

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



İŞİTME KAYBI TÜRÜ VE İŞİTME KAYBI DERECESESİ
BELİRLENMESİNDE İKİ METOT KARŞILAŞTIRILMASI: YAPAY SİNİR
AĞLARI VE KOŞULLU YAPILARLA KODLANAN MOBİL UYGULAMA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ahmet Yasin DİŞÇİ

Odyoloji Anabilim Dalı
Odyoloji Programı

Eylül, 2021

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



İŞİTME KAYBI TÜRÜ VE İŞİTME KAYBI DERECEŚİ
BELİRLENMESİNDE İKİ METOT KARŞILAŞTIRILMASI: YAPAY SİNİR
AĞLARI VE KOŞULLU YAPILARLA KODLANAN MOBİL UYGULAMA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ahmet Yasin DİŞÇİ
(Y1916.070026)

Odyoloji Anabilim Dalı
Odyoloji Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. B. Özlem KONUKSEVEN

Eylül, 2021

ONAY FORMU



ONUR SÖZÜ

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum “İşitme Kaybı Türü ve İşitme Kaybı Derecesi Belirlenmesinde İki Metot Karşılaştırılması: Yapay Sinir Ağları ve Koşullu Yapılarla Kodlanan Mobil Uygulama” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Bibliyografya’da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim (09/09/2021).

Ahmet Yasin DİŞÇİ

ÖNSÖZ

Öğrenciliğim süresince bana her zaman en iyisini sunmaya çalışan, beni iteleyen güç olan, destekleyen, haklarını ödeyemeyeceğim annem, babam ve kardeşlerime sonsuz teşekkür ederim.

Yüksek lisans öğrenimim boyunca bilgi birikimi, tecrübesi ve yardımlarını esirgemeyen ayrıca akademisyen kişiliğinden, bilgi ve deneyimlerinden her zaman yararlandığım değerli danışman hocam Prof. Dr. Özlem KONUKSEVEN'e teşekkürlerimi sunarım. Tezimde mühendislik alanında yardımlarını esirgemeyen Dr. Adem ÖZYAVAŞ'a teşekkür ederim.

Çalışmam süresince yardımlarını esirgemeyen başta Bilal Emre ŞAHİN ve Yunus DUTAK olmak üzere Kanuni Sultan Süleyman EAH Odyoloji çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Eylül ,2021

Ahmet Yasin DİŞÇİ

İŞİTME KAYBI TÜRÜ VE İŞİTME KAYBI DERECESESİ BELİRLENMESİNDE İKİ METOT KARŞILAŞTIRILMASI: YAPAY SİNİR AĞLARI VE KOŞULLU YAPILARLA KODLANAN MOBİL UYGULAMA

ÖZET

İşitme kaybı türü ve derecesinin belirlenmesi kaybın tedavisi veya kullanılacak yardımcı işitme cihazlarının seçiminde önem arz etmektedir. Bu çalışmada işitme kaybı türleri ve derecelerinin, derin öğrenme yöntemleri ve koşullu yapılar kullanılarak yazılan kodlar tarafından oluşturulacak döngülerle ayırt edilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışma için odyoloji kliniğinde yapılan 1000 adet saf ses hava yolu ve saf ses kemik yolu işitme testinden veri seti hazırlanmıştır. Yapay sinir ağları algoritması için Python programının Spyder eklentisi kullanılmıştır. Veri setindeki testlerin 800 tanesi makineyi eğitmek için kullanılırken 200 tane test sonucu ise makine sonuçlarının doğruluğunu kontrol etmek için kullanılmıştır. Makineye öğretilen odyogram türleri yapay sinir ağları algoritmasıyla yorumlanarak işitme kaybı türleri ve derecelerinin her biriyle eşleştirilmektedir. Koşullu yapılar ile yazılan kodlar için Java programlama dilinde Eclipse IDE for Java Developers - 2021 - 03 programı kullanılmıştır. Veri setindeki her bir satırdaki işitme eşikleri koşullu yapılarla döngüye girerek işitme kaybı türü ve derecesi belirlenmektedir. Yapay sinir ağı modellenmesinde 800 odyogram ile öğretme işlemi gerçekleştirildikten sonra 200 odyogram ile sonuçların güvenilirliği test edilmiştir. İşitme kaybı türü belirlenirken %94,5, işitme kaybı derecesi belirlenirken %95 oranında doğruluk elde edilmiştir. Koşullu yapılar kullanılarak hazırlanan döngüde işitme kaybı türü belirlenirken % 96,4, işitme kaybı derecesi belirlenirken %100 doğruluk oranı elde edilmiştir. İşitme kaybı türü ve derecelerinin belirlenmesinde bilgisayar tabanlı programlardan faydalanılabileceği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: İşitme kaybı, Koşullu Yapılar, Makine Öğrenmesi, Yapay Zeka

COMPARISON OF TWO METHODS IN DETERMINING THE TYPE OF HEARING LOSS AND THE GRADE OF HEARING LOSS: MOBILE APPLICATION CODED WITH ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS AND CONDITIONAL STRUCTURES

ABSTRACT

Determining the type and degree of hearing loss is important in the treatment of loss or in the selection of assistive hearing aids to be used. In this study, it is aimed to distinguish the types and degrees of hearing loss with loops created by codes written using deep learning methods and conditional structures. A data set consisting of 1000 pure tone airway and pure tone bone conduction hearing tests performed in the audiology clinic was prepared for this study. The Spyder plugin of the Python program was used for the artificial neural network algorithm. While 800 of the tests in the dataset were used to train the machine, 200 test results were used to check the accuracy of the machine results. The audiogram types taught to the machine are interpreted with the artificial neural network algorithm and matched with each of the hearing loss types and degrees. Eclipse IDE for Java Developers-2021 - 03 program in Java programming language was used for the codes written with conditional structures. Hearing thresholds in each row in the dataset are looped with conditional constructs to determine the type and degree of hearing loss. After teaching with 800 audiogram results in artificial neural network modeling, the result was tested with 200 audiogram results. An accuracy of 94.5% was obtained when determining the type of hearing loss, and 95% when determining the degree of hearing loss. In the loop prepared using conditional constructs, an accuracy rate of % 96,4 was obtained when determining the type of hearing loss and 100% when determining the degree of hearing loss. It has been seen that computer-based programs can be used to determine the type and degree of hearing loss.

Keywords: Hearing loss, Conditional Structures, Machine Learning, Artificial Intelligenc

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONUR SÖZÜ	iii
ÖNSÖZ.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
KISALTMALAR	xiv
I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER.....	4
A. Ses.....	4
B. İşitme Sisteminin Yapısı ve Fizyolojisi.....	4
1. Periferel İşitsel Sistem	5
a. Dış kulak.....	5
b. Orta kulak	8
c. İç kulak	15
2. Santral İşitsel Sistem.....	22
C. İşitmenin Değerlendirilmesi	24
1. Subjektif Yöntemler.....	25
a. Saf ses odyometri.....	25
b. Konuşma odyometrisi.....	26

2. Objektif Yöntemler	27
a. İmmitansmetrik değerlendirme.....	27
b. Otoakustik emisyonlar (OAE).....	28
c. İşitsel uyarılmış potansiyeller.....	28
3. D. Normal İşitme	30
D. İşitme Kaybı Tipleri.....	30
1. İletim Tipi İşitme Kaybı.....	30
2. Sensörinöral Tip İşitme Kaybı.....	31
3. Mikst Tipi İşitme Kaybı.....	32
4. Santral Tip İşitme Kaybı.....	32
5. Fonksiyonel (Organik Olmayan) Tip İşitme Kaybı.....	32
E. İşitme Kaybının Dereceleri.....	33
F. Yapay Zekâ.....	33
1. Makine Öğrenmesi.....	34
a. Kullanım alanları	35
b. Makine öğrenmesi süreci.....	35
c. Makine öğrenmesi yöntemleri.....	37
d. Yapay sinir ağları (YSA).....	39
G. Koşullu Yapılar.....	41
III. GEREÇ VE YÖNTEM.....	43
A. Veri Seti.....	43
B. Makine Öğrenmesi	44
1. Veri Setinin Analiz Edilmesi	44
2. Veri Setinin Eğitim ve Test Verisi Olarak Ayrılması.....	47
C. Mobil Uygulama.....	47
D. Koşullu Yapılar.....	50

IV. BULGULAR	55
A. Yapay Sinir Ağı Algoritması Doğruluk Ölçümü.....	55
B. Koşullu Yapılar Doğruluk Hesaplaması.....	58
V. TARTIŞMA	60
VI. SONUÇ VE ÖNERİLER	64
VII.KAYNAKLAR	66
EKLER	75
ÖZGEÇMİŞ	83



ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 1. Goodman, 1965 sınıflandırması.....	33
Çizelge 2. Karşılaştırma operatörleri (Kırca, 2016).....	41
Çizelge 3. Mantıksal operatörler (Kırca,2016).....	42



ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.	Kulak anatomisi	5
Şekil 2.	Kulak kepçesi (Auricula) anatomisi	6
Şekil 3.	Dış kulak yolu (DKY), kulak zarı ve orta kulak	7
Şekil 4.	Orta kulak anatomisi sciencedirect.com/topics/veterinary-science-and-veterinary-medicine/middle-ear	8
Şekil 5.	Orta kulak komşulukları	10
Şekil 6.	Timpanik membran	11
Şekil 7.	Orta kulak kemikçikleri epomedicine.com/medical-students/anatomy-middle-ear-clinical-correlation/	12
Şekil 8.	Tensor tympani ve stapedius kasları slideplayer.com/slide/7636519/	13
Şekil 9.	Çocuklarda ve yetişkinlerde östaki tüpü mpent.com.au/post/grow-your-blog-community	14
Şekil 10.	İç kulak anatomisi	16
Şekil 11.	Koklea	17
Şekil 12.	Corti organı	18
Şekil 13.	Ses dalgalarının frekansına göre kokleada duyarlı olduğu bölgeler	20
Şekil 14.	Koklear ve vestibüler liflerin birleşmesiyle oluşan VIII. Sinir	21
Şekil 15.	Santral İşitsel yol	23
Şekil 16.	Odyogram	25
Şekil 17.	Sağ kulakta normal işitmeyi gösteren odyogram grafiği	30
Şekil 18.	Sağ kulakta iletim tipi işitme kaybını gösteren odyogram grafiği	31

Şekil 19.	Sağ kulakta sensörinöral tip işitme kaybını gösteren odyogram grafiği .	31
Şekil 20.	Sol kulakta mikst tip işitme kaybını gösteren odyogram grafiği	32
Şekil 21.	Nöron hücrelerinin iletişim yapısı ve yapay sinir ağı algoritması	40
Şekil 22.	Odyometre test sonuçlarının işitme kaybı türüne göre etiketlenmesi	43
Şekil 23.	Odyometre test sonuçlarının işitme kaybı derecesine göre etiketlenmesi	44
Şekil 24.	Veri setinin işitme kaybı türüne göre yapay sinir ağı tarafından modellenmesi	44
Şekil 25.	Veri setinin işitme kaybı türüne göre yapay sinir ağı tarafından modellenmesi	45
Şekil 26.	Pandas kütüphanesi ile verilerin okunması	46
Şekil 27.	Test edilecek veri seti boyutunun küçültülmesi	46
Şekil 28.	Veri setinin okunması	47
Şekil 29.	Veri setinin eğitim ve test verisi olarak ayrılması.....	47
Şekil 30.	Mobil uygulamada hava ve kemik yolu değerlerinin girildiği ekran	48
Şekil 31.	Mobil uygulamada timpanometri ve demografik bilgilerin değerlerinin girildiği ekran.....	49
Şekil 32.	Mobil uygulamanın sonuç ekranı	50
Şekil 33.	Excel dosyasının poi.apache kütüphanesi okunması.....	50
Şekil 34.	Saf ses ortalamalarının hesaplanması.....	51
Şekil 35.	İşitme kaybı derecesi tahminlerinin doğru ve yanlış yanıtlarına integer değer atanması.....	51
Şekil 36.	İşitme kaybı derecesi tahminlerinin doğru ve yanlış yanıtlarına integer değer atanması.....	52
Şekil 37.	Normal işitme bloğu.....	52
Şekil 38.	İşitme kaybı derecesi blokları	53
Şekil 39.	İşitme kaybı türleri blokları.....	53
Şekil 40.	İşitme kaybı derecesinin doğru ve yanlış tahmin çıktısı	54

