılan ince hortum ve ses hortumlarında kalıp uygulamasına bağlı akustik değişimin odyolojik etkisi" başlıklı araştırma projesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelendi ve etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.



• Prof. Dr. Hakan ÖZKARDEŞ



• Prof. Dr. Araş PİRAT



• Prof. Dr. Füsün ÖNER EYÜBOĞLU

Katılmadı

• Prof. Dr. Hulusi B. ZEYNELOĞLU



• Prof. Dr. Neslihan ARHUN

—

• Doç. Dr. H. Seyra ERBEK



• Yrd. Doç. Dr. Rifat V. YILDIRIM