Şekil 41.	İşitme kaybı derecesinin doğru ve yanlış tahmin çıktısı	54
Şekil 42.	Algoritmanın çalıştırılmasıyla elde edilen işitme kaybı türü skoru	55
Şekil 43.	Algoritmanın çalıştırılmasıyla elde edilen işitme kaybı derecesi skoru..	55
Şekil 44.	Odyologlar tarafından etiketlenen işitme durumu verileri (y_test).....	56
Şekil 45.	Test sonuçlarının makine öğrenmesi gerçekleştirildikten sonraki işitme durumu değerlendirme sonuçları (y_pred - NumPy)	56
Şekil 46.	Veri seti ve yapay zekâ cevapları karşılaştırması	57
Şekil 47.	Yapay sinir ağı algoritmasının işitme kaybı türlerine göre başarı oranı .	57
Şekil 48.	Yapay sinir ağı algoritmasının işitme kaybı derecelerine göre başarı oranı	57
Şekil 49.	Koşullu yapılarla oluşturulan döngünün çalıştırılmasıyla elde edilen işitme kaybı türü tahminleri	58
Şekil 50.	Koşullu yapılarla oluşturulan döngünün çalıştırılmasıyla elde edilen işitme kaybı derecesi tahminleri.....	58
Şekil 51.	Koşullu yapılarla oluşturulan döngünün işitme kaybı derecelerine göre başarı oranı	59
Şekil 52.	Koşullu yapılarla oluşturulan döngünün işitme kaybı türlerine göre başarı oranı	59

KISALTMALAR

ABR	: İşitsel Beyin Sapı Yanıtı
ANSI	: The American National Standards Institute
ASHA	: American Speech Language-Hearing Association
ASSR	: Auditory Steady-State Evoked Response
dB	: Decibel
DKY	: Dış Kulak Yolu
DPOAE	: Distorsiyon Ürünü Otoakustik Emisyon
DSÖ	: Dünya Sağlık Örgütü
ECochG	: Elektrokokleografi
IDE	: Integrated Development Environment
Hz	: Hertz
kHz	: KiloHertz
MCL	: Most Comfortable Level
mm	: Milimetre
OAE	: Otoakustik Emisyon
SAT	: Speech Awareness Threshold
SD	: Speech Discrimination Score
SRT	: Speech Recognition Thresholds
SSO	: Saf Ses Ortalaması
TEOAE	: Geçici Uyarılmış Otoakustik Emisyon
TÜİK	: Türkiye İstatistik Kurumu
UCL	: Uncomfortable Level

WHO : World Health Organization

YSA : Yapay Sinir Ağı



I. GİRİŞ

İşitme; ortamda yayılan ses dalgalarının dış kulak aracılığıyla toplanıp orta kulağa aktarımı ve iç kulakta oluşturduğu elektriksel potansiyelin işitme korteksine iletimi ile meydana gelmektedir. İşitme duyusunun; uyarıların algılanması, konuşma ve anlamaya ilişkili olması nedeniyle bireyin bilişsel ve sosyal becerilerinin gelişiminde oldukça önemli bir yere sahiptir. İşitme yetisinin normallığı çeşitli yaş gruplarındaki bireylerin rutinlerini sağlaması için oldukça önemlidir. İşitme kaybı bireyin sosyal, eğitim ve zekâ gelişimini olumsuz yönde etkileyen en yaygın algılama bozukluklarından biridir. Bireyin alıcı ve ifade edici dil, kavrama ve psikososyal gelişiminde olumsuz değişikliklere neden olmaktadır. İşitme kaybı konjenital ya da edinilmiş olabilir. Dünya Sağlık Örgütü'nün (DSÖ) verilerine göre çocuklarda işitme kaybının %60'nın önlenabilir nedenlere sahip olduğu tahmin edilmektedir (WHO, 2021). DSÖ, bir milyardan fazla genç ve yetişkinin uzun süre yüksek sesle müzik dinlemesinden dolayı işitme kaybı riski altında olduğunu belirtmektedir. Genetik faktörler, geçirilen ateşli hastalıklar, kulak enfeksiyonları, yüksek sese maruz kalma, ototoksik ilaç kullanımı, kronik rahatsızlıklar, beslenme eksiklikleri, kafa travmaları, yaş gibi birçok etken işitme kaybı riskini arttırmaktadır. DSÖ'nün açıkladığı sayılara göre günümüzde 430 milyondan fazla insan işitme kaybı yaşamaktadır. Bu sayının yaklaşık 34 milyonunun çocuk olduğu varsayılmaktadır (WHO, 2021). DSÖ'nün yayınladığı Dünya İşitme Raporu'na göre, işitme kaybı bulunan kişiler dünya nüfusunun %6'sından fazlasını oluşturmaktadır. 2050 yılına kadar dünya çapında yaklaşık 2,5 milyar insan veya her 4 kişiden 1'inin belirli bir derecede işitme kaybı yaşayacağı, bu kişilerin en az 700 milyonunun tedavi hizmetlerine erişim ihtiyacı duyacağı raporlanmıştır (World Report on Hearing, 2021).

Ülkemizde erken tanı ve tedavi için 2000 yılından itibaren "Yenidoğan İşitme Tarama Programı" uygulanmaktadır. Yenidoğanlarda işitme kaybı oranı dünyada 1000/1-3 ve Türkiye'de 1000/2,2 iken yenidoğan yoğun bakım ünitesinde izlenen bebeklerde bu oran 100/1-6'dır (Yavuz ve Sağsözlü, 2018).

Ülkemizde okul çağı çocuklarda işitme tarama programları ile işitme kayıpları tespit edilebilmektedir. Türkiye’de 15 yaş üstü bireylerin %4,5’inde işitme kaybı bulunmaktadır (TÜİK, 2016). Engelli Sağlık Kurulu Raporu almak için yetkili hastanelere başvuran Ulusal Engelli Veri Sistemine kayıtlı olan bireylerin %9,11’inde işitme kaybı bulunmaktadır (Engelli ve Yaşlı İstatistik Bülteni, 2020).

Bireylerin işitme eşikleri ve konfigürasyonları geleneksel odyolojik test bataryaları ile belirlenmektedir. DSÖ verilerine göre işitme kayıplarının dünya genelindeki ekonomiye yaklaşık 980 milyar Amerikan Doları yük olduğu bildirilmiştir (WHO,2021). Ancak işitme kaybının erken dönemde saptanması sonucunda uygulanacak tedavi ve rehabilitasyonun kayda değer faydalarının olduğu bilinmektedir.

Kimberley ve Roth tarafından yapay sinir ağı algoritması kullanılarak normal sınırlardaki işitme eşiklerini belirleme çalışması yapılmıştır (Kimberley ve Roth, 1994). Waal ve arkadaşları geri yayılım eğitim algoritması ve ileri beslemeli yapay sinir ağı kullanarak normal işitmeye sahip bireylerin DPOAE sonuçlarına göre işitme tahminlerini gerçekleştirmiştir (Waal ve ark. 2002). Gürültüye maruz kalan fabrika işçileriyle ilgili yapılan bir çalışmada işçilerin işitme eşiğini belirlemek için lojistik regresyon analizi algoritması kullanılarak odyometre testi yapılmıştır (Farhadian, Aliabadi ve Darvishi, 2014). Aynı verilerle 2015 yılında bir çalışma daha gerçekleştirilmiş MATLAB yazılım dilinde farklı yapılara sahip çok katmanlı ileri beslemeli sinir ağları geliştirilmiştir (Aliabadi, Farhadian ve Darvishi 2015). Zhao ve arkadaşları yaptığı çalışmada endüstriyel gürültüye maruz kalan insanlarda işitme bozukluğunun tahmini için makine öğrenimi modelleri geliştirilmesi amacıyla yapay zekâ teknolojisinin destek vektör makinesi, yapay sinir ağı, karar ağacı ve algoritmayı güçlendirme algoritmalarını kullanmıştır (Zhao, Li, Zhang, Lu, Xie, Tian ve Qiu, 2019). 2020 yılında Er tarafından yapılan bir çalışmada işitme kaybı türü ve işitme kaybı derecesini belirlerken yapay sinir ağı algoritması kullanılmıştır. Odyogram sonuçlarında işitme eşiklerini gösteren sembollerin oluşturduğu konfigürasyonlarına göre sınıflandırılması için yapılan çalışmada Karar ağacı algoritması kullanılmıştır (Charih, Bromwich, Mark, Lefrançois ve Green,2020). Potgeiter ve arkadaşları akıllı telefon tabanlı işitme

test sonuçlarının güvenilirliğini test etmiştir (Potgieter ve ark., 2016). Chu ve arkadaşları tarafından okul çağı çocuklar ve işitme kaybı riski yüksek olan bireyler için iOS işletim sistemi tabanlı “Ear Scale” uygulamasını geliştirilmiştir (Chu, Cheng, Lai, Tsao, Tu, Young, Chen, Chung, Lai ve Liao, 2019).

Bu çalışmanın amacı geliştirdiğimiz mobil uygulamada kullanılan koşullu yapılarla oluşturulan döngü ile yapay sinir ağı algoritmasının saf ses hava yolu ve kemik yolu işitme eşiklerine göre işitme kaybı türü ve derecesi belirlemede doğruluk oranlarının karşılaştırılmasıdır.

Hipotez:

H_0 : İşitme kaybı türü ve derecesi belirlenmesinde yapay sinir ağları ve koşullu yapılarla kodlanan mobil uygulama sonuçları arasında fark yoktur.

H_1 : İşitme kaybı türü ve derecesi belirlenmesinde yapay sinir ağları ve koşullu yapılarla kodlanan mobil uygulama sonuçları arasında fark vardır.

II. GENEL BİLGİLER

A. Ses

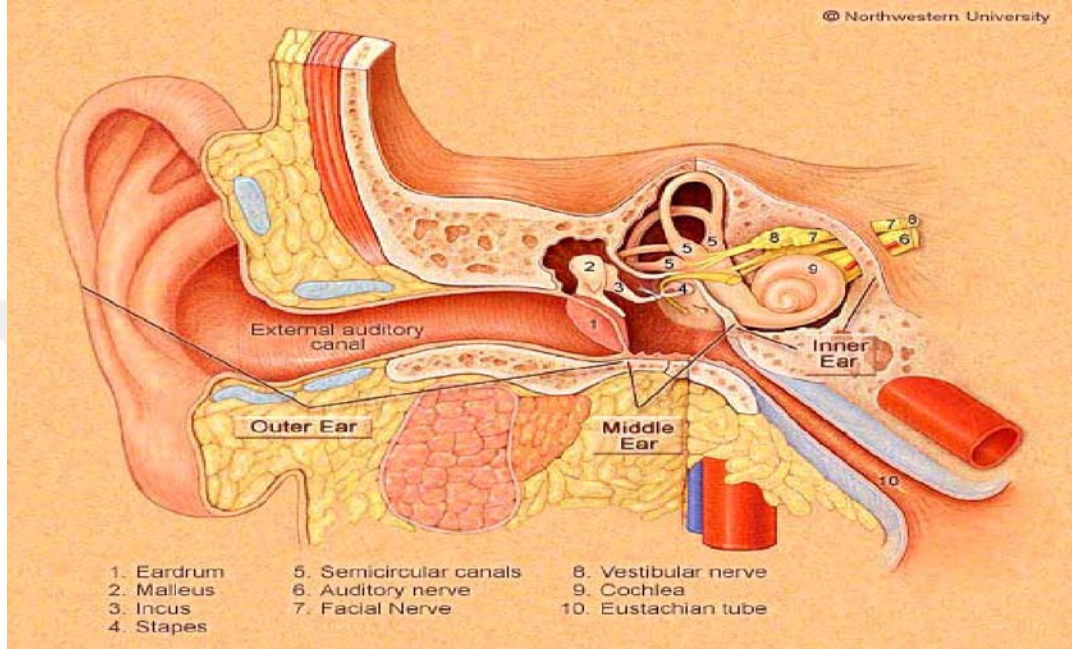
Ses, canlı veya cansız bir ses kaynağından yayılarak herhangi bir akustik ortamda basınç dalgalanmalarına neden olarak ortam partiküllerinin yer değiştirmesidir (Fişne, 2008). Ses kaynağından çıkan titreşimler, akustik ortamda bir ses dalgası oluşturur. Ses dalgası, moleküllerin sıkışma ve gevşemeleri sağlayacak kadar esnek olan herhangi bir ortamda yayılan hareketli basınç dalgalanmasıdır. Hava ortamının kütlesi ve esnekliği, bir dalganın kaynaktan alıcıya hareket etmesi için temel karakteristiklerdir. Bir dalga, iki durum değişkeni, yani basınç ve parçacık hızı ile karakterize edilir. Bunlar, sırasıyla statik ortam basıncı ve havanın ortalama akış hızındaki değişimleri temsil eder (Bilgiç ve Sadıkhov, 1994). Ses dalgasının ilerlemesi/yayılması, ortamda yer değiştiren partiküllerin komşu partiküllerin yerini alması ile olur. Bu nedenle, ses doğrusal mesafe boyunca hareket eder (Seerway ve Beichner, 2014). Ses boşlukta yayılamaz. Yeterli genlik ve uygun frekans aralığında oluşan basınç dalgalanmaları kulak zarında (timpanik membran) titreşim hareketine neden olur. Kulak zarından işitsel sisteme aktarılan bu enerji, sinirsel uyarımlara dönüşerek ses olarak algılanmasını sağlar (Öztürk, 2004).

B. İşitme Sisteminin Yapısı ve Fizyolojisi

İşitme; ses kaynağından çıkan enerjinin ortamdaki moleküllerde oluşturduğu ses enerjisinin dış kulak yoluyla toplanıp iç kulağa gönderilmesi ve iç kulaktaki özelleşmiş yapılar aracılığıyla beynin işitsel korteksinde işlenip algılanması olayıdır (Gürgür ve Şafak, 2019). İşitme sistemi periferik ve santral olmak üzere iki bölümde incelenmektedir.

1. Periferal İşitsel Sistem

Kulak, dış kulak, orta kulak ve iç kulak olmak üzere üç bölümden meydana gelmektedir (Şekil 1). Ses, kulak kepçesi tarafından toplanarak dış kulak yolu ve orta kulak yardımıyla kokleaya ulaşabildiği gibi kemik iletimi yoluyla doğrudan kokleayı da uyarabilir (Gürkan, 2016).



Şekil 1. Kulak anatomisi

Kaynak: (Northwestern University)

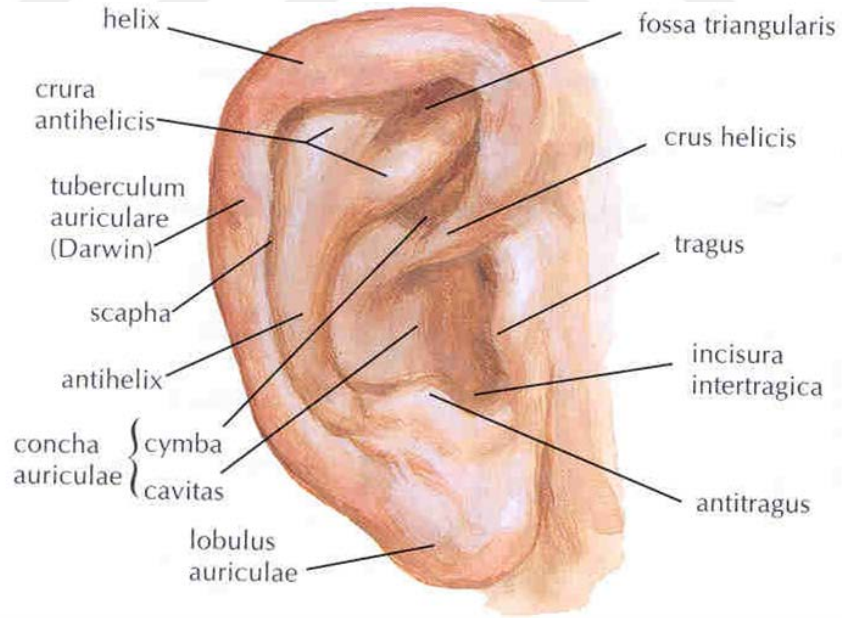
a. Dış kulak

Dış kulak, kulak kepçesi ve dış kulak yolundan (DKY) oluşur. Ortamdaki sesler kulak kepçesi tarafından toplanarak dış kulak yolu aracılığıyla timpanik membrana iletilir. Kulak memesi (lobule) hariç tüm kulak kepçesi elastik kıkırdak ve deriden oluşur. 2-4 kHz DKY’de daha iyi titreşmektedir. Kulak kepçesi ve DKY 2-4 kHz’deki sesleri amplifiye eden bir akustik huni gibi görev yapmaktadırlar. (Probst, Grevers ve Iro, 2011). Ses iletiminde oldukça önemli olan bu özellik gürültüye bağlı işitme kayıplarında olumsuz etki göstermektedir (Arslan ve Akmansu, 2017).

i. Kulak kepçesi

Kulak kepçesi, kafaya dış kulak yolu ve yüz siniri tarafından innerve edilen birkaç küçük kas tarafından tutturulmuş haldedir. İşitme duyusunda ses

dalgalarıyla karşılaşan ilk uzuv kulak kepçesidir. Çevredeki seslere dikkat etmeye yardımcı olan, sesin yer tayininde rol alan, sesleri topladıktan sonra dış kulak yoluna (DKY) ulaştırır (Arslan ve Akmansu, 2017). Kulak kepçesi şeklinden dolayı ses dalgaları diferansiyel kırılmaya uğrar ve bu da akustik açıdan iki yol oluşturur; ses dalgaları konka aracılığıyla doğrudan orta kulağa ilerler ya da heliks ve antiheliks üzerinden dolaylı bir yol izler. Konka akustik bağlamda kulak kepçesinin en önemli elemanıdır. Heliks ve antiheliks üzerinden iletim daha uzun bir yol olmakla beraber özellikle dikey düzlemde bir ses kaynağının lokalize edilebilmesi açısından akustik analizde önemli bir role sahiptir (Şekil 2). Bu dolaylı yol akustik uyarın iletiminde yaklaşık 0,2 ms'lik kısa bir gecikme yaratır (Abbas, 1993). Kulak kepçesi sesin yönünün belirlenmesinde de önemli role sahiptir. Yaklaşık 135 derecelik bir yay içindeki başın baktığı tarafa göre bütün sesleri toplar ve dış kulak yoluna yönlendirir (Akyıldız, 1998). Bu hattın dışından gelen sesleri ise geri çevirerek ses yönünü belirleme işlemini gerçekleştirir. Konka ise boynuza benzeyen şekliyle adeta bir megafon gibi iş yapar ve ses dalgalarını DKY'da kesifleşmesini sağlar. Bu şekilde ses dalgalarının şiddetini 6 dB artırdığı düşünülmektedir (Karasalihoğlu, 2003).

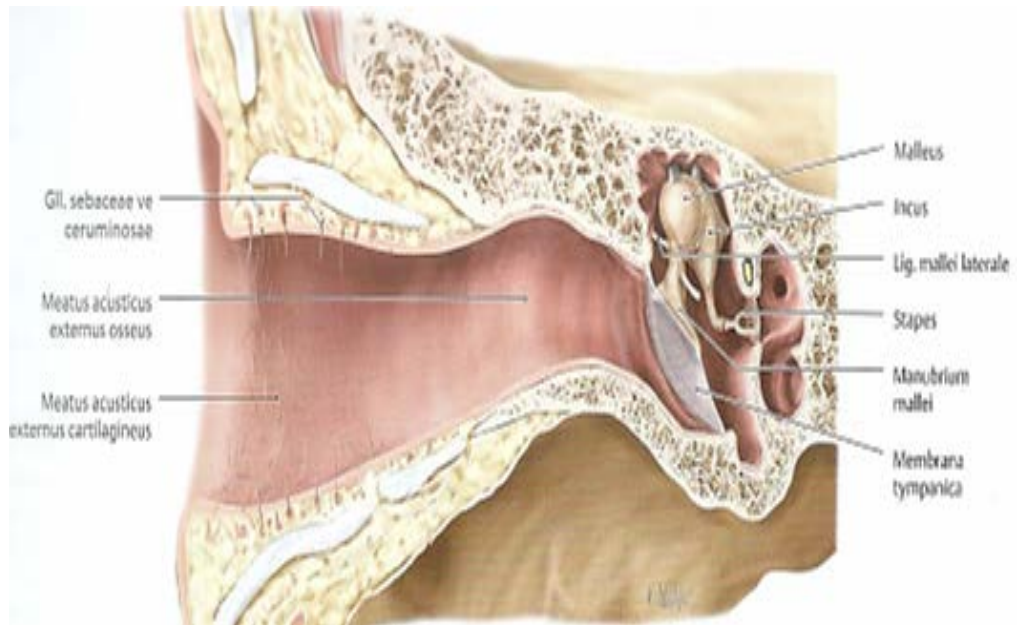


Şekil 2. Kulak kepçesi (Auricula) anatomisi

Kaynak: <https://www.youvisit.com/tour/photos/cameronnoliviaa/127216>

ii. Dış kulak yolu

Kulak kepçesinin konkal parçasından timpanik membrana kadar devam eder. DKY erişkinlerde yaklaşık 2,5-2,7 cm uzunluğa ve 0,6-0,7 cm çapa sahiptir (Şekil 3). S harfine benzer bir şekildedir. Kulak kanalının 1/3'lük kısmı kıkırdak kartilajdan, geri kalan 2/3'lik kısmı kemik kartilajdan oluşmaktadır. Kıkırdak kısmı örten deri, kıl kökleri, yağ bezleri ve serumen bezlerini içerir. Kemik kartilaj ise timpanik membranın dış epitel tabakası ile süreklilik gösteren ince bir deri ile kaplıdır (Grewe, 2013; Belgin,2015). DKY, serumen salgılayan ve yüzeyinde tüyler bulunan deri ile kaplıdır. Serumen salgılanmasında görevli iki hücre tipi bulunur: yağ bezleri ve “ceruminous” bezleri. Yağ bezleri aktif olarak salgılayamaz ancak yağ hücrelerin parçalanmasıyla pasif olarak salgılayamaz sağlar. Kulak kanalındaki derinin dış tabakası (epidermis), timpanik membran ile birlikte dışa doğru hareket eder. Bu hareket, küçük yaraları iyileştirmenin ve yara izlerini dışarıya doğru hareket ettirmenin yanı sıra, serumeni kulak kanalından çıkarmaya yardımcı olur (Akyıldız, 1998). DKY kulak kepçesinden gelen ses dalgalarını sadece yönlendirmez aynı zamanda şiddetlendirir. DKY silindirik bir yapıya sahip olduğu için bir rezonatör gibi ses şiddetini arttırmaktadır. Yaklaşık 3 kHz civarındaki frekansta 15-20 dB'lik bir artış sağladığı tespit edilmiştir. Kişiden kişiye DKY uzunluğu, şekli ve çapı değiştiği için herkeste bu değerler aynı elde edilmemektedir (Schlauch ve Nelson, 2015).



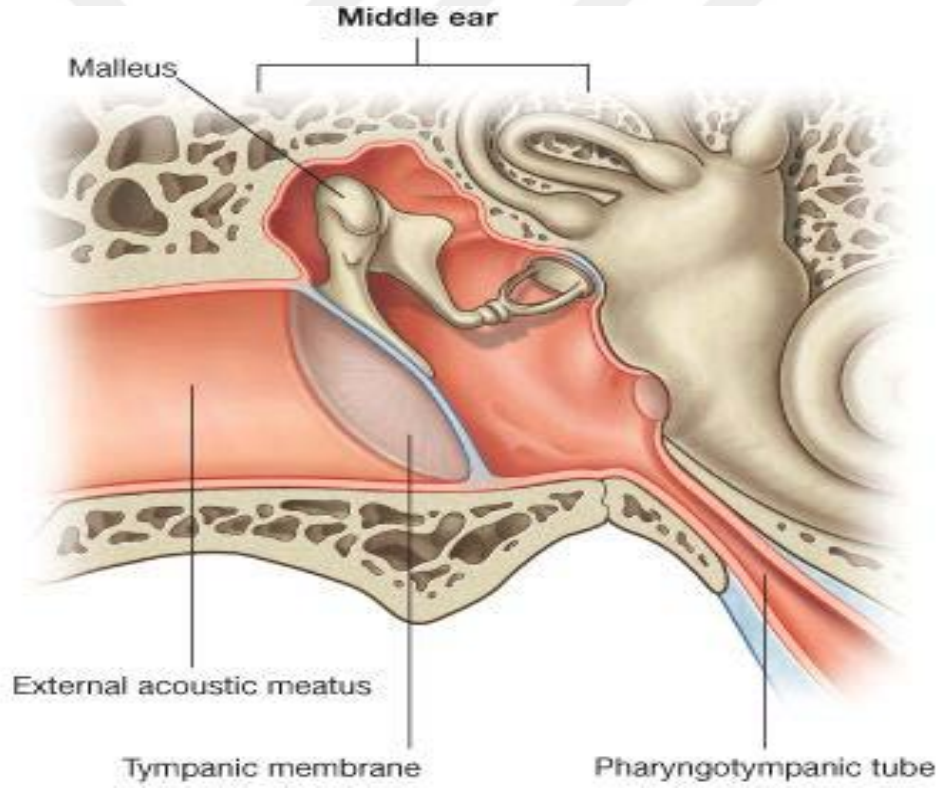
Şekil 3. Dış kulak yolu (DKY), kulak zarı ve orta kulak

Kaynak: (Schünke, Schulte, Schumacher, 2006)

b. Orta kulak

Orta kulak, DKY'yi sonlandıran timpanik membran, östaki borusu ve üç küçük kemik: malleus, inkus ve stapes'den oluşur. Timpanik boşluk; kulak boşluğu ile kulak zarı arasında oluşan iç yüzeyi mukoza ile kaplı dar bir yapıdır (Şekil 4). Orta kulakta iki küçük kas olan tensör timpani ve stapedius kası bulunur (Arslan ve Akmansu, 2017).

Malleusun manubrium'u timpanik membrana yerleşiktir ve malleusun başı inkus ile bağlantılıdır, İncus ise tabanı kokleanın oval penceresi ile bağlantılı olan stapes ile eklemlenir. Stapes taban plakası oval pencereye sıkıca oturur. Üç kemik (malleus, inkus ve stapes) timpanik membrandan promontoryumun arka ve üstte kısmında bulunan oval pencereye ses iletir (Gelfand,2016).



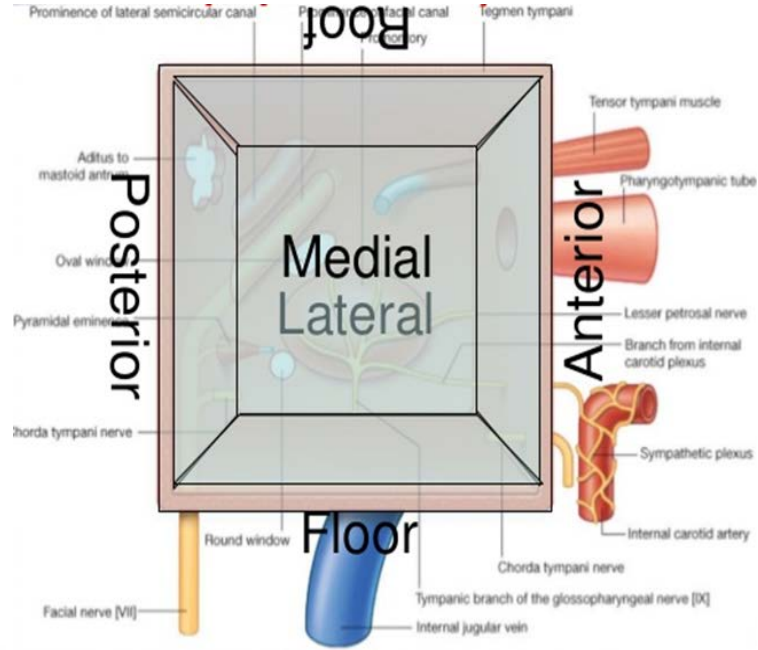
Şekil 4. Orta kulak anatomisi [sciencedirect.com/topics/veterinary-science-and-veterinary-medicine/middle-ear](https://www.sciencedirect.com/topics/veterinary-science-and-veterinary-medicine/middle-ear)

Orta kulak bir empedans eşleştirme olarak görev alır. Hava ve sıvının farklı akustik empedansları nedeniyle, hava titreşimlerinin akışkan dolu iç kulağa doğrudan iletilmesi, gelen sesin %99'undan fazlasının akışkan yüzeyinden yansıtılmasına neden olacaktır. Orta kulağın görevi, bu iletim kaybını olabildiğince küçük tutmak ve belirli frekanslarda, titreşen havanın enerjisinin

neredeysi tamamını iç kulak sıvısına iletmeştir. Bu, timpanik membranın iletim yüzeyi ile stapes taban plakası arasındaki yaklaşık 20:1 boyut farklılığı ile mümkün olmaktadır. Orta kulağın, atmosferik basınç değişimlerinde, etkili bir empedans eşlemesini sürdürmesi bağlamında atmosfer basıncı ile orta kulak içindeki basıncı eşlemesi ikinci önemli görevi olarak karşımıza çıkar. Tüm sesler orta kulak tarafından eşit olarak iletmez. Dış kulak gibi rezonans farkından dolayı 1000-4000 Hz arasındaki ses enerjisi daha verimli iletilmektedir. 1.000 Hz'in altındaki düşük frekanslı sesler ve 4.000 Hz üzerindeki yüksek frekanslı sesler daha az verimle iletilmektedir (Schlauch ve Nelson, 2015: Probst vd., 2011).

Orta kulak 6 farklı yüzey ile komşudur (Şekil 5).

- Üst duvar (*Tegmen tympani*): Epitympanumun tavanını oluşturur, Üst duvar orta kulak boşluğunu, orta kafa çukurundan ayırmaktadır.
- Alt duvar: Hypotympanumun tabanını oluşturur. Juguler ven, juguler bulbus ve stiloid çıkıntıyla komşuluk yapar.
- Anterior duvar: Alt parçasını karotis interna'nın yaptığı kabarıklık oluşturmaktadır. Üst parçasında ise tuba östakinin istmusu ve daha da yukarıda semikanalis tensor timpani bulunur
- Medial Duvar: Promontoryumun yaptığı çıkıntı ile iç kulakla komşuluk gösterir.
- Posterior duvar: Mastoidle ilişkilidir. Aditus ad antrum aracılığıyla timpanik antruma geçilir. Arka duvar facial recess ve DKY ile devam eder. Burada fasial sinirin vertikal segmentinin komşuluğu önemlidir.
- Lateral duvar: Timpanik membrandan oluşur. Timpanik membran, dış ve orta kulağı ayıran bir perde gibidir. Topografik olarak orta kulağı 3 parçaya ayırır. Timpanik membranın hemen arkasında bulunan orta kulak boşluğuna mezotimpanum, bunun üzerindeki boşluğa epitimpanum ve altında kalan kısma da hipotimpanum adı verilir.

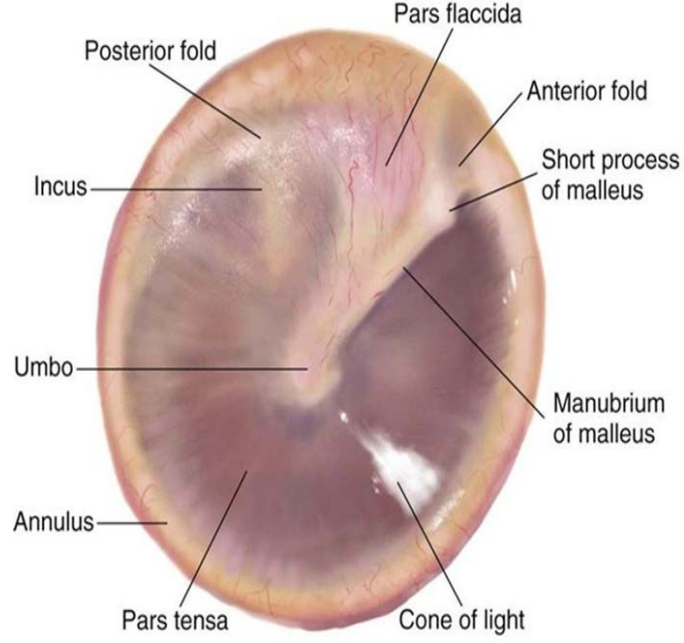


Şekil 5. Orta kulak komşulukları

Kaynak: <https://www.pinterest.com/pin/599471400371438250/>

i. Timpanik membran

Timpanik membran, kulak kanalını sonlandıran hafif oval, lateralardan çok katlı yassı epitel ile medialden ise tek katlı yassı epitel ile kaplı fibröz yarı transparan bir zardır (Probst vd., 2011). Koni biçimlidir ve tepe noktası içe dönük olarak 2 mm yüksekliktedir. Kulak kanalından bakıldığında, zar hafif içbükeydir ve kemikli bir halka ile süspansedilir. Normalde DKY'ye göre 55 dereceye kadar gerilim altındadır. Yüzey alanı yaklaşık 85 mm² 'dir (Gelfand,2016). Timpanik membranın ana kısmı (titreşen kısmı), yaklaşık 55 mm² alana sahip pars tensa, birbirini kaplayan radyal ve dairesel liflerden oluşur. Bu lifler kolajenden oluşur ve sesi, titreşim halinde malleusa iletmek için ideal olan hafifsert bir zar sağlarlar.



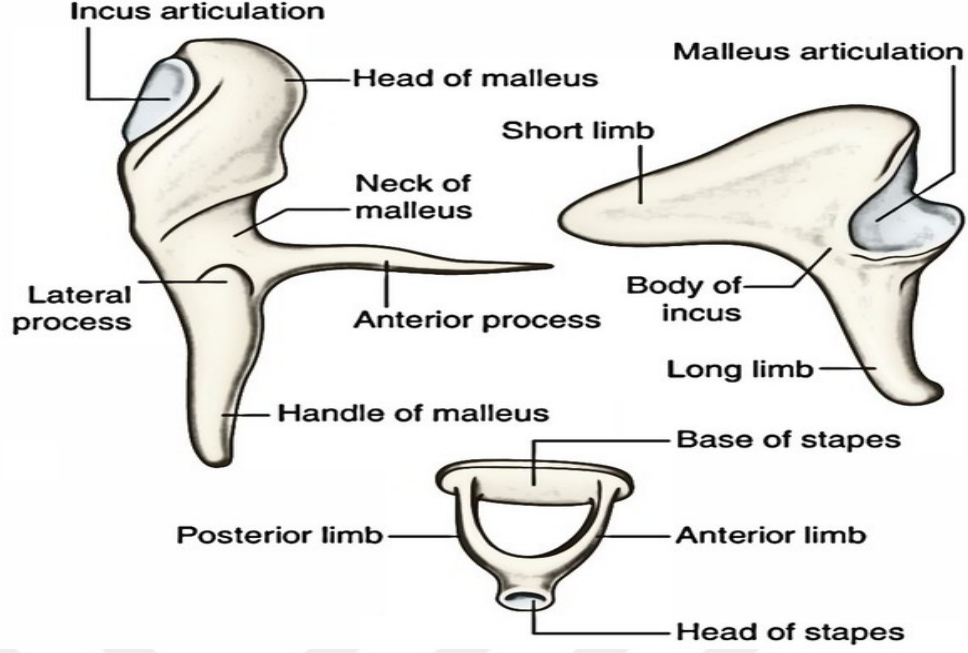
Şekil 6. Timpanik membran

Kaynak: (Elsevier science, 2003)

Timpanik membranın daha küçük bir kısmı, malleusun manubriumunun üstünde bulunan pars flaccida, pars tensa'dan daha kalındır ve lifleri, pars tensa'nın kolajen lifleri kadar organize olarak düzenlenmemiştir. Timpanik membran, kulak kanalında deri ile sürekli bir epidermal hücre tabakası ile kaplanır (Şekil 6). Timpanik membranın bu dış tabakası merkezinden dışarıya doğru hareket eder. Böylece küçük yabancı cisimleri ve yara izlerini kulak kanalına çıkarır. Timpanik membrandaki küçük delikler genellikle kendiliğinden iyileşir (Arslan ve Akmansu, 2017; Belgin, 2015).

ii. Orta kulak kemikçikleri

Orta kulak boşluğu, timpanik membranı oval pencereye ve iç kulağa bağlayan üç küçük kemikten oluşan kısa kemik zinciri içerir. Kemik zincir dışarıdan içeriye doğru malleus (çekiç), incus (örs) ve stapes (üzengi) şeklinde yerleşime sahiptir (Şekil 7). Timpanik membrandan iç kulağa ses iletiminde, kemik zincirin titreşebilmesi için kemik serbestçe tutan ligamentler tarafından süspanse edilir (Gelfand,2016).



Şekil 7. Orta kulak kemikçikleri epomedicine.com/medical-students/anatomy-middle-ear-clinical-correlation/

Malleusun uzun kolu (manibrium), timpanik membranın merkezinin (umbo) üst kenarına sıkıca tutunur. Malleusun başı ile inkusun gövdesi sıkı bir şekilde eklemlenmiş olup bunlar epitimpanum içinde sabitlenir (Arslan ve Akmansu, 2017). Epitimpanum timpanik anulusun üst kenarında bulunur ve burada malleus üç küçük ligamentle (lateral-anterior-superior ligamantler) epitimpanumun çatısına ve duvarlarına tutunur. Diğer bir ligament, inkusun kısa kolunu, timpanik kavitenin arka duvarında “fossa incudis” adı verilen yüzeysel çöküntüde sabitler. Malleusun ve inkusun başı çift malleoincudal eklem ile birbirine kaynaşır ve iki kemikçik arasındaki bu eklem sert olarak kabul edilir. İncus ve stapes arasındaki eklem, stapesden kokleaya doğru uyarın iletimi bağlamında hareket etmesi (piston benzeri hareketler) için katı bir haldedir, ancak eklem, stapedius kasının kasılması ile oluşan stapes hareketleri için yeteri kadar esnektir. Stapes, koklea'nın oval penceresinde iki ligament tarafından tutulur ve bir ligament diğerinden daha serttir (Schlauch ve Nelson, 2015).

Stapes vücuttaki en küçük kemik olup yaklaşık 3 mm (0,1 inç) uzunluğunda ve 3 mg (0,0001 ons) ağırlığındadır. İncus'un uzun koluna dik açılarda neredeyse yatay olarak uzanır. Tabanı oval pencereye oturur ve elastik halka şeklindeki ligament ile sabitlenir, ancak labirentte ses iletirken titreşmek için serbest kalır. Ayrıca ortam basıncı değişimleri bağlamında orta kulak kemikçikleri arasındaki

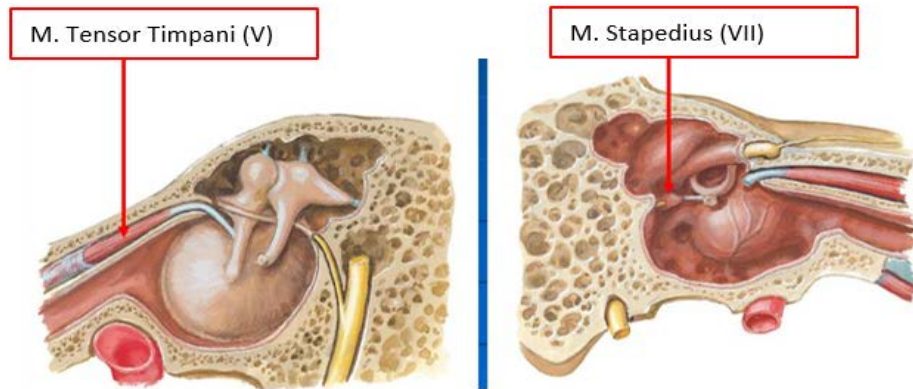
eklem bağlantıları statik basıncın dengelenmesine yardımcı olur. Bu bağlantılar, stapes tabanının aşırı yer değiştirmesini önleyerek iç kulağı korur (Akyıldız, 1998).

Ses dalgaları ortam değiştirirken, hava ve perilemf arasındaki rezistans farkından dolayı 30 dB'lik bir kayba uğrarken dış kulaktan gelen ses dalgaları iç kulağa aktarılırken de kemikçikler ses dalgalarında kaldıraç görevi yapar. Orta kulak bir çeşit amplifikatör görevi görerek, sesi iç kulağa geçirirken 30 dB kuvvetlendirmektedir. Orta kulak sesin şiddetini üç mekanizma ile artırmaktadır:

- Kulak zarının tahterevallili yükseltici etkisi
- Kemikçikler sisteminin yükseltici etkisi
- Kulak zarı ve stapes yüzeyleri arasındaki büyüklük farkı (Aslan ve Belgin, 2004)

iii. Orta kulak kasları

Orta kulakta kulak kemikçiklerinin hareketlerini kontrol eden iki küçük çizgili kas bulunur. Bu kaslar M. Tensor timpani ve M. Stapedius'tur. Akustik reflekslerde fonksiyonları vardır. Ses iletimine yardımcı elemanlar arasında orta kulak kaslarının kasılması hem işitme fizyolojisi hem de odyolojik tanı açısından önemlidir. Yüksek şiddetli seslerde kasılarak iç kulağı bu seslerden korurlar. Tensör timpani tendonu, malleusun manibriumuna üst kısmından bağlanır. Kontraksiyonunda, tensör timpani, malleusu içeri doğru çeker ve böylece timpanik membranın gerginliği korunur veya artar.



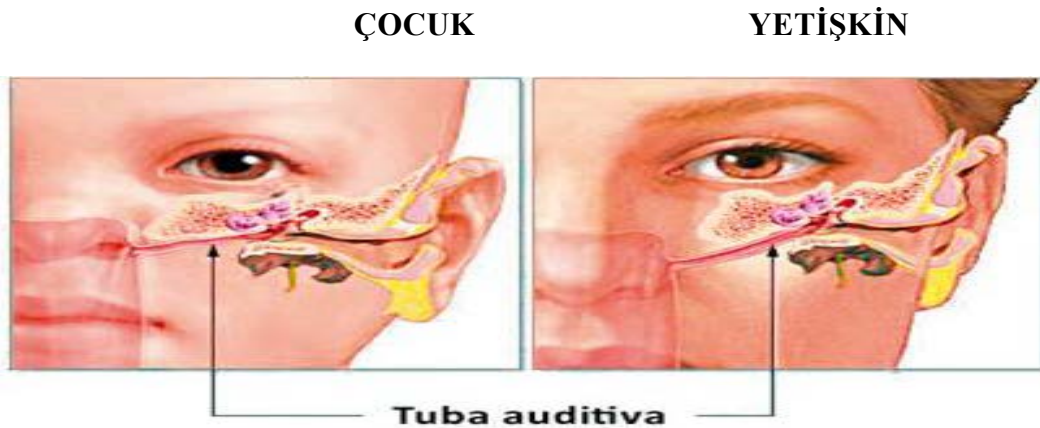
Şekil 8. Tensor tympani ve stapedius kasları slideplayer.com/slide/7636519/

Stapedius kası vücudun en küçük çizgili kasıdır. Stapesi, piston benzeri hareketine dik bir yönde çeker, stapesi posterior ligamentinin etrafında dönecek şekilde yatık bir hale getirir. Stapedius kasının refleks kasılmaları ile özellikle düşük frekanstaki seslerin iç kulağa girişinde yoğunluğu azaltılır. Tensör timpani kası, trigeminal sinir (V. Kranial sinir) stapedius kası, fasiyal sinir (VII. Kranial sinir) tarafından innerve edilir (Şekil 8) (Schlauch ve Nelson, 2015; Gelfand,2016).

iv. Östaki borusu

Östaki borusu orta kulak boşluğunu nazofarenks ile birbirine bağlar. Östaki tüpü, timpanik kavite ve havalı hücreleri havalandırır. Orta kulağın fonksiyonlarını yerine getirmesi için timpanik kavite ve atmosfer arasındaki basınç farklılıklarını eşitler. Orta kulak boşluğunun drenajını sağlar (Gelfand,2016). Tüp orta kulak boşluğuna yakın üst kısımda daha dar olup kemik yapı ile çevrilidir. Farinkse yaklaştığında genişler ve kıkırdak ile çevrelenir. Boru respiratuar epitel ile kaplıdır. Östaki borusunun işlevi timpanik membranın her iki tarafındaki basıncı eşitlemek için nazofarinksten orta kulağa hava geçişini sağlamaktır (Akyıldız, 1998).

Yetişkinlerde, östaki borusu 3,5-3,9 cm uzunluğundadır ve kafa içinde inferior-medialanterior yönselliğine sahip olup, aşağı doğru (kaudal bir şekilde) horizontal düzlemde yaklaşık 45 derece eğilir (Şekil 9). Küçük çocuklarda östaki borusu daha kısadır ve neredeyse yatay olarak yönelir (Arslan ve Akmansu, 2017).



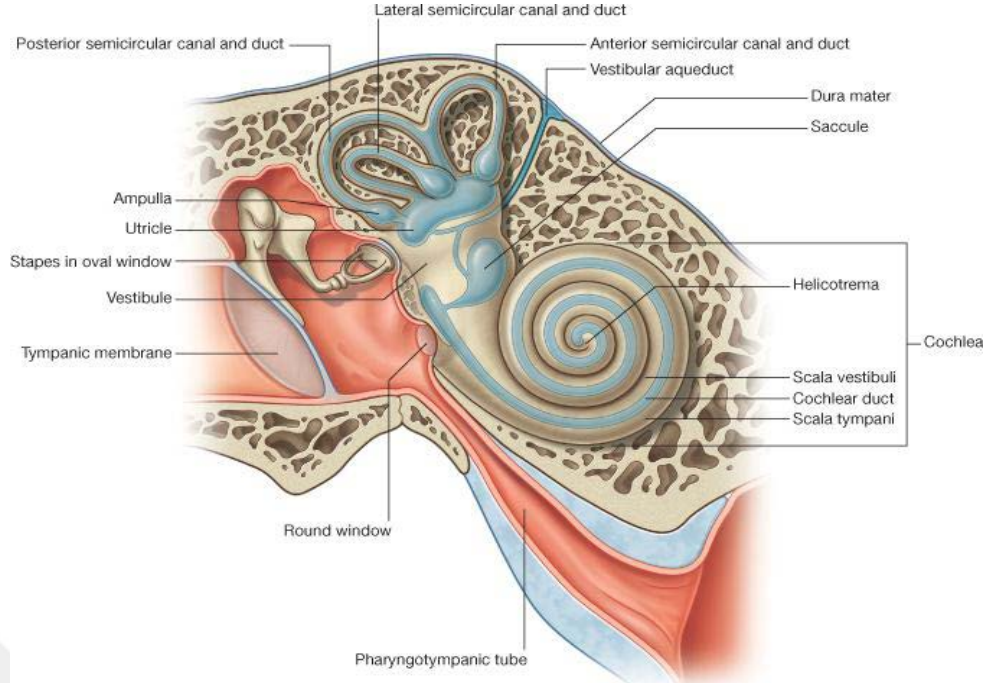
Şekil 9. Çocuklarda ve yetişkinlerde östaki tüpü mpent.com.au/post/grow-your-blog-community

Östaki borusunun kıkırdak kısmı, orta kulağı farinks içindeki basınç dalgalanmalarında kapatan bir valf oluşturur. Dalış sırasında veya bir uçaktaki hızlı iniş sırasında, tüp sıkı bir biçimde kapalı kalabilir. Dış basınç arttıkça hissedilen rahatsızlık genellikle ağız ve burun delikleri sıkıca kapatılmış halde iken zorlu ekspirasyon yapıldığında ortadan kalkar. Farenkste ki hava basıncını yükselten ve östaki borusunun açılmasına neden olan bu manevra Valsalva'nın manevrası olarak adlandırılır ve Anatomist Doktor Antonio Maria Valsalva (1666-1723) tarafından tanımlanmıştır (Belgin, 2015).

Östaki tüpü çoğunlukla tensor veli palatini kasının kontraksiyonu ile açık hale gelir. Bu kas farinkste lokalize olup V. Kraniyel sinir tarafından innerve edilir. Bu kas yutma ve esneme esnasında doğal olarak kontraksiyona uğrar. Östaki tüpü aynı zamanda pozitif basınç ile de açık konuma gelir. Östaki borusu disfonksiyonu, negatif basınç oluşumu ve orta kulak boşluğunda seröz sıvı birikmesine neden olabilir (Akoğlu, 2016).

c. İç kulak

İç kulak, işitme ve denge ile ilgili reseptörlerin bulunduğu kısımdır ve temporal kemiğin petröz bölümünde yerleşmiştir (Şekil 10). Koklea ve vestibüler organlar birlikte genellikle “labirent” olarak adlandırılır. Kemik yapılar kemik labirent olarak isimlendirilir ve membranöz labirenti içerir. Bir kulakta 3 adet semisirküler kanal ile utrikulus ve sakkulus olmak üzere 5 adet harekete duyarlı vestibüler organ vardır. Elektrolit bileşiminde hücre içi sıvıya benzeyen endolenf, membranöz labirent içinde daima kapalı bir sistem içinde bulunur. Elektrolit bileşiminde hücre dışı ve beyin omurilik sıvısına benzeyen perilenf, endolenf içeren zarları çevreler ve patolojik koşullar haricinde endolenf ile karışmaz (Eroğlu E, 2016).



Şekil 10. İç kulak anatomisi

Kaynak: (Gray, 2005)

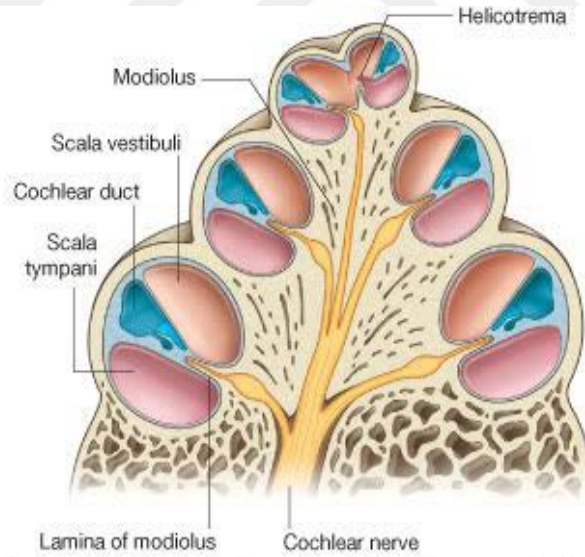
i. Koklea

Koklea, duyma sensör organını içeren salyangoz şeklindeki kemikli bir yapıdır. Koklea, içi boş, merkezi bir sütun etrafında (modiolus) iki buçuk tur dönen sarmal bir tüptür. Tabanda yaklaşık 9 mm (0,35 inç) çapında ve 5 mm yüksekliğinde bir koni oluşturur (Şekil 11). Sarmal yapı açıldığında, tüp yaklaşık 30 mm uzunluğundadır. Kokleada bulunan özel yapılar sayesinde akustik sinyaller beyne iletilirken elektriksel sinyallere dönüştürülür. Koklea içerisinde bulunan farklı alanlar frekansa özgüdür. Diğer bir deyişle koklea tonotopik bir yapıya sahiptir; bazalı yüksek frekanslara apikal ise alçak frekanslara daha duyarlıdır (Özdemir S, 2016).

Kokleada içi sıvı dolu üç kanal mevcuttur: Skala vestibuli ve skala timpanideki sıvı (perilemf), beyin omurilik sıvısı gibi hücre dışı sıvıya benzer, sodyum bakımından zengin ve potasyum bakımından fakirdir. Skala media kokleanın apikaline doğru daralarak devam eder ve kemik labirentin apikal sınırının hemen yakınında sonlanır. Helikotrema adı verilen kemik labirentin apikal sınırının yakınında bir açıklık bulunur ve skala vestibuli ile skala timpani arasındaki iletişime izin verir. İnsanlarda, bu açıklığın alanı yaklaşık olarak 0,05 mm² 'dir (Gelfand,2016). İç kulağı orta kulağa bağlayan oval pencere, stapes

tabanı ile kaplıdır ve labirentin “akustik girişi”ni temsil eder. Akustik titreşimlerin orta kulaktan perilenfe iletildiği yerdir. Tüm kemik labirent sıkıştırılmayan yapıdaki perilenf ile dolu olduğundan, akustik titreşimlerin etkili bir şekilde iletilebilmesi için bir “basınç valfi” gerekir. Bu işlev yuvarlak pencere tarafından sağlanır. Kemik labirentinin perilenfatik boşluğu, “koklear akuaduktus” olarak da bilinen perilenfatik kanal yoluyla subraknoid beyin omurilik sıvısı ile iletişim kurar (Akyıldız, 1998; Belgin, 2015).

Kokleada olan arteryel kaynak, labirent arteridir. Anterior inferior serebellar arterden kaynaklanır ve internal işitsel kanal içinde sekizinci kranial siniri takip eder. İşitsel kanal içerisindeki labirent arteri, arteriyal pleksusa benzeyen küçük çaplı paralel arteriyal serisi oluşturur. Böyle bir yapı, kan akışındaki (nabız) hızlı değişiklikleri hafifletir ve böylece kokleaya ve vestibüler sisteme yumuşak (sabit) bir kan temini sağlanmasına katkıda bulunur. Bu durum kokleanın kanlanması sırasında oluşan salınımın işitsel duyu hücrelerinin uyarımını önlemesinde önemlidir (Schlauch ve Nelson, 2015).



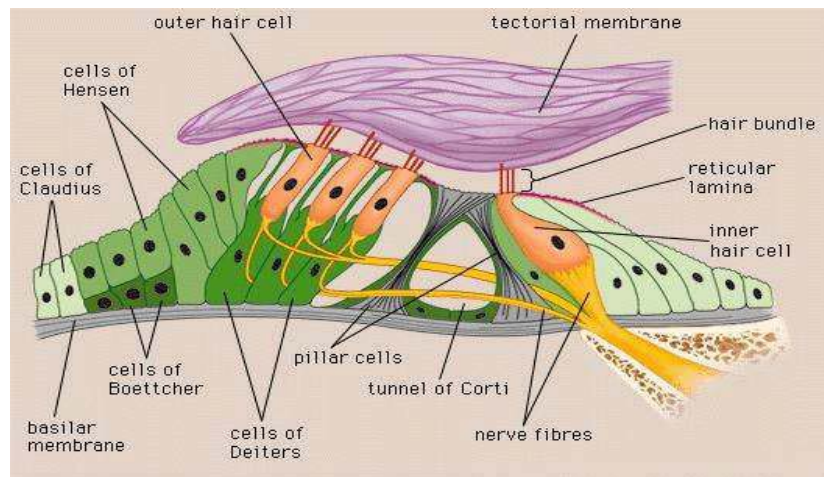
Şekil 11. Koklea

Kaynak: (Gray, 2005)

ii. Korti organı

Korti organı, ilk olarak 1851’de tanımlayan İtalyan anatomist Alfonso Corti’nin adını almıştır. Baziller membran ve perilenfteki mekanik titreşimleri sinir liflerini uyararak elektrik akımlarına dönüştürür. Korti organı baziller

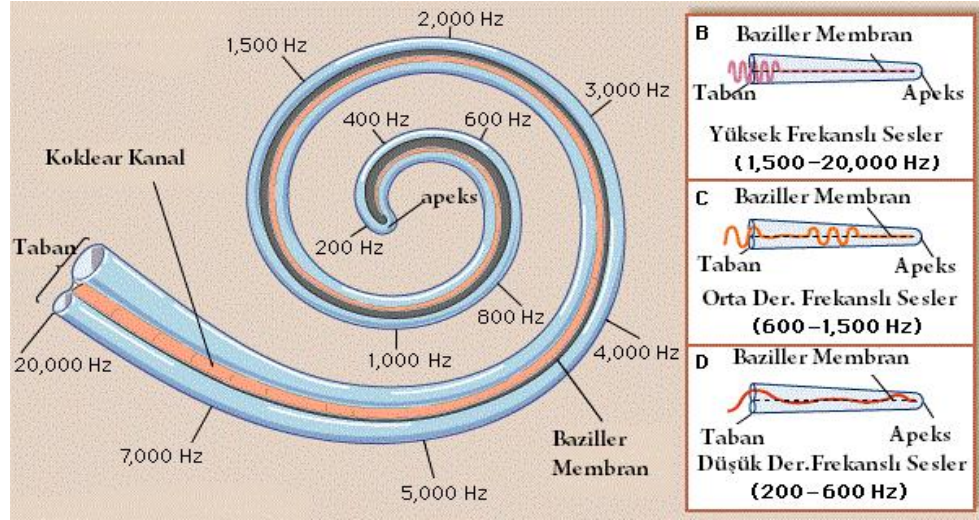
membran, üzerine dayanmış destek hücreleri, spiral seklinde dizilmiş çeşitli duyu hücreleri ve bunların üzerini örten tektorial membrandan oluşur (Şekil 12). Korti organı birçok farklı türde hücreyi barındırır. Duyusal hücreler, üzerlerinde bulunan saç benzeri demetler sebebiyle saçlı hücreler olarak adlandırılırlar ve baziler membran boyunca sıralı haldedirler (Karger,1986). Saçlı hücreler, mekanik sinyalleri, ses olarak yorumlanan elektrokimyasal sinyallere dönüştürmekten sorumludur. Saçlı hücreler, baziler membran boyunca belirli bir frekansa duyarlı dağılımda düzenlenmiştir. Saçlı hücrelerin üstlerinde stereosilia demetleri bulunur. Stereosilialar, yaklaşık üç ila beş mikrometre uzunluğundadır. Saç hücreleri iki ana tiptedir: dış saç hücreleri ve iç saç hücreleri. İnsan kokleası, baziler membran boyunca 3-5'li sıralar halinde dizilmiş yaklaşık 12,000 silindirik şekilli dış saç hücrelerine ve tekli bir sıra halinde dizilmiş yaklaşık 3,500 armut şekline benzer iç saç hücrelerine sahiptir (Schlauch ve Nelson, 2015). Her bir dış saç hücrelerinde, 50-150 stereosilia, W veya V şeklini alan 3-4'lü sıra halinde düzenlenirken, iç saç hücrelerinde stereosilialar düz U şeklindedir (Zwislocki, Chamberlain ve Slepecky,1988). Saç hücrelerine ek olarak, başka hücre tipleri de bulunur. Bunlar Korti organı destek hücreleri, deiters hücreleri, henson hücreleri, iç kenar ve iç phalangeal hücreleridir. Bu hücre tiplerinin akustik uyarıyı transdüksiyonuna katkıda bulunmadıkları düşünülürken birlikte, endolenf bileşimini iyon nakli ve emilim aktivitesi ile korunmasında yardımcı oldukları varsayılmaktadır (Gelfand,2016).



Şekil 12. Corti organı

Kaynak: (Encyclopaedia Britannica, 1997)

Timpanik membranın titreşimi, stapedia taban levhasının hareketine yol açar ve kokleada mekanik bir dalga hareketi başlatır. Oluşan bu dalganın frekansı hangi saç hücrelerinin beyine nöral uyarı göndermesi için uyarıldığının belirleyicisidir. İç kulakta, ses dalgaları tarafından üretilen mekanik titreşimlerin elektrokimyasal sinyallere dönüştürülmesi süreci, sinir lifleri ile bağlantılı olan mekanik harekete duyarlı saçlı hücreleri içeren Korti organında meydana gelir. Frekans seçiciliği koklea, uzunluğu boyunca farklı derecelerde sertlik ve rezonans dereceleri sergileyen baziler membran aracılığıyla ses frekanslarını analiz eder (pitch ayrımı). Baziler membranın her bir bölgesi spesifik bir frekansa daha duyarlıdır. Membranın apikal kısmı düşük frekanslı seslere duyarlı iken bazal kısım yüksek frekanslı seslere duyarlıdır (Şekil 13). Perilenf boyunca bazal uca ulaşan titreşimler, membran boyunca, frekanslarına karşılık gelen bir mesafede maksimum genliğe ulaşır ve daha sonra hızlı bir şekilde amplitüdünü azalır. Sesin frekansı ne kadar yüksek olursa, dalgaların kat ettiği mesafe o kadar kısa olur. Baziler membran üzerinde en çok titreşen bölge, Korti organının en fazla bu bölgedeki saç hücrelerini uyarır ve en çok nöral uyarım bu saç hücreleri ile işitsel sinire ve oradan da beyne ulaşır. Beyin, baziler zar üzerindeki yeri tanıyarak, aktive edilen belirli sinir lifi grubundan sesin tonunu (pitch) belirler (Vroomen J. vd., 1993). Alçak frekanslar için (3.000 Hz altı) uyarılma hızı da frekans ayrımı için önemli bir göstergedir. Sesin şiddeti baziler membranın titreşim genliği ile belirlenir. Ses şiddeti arttıkça, titreşimin genliği de artar. Bu hem uyarılan saç hücrelerinin sayısını hem de sinir uyarımını üretme hızlarını artırır. Frekans seçiciliğinin düşük ses seviyelerinde yüksek ses seviyelerine göre daha iyi olduğu ve normal işiten bir kulakta 30-40 dB ses şiddetinde seçiciliğin maksimum olduğu bildirilmektedir (Belgin, 2015; Gelfand, 2016).

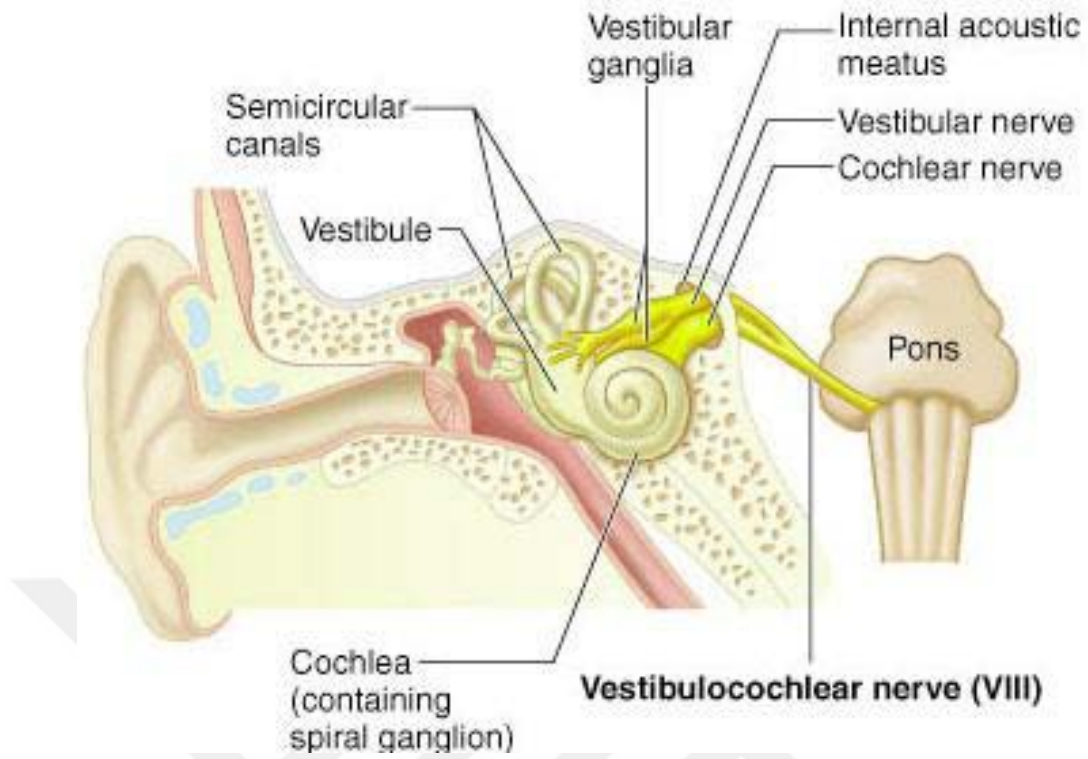


Şekil 13. Ses dalgalarının frekansına göre kokleada duyarlı olduğu bölgeler

Kaynak: (Encyclopaedia Britannica, 1997)

iii. İşitme siniri (Vestibulokoklear Sinir)

İşitme siniri olarak bilinen VIII. sinir (Şekil 14), hem işitsel bilgilere hem de uzaydaki hareket hissine aracılık ettiği için son derece önemlidir. Sinir hem afferent hem de efferent bileşenlerden oluşur. Özel somatik iletici kısım, işitme ve denge ile ilgili bilgilere aracılık ederken, efferent bileşenin tüy hücrelerinin çıktısını seçici olarak sönmülemeye yardımcı olduğu görülmektedir. Kokleadaki akustik uyarıya ilişkin bilgiler, kısa dendritler aracılığıyla kemik labirentin modiolusu içindeki spiral gangliona iletilir. Spiral ganglion, aksonları, sinirin VIII. sinirin vestibüler dalı ile birleştiği iç işitsel meatus boyunca çıkıntı yapan bipolar hücre gövdelerinden oluşur. Sinir, alt serebellar pedinkülün lateralinde, dorsal koklear çekirdek ve ventral koklear çekirdek ile sinaps yapmak için pons ile birleştiği yerde medulla oblongata'ya girer. İç kulağın vestibüler kısmından gelen sinir lifleri vestibüler siniri; koklear kısmından gelenler ise koklear siniri oluşturur (Anthony, Seikel, Douglas, King, David ve Drumright, 2010).



Şekil 14. Koklear ve vestibüler liflerin birleşmesiyle oluşan VIII. Sinir

Kaynak: https://www.easynotecards.com/notecard_set/54301

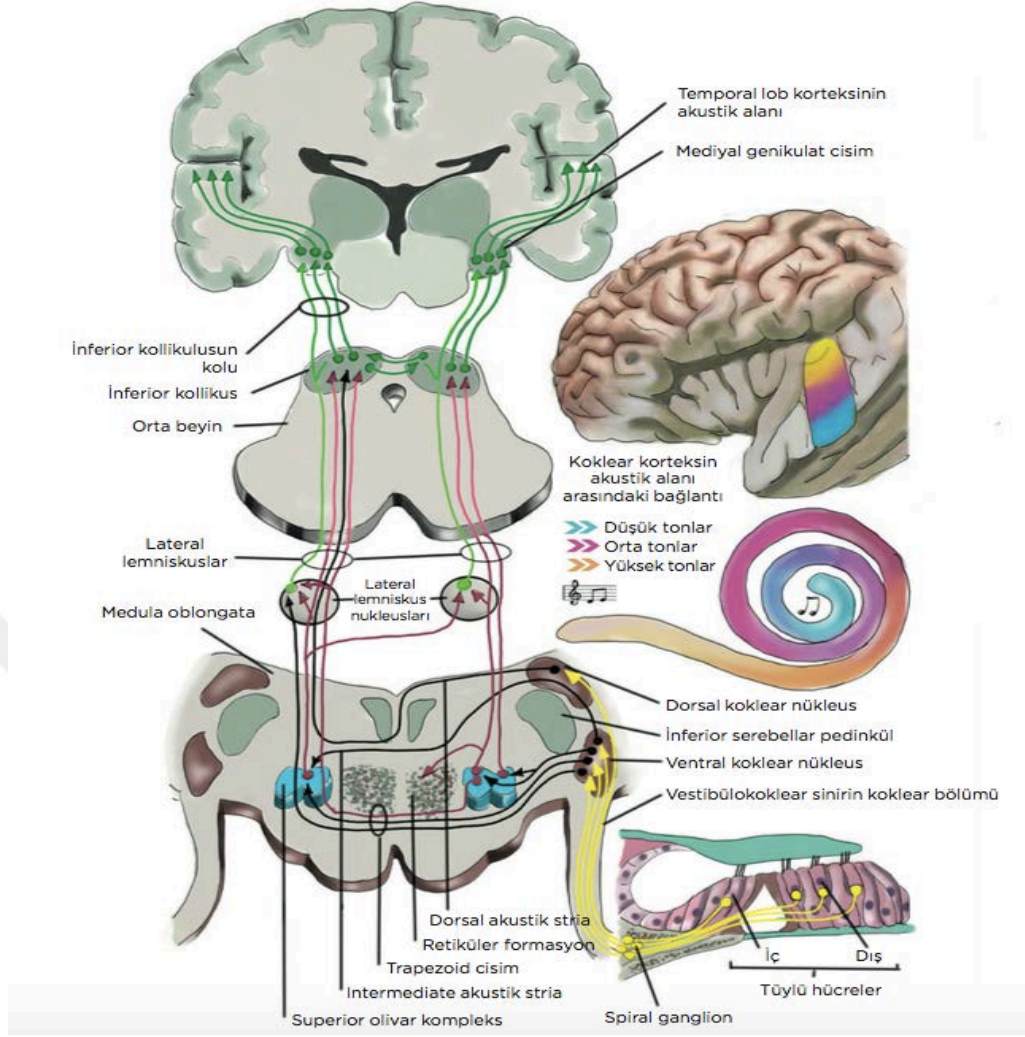
Koklear tüy hücreleri üzerinde sinaps yapan VIII. sinir liflerinin dendritleri, koklear hareket yoluyla yeterli mekanik uyarının ardından depolarize olur. vestibulokoklear sinirin bipolar hücrelerinin aksonları, fonksiyonel olarak ponsun dorsal koklear çekirdeğine, anteroventral koklear çekirdeğine ve ponsun posteroventral koklear çekirdeğine ayrılan koklear çekirdeğe projekte olur. VIII. sinirden gelen çıkıntılar, koklear bölümün organizasyonunu yansıtan, koklear çekirdeğin içinde tonotopik olarak sıralanır. Yani, koklea içinde işlenen bilgiyi düşük frekanstan yüksek frekansa kadar temsil eden düzenli bir lif dizisi vardır. Bu düzen işitsel sinir sistemi boyunca korunur. kokleada bulunan saçlı hücreler ile koklear nukleus arasında doğrudan bir sinaptik bağlantı sağlar. Her bir kulakta 30,000 kadar lif vardır. Vestibülokoklear sinir temel olarak beyin sapındaki vestibüler ve koklear çekirdeklere doğru uzanan afferent lifler içerse de efferent lifleri de mevcuttur, ancak genel olarak afferent liflerinden daha az miyelinlidirler. Bu sinir liflerinin büyük kısmı dış saç hücrelerine bağlanır. Efferent liflerin (insanlarda yaklaşık 500-600 tane) hücre gövdeleri, beyin

sapında, süperior oliveri kompleksin çekirdeğinde bulunur (Bess ve Humes, 2008).

2. Santral İşitsel Sistem

İşitme sinirinin koklear dalında aksiyon potansiyelleri oluşturulduktan sonra, elektriksel aktivite kortekse doğru ilerler. Bu sinir lifleri ağı Santral işitme sistemi olarak adlandırılır. Aksiyon potansiyelleri şeklinde bilgiyi, Santral işitme sistemi kortekse doğru taşıyan sinir ağları, çıkan veya afferent yolların bir parçasını oluşturur. Sinir uyarıları ayrıca korteks veya beyin sapı merkezlerinden çevreye doğru gönderilebilir (Bess ve Humes, 2008).

Kokleadan gelen tüm sinir lifleri aynı taraftaki koklear çekirdekte sonlanır. İki olivery kompleks aracılığıyla orta beyinde bulunan inferior kolliculus ve talamustan temel olarak temporal lobda bulunan işitsel korteksin kontralateral bölgesine ulaşır (Benitez, 2021). Santral sinir sisteminin görevi, periferik işitsel sistem aracılığıyla toplanan karmaşık işitsel sinyalleri ayırmak ve tanımdır. Bu süreçte iki temel işlev göze çarpmaktadır: ses lokalizasyonu (nerede?) ve ses paternini tanıma (ne?, kim?). Temel olarak koklea ve beyin sapındaki akustik bilgilerin sinirsel olarak işlenmesine dayanır. Zamanlama bilgisinin kodlanması, koklear çekirdekte çok oldukça karmaşıktır. Buna ek olarak, koklear nükleus içindeki bazı sinir lifleri, geniş bir yoğunluk aralığına (100 dB'ye kadar) sahiptir ve bunun üzerinde, ses yoğunluğu ile birlikte deşarj oranı sürekli olarak artar. İşitsel santral sistem içindeki çeşitli merkezlerde sinir liflerinde, muazzam bir yanıt çeşitliliği belirgindir. Ses paternini tanıma sürecinde “istenilen” işitsel bilgi ya da “gereksiz” işitsel bilgi ayrımı yapılır ([Middlebrooks](#), 2015). Talamustan, elektrokimyasal enerji, sesin yorumlanmasının gerçekleştiği kortekse doğru iletilir. İşitsel kortekse doğru nörolojik yol sırasıyla; VIII. Kranial Sinir, koklear çekirdek, süperior oliveri kompleks, lateral lemniscus, inferior kolikulus şeklindedir (Şekil 15).



Şekil 15. Santral İşitsel yol

Kaynak: <https://www.flickr.com/photos/furmanborst/3468710083/>

Bir kulaktan nöral kodda temsil edilen bilgi, işitsel sistem içinde çeşitli yerlerde birden fazla temsile sahiptir. Örneğin her işitsel sinir lifi, koklear çekirdeğe girmeden önce iki life ayrılır ve her dal, koklear çekirdeğin farklı bir bölgesini besler. Koklear çekirdekten elde edilen bilgiler her iki süperior oliveri komplekse iletilir. Süperior oliveri kompleksin birçok alt çekirdeği vardır. Afferent işitsel sistemden gelen tüm bilginin kanalize edildiği yer olan inferior kollikulusun birkaç alt çekirdeği vardır, ancak ana bölüm merkezi çekirdektir. Merkezi çekirdek, tonotopik olarak düzenlenmiştir. Tonotopik organizasyon birçok işitsel çekirdeğin bir özelliğidir. Bir tarafta bulunan merkezi çekirdek, diğer tarafta bulunan çekirdeğe bağlanır ve bu bağlantılar, iki kulağa ulaşan ses şiddetindeki farklılıklara dayalı yönsel işitme için önemlidir (Bess ve Humes, 2008).

C. İşitmenin Değerlendirilmesi

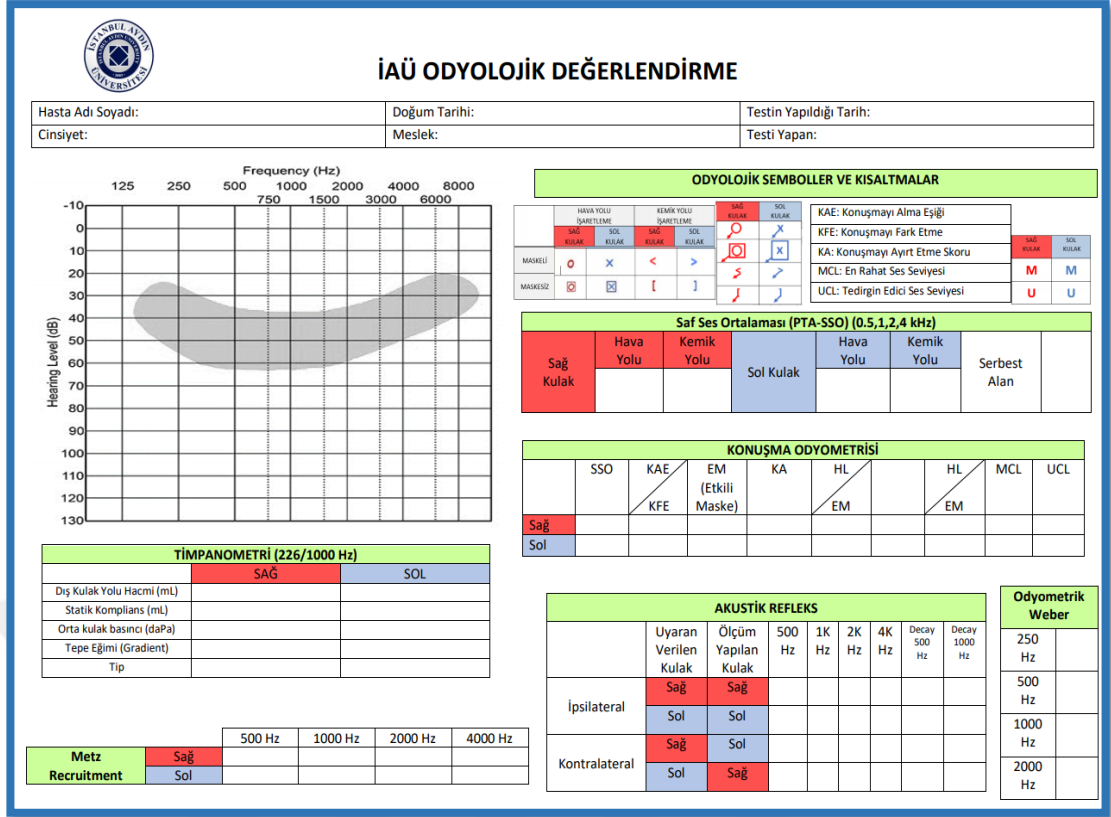
İşitmenin değerlendirilmesinde objektif ve subjektif iki yöntem bulunmaktadır. Subjektif yöntemler hastanın seslere karşı verdiği cevabın değerlendirildiği testler iken objektif yöntemlere işitsel korteksten, timpanik membrandan ve i ve dış tüylü hücrelerden alınan yanıtlara göre değerlendirilen testler örnek olarak verilebilir (Bakır,2016).

İşitmenin değerlendirilmesi amacıyla birçok yöntem kullanılmaktadır. Bu çalışmada kullanılacak olan yöntem saf ses odyometre testidir. Bu test hastaya kulaklıklar aracılığıyla saf ses gönderen ses jeneratörü olarak adlandırılan odyometre cihazı ile yapılmaktadır. Standart odyometreler 125-8000 Hz arasındaki frekanslarda ölçüm yapar.

Odyometre cihazı ile yapılan testler ANSI S.3.-1969'a göre beş farklı başlık altında sıralanmıştır. Bunlar;

- Pure Tone (saf ses) odyometre
- Otomatik odyometre
- Speech (Konuşma) odyometre
- Extended High Frequency (Yüksek frekans) odyometre
- Free field (Serbest alan) odyometre (Gündüz M., 2015)

Klinisyenler tarafından yapılan saf ses odyometre test sonucuna göre belirlenen, işitme eşiklerinin gösterilmesi amacı ile kullanılan grafiklere "odyogram" adı verilmektedir (şekil 16).



Şekil 16. Odyogram

1. Subjektif Yöntemler

a. Saf ses odyometri

Odyometre cihazı ile işitme testi ses yalıtımlı sessiz kabinlerde yapılmaktadır. İşitme testi yapılırken iki işitme eşiğine bakılmaktadır. Bunlardan birincisi hava yolu işitme eşiği, kliniklerde standart olarak kullanılan kulaklıklar (TDH- 39) yolu ile dış kulak yolundan verilen işitsel uyarılar yoluyla ölçülür. Odyometre cihazı ile ölçülen ikinci işitme eşiği kemik yolu işitme eşiğidir. Kemik yolu işitme eşiği, mastoid kemik üzerine yerleştirilen kemik vibratör aracılığı ile yapılır (Ataş, A., 2003). Saf ses ortalaması 4 frekans hesaba katılarak bulunmaktadır. 500, 1000, 2000 ve 4000 Hz'de hava ve kemik yolu işitme eşiklerinin ortalaması alınarak hesaplama yapılmaktadır. Her iki kulak ayrı ayrı test edilir. Saf ses hava yolu testinde 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 6000 ve 8000 Hertz frekansları ölçülürken saf ses kemik yolu testinde 500, 1000, 2000, 4000 Hertz frekansları ölçülmektedir. Hastanın kulaklarına farklı desibellerde ses gönderilir. Saf ses hava yolu testinde -10 dB ile 120 dB aralığında ses verilerek ölçülmektedir. Saf ses kemik yolu testinde -10 dB ile 80 dB aralığında ses

verilerek ölçülmektedir. Hastadan sesi duyduğunda ona verilmiş olan butona basması istenir. Hastanın butona bastığı en düşük ses şiddeti hastanın işitme eşiği olarak işaretlenir. Her frekans için bu işlem tekrarlanır (British Society of Audiology, 2012). İşitme eşiği belirlenirken British Society of Audiology'nin önerileri doğrultusunda gelenekselleşmiş 10 dB aşağı ve 5 dB yukarı basamaklama yöntemi (Modified Hughson-Westlake method) ile gerçekleştirilmiştir.

b. Konuşma odyometrisi

Konuşma odyometrisi, işitsel işlevi değerlendirmek için konuşma uyarılarını kullanan prosedürleri ifade eder (Konkle ve Rintelmann, 1983). Carhart'ın (1951) çalışmasından bu yana, konuşma odyometrisi, konuşma duyulduğunda netliğin değerlendirilmesinin yanı sıra konuşma duyarlılığının değerlendirilmesini de içermektedir.

i. Konuşmayı alma eşiği (SRT/SAT)

Hastanın, konuşma sırasında algılayabildiği en düşük ses seviyesini belirlemek amacıyla yapılan testtir. American Speech Language-Hearing Association (ASHA, 1988) SRT'yi bir bireye söylenen spondaik kelimelerin %50'sinde tekrarlayabildiği ses seviyesi olarak tanımlarken, SAT'ı bir bireyin konuşmanın %50'sini algıladığı ses seviyesi olarak tanımlar. SAT, sözlü olarak yanıt veremeyen veya konuşma tanıma yeteneği çok zayıf olan ve bir SRT elde etmek için spondaik kelimeleri tanıyamayacak kadar zayıf olan bebekler, küçük çocuklar veya yetişkinler tarafından konuşma uyarılarının farkındalık düzeyini belirlemek için kullanılır (Schlauch ve Nelson, 2015).

ii. Konuşmayı ayırt etme oranı (SD)

Konuşmayı alma eşiği seviyesinin 25-40 dB üzerinde fonetik olarak uygun, bir heceden oluşan kelime grupları ile uygulanmaktadır. Hastaya test boyunca 25 kelime okunur ve bunları tekrar etmesi istenir. Hastanın tekrar edebildiği kelime sayısı 4 ile çarpılarak yüzde normunda SD belirlenmiş olur.

iii. En rahat ses seviyesi (MCL)

Hastanın, dış ortamdaki konuşmaları en rahat hangi seviyede duyabildiğini tespit etmek amacıyla yapılmaktadır. İşitme cihazında gereken amplifikasyon seviyesinin belirlenmesinde MCL önemli bir parametredir.

iv. Rahatsız edici ses seviyesi (UCL)

Hastanın dış ortamdan işitilen seslerdeki kulağı rahatsız edecek kadar yüksek ses şiddetini belirlemek için yapılmaktadır. UCL, cihazın maksimum ses seviyesini belirlemek için gereklidir. UCL ve MCL İşitme cihazı kullanan bireylerin cihazdan alacağı işitsel verimi arttırmak için ve doğru cihaz seçiminde önemli rol oynamaktadır (Punch ve ark, 2004).

2. Objektif Yöntemler

a. İmmitansmetrik değerlendirme

İmmitansmetrik değerlendirme orta kulak fonksiyonlarını değerlendirmeye yarayan objektif test yöntemlerinden biridir. İmmitansmetrik ölçümlerde orta kulak basıncını, yüksek şiddetteki sese karşı kulağı koruyan akustik refleksi ve östaki tüpü fonksiyonlarını değerlendirir (Schlauch ve Nelson, 2015).

i. Timpanometri

DKY'ye 85dB SPL şiddetinde ve alçak frekansta (yetişkinler için 226Hz frekansında) bir prob ton uyarı verilir. Timpanik membranın iki tarafı arasında oluşturulan basınç farklılığı şeklindeki dinamik değişikliklerin bir fonksiyonu olarak, orta kulağın kompliansındaki değişiklikler kaydedilir Ölçüm sonucunda dış kulak yolu hacmi, statik kompliyans ve gradyan değerlerini verir (Şerbetçioğlu,2016).

ii. Akustik refleks eşiği

Akustik refleks eşiği, 500, 1000, 2000 ve 4000Hz frekanslarında verilen bir saf ses uyarana yanıt olarak orta kulak kompliansında ölçülebilir derecede bir artışa neden olan en düşük uyaran şiddetidir. Normal işiten kişilerde 500, 1000, 2000 ve 4000Hz frekanslardaki refleks eşiği 70-100dB arasındadır. Bireylerde normal bir timpanogram elde edilmesinin yanısıra akustik refleksin de normal düzeyde bulunması, uyaran verilen kulakta büyük olasılıkla hem orta kulak patolojisinin hem de ileri derecede bir sensorinöral işitme kaybının bulunmadığını düşündürür. Ayrıca akustik refleks ipsilateral ve kontralateral yoldan

kaydedilerek, sinir sisteminin bütünlüğünün test edilmesine de olanak sağlar (Şerbetçioğlu, 2016).

b. Otoakustik emisyonlar (OAE)

Otoakustik emisyonlar, koklea tarafından üretilen ve orta kulak ve kulak kanalına yayılan düşük yoğunluklu seslerdir. Belirli bir frekansın emisyonlarının, kokleanın o frekansın işlenmesinden sorumlu olan baziler membranındaki yerden kaynaklanması bakımından frekansa özgüdürler.

David Kemp 1978 yılında, kokleadan orta kulak yoluyla kulak kanalına geri dönen bir sesin üretildiğini ortaya koyarak kulak zarının önüne yerleştirilen çok hassas mikrofonlar yardımıyla kaydedilebilen çok düşük seviyeli seslerin olduğunu göstermiştir (Stach,2010). Otoakustik emisyonlar (OAE) klik yani geniş band ses uyarıları veya transient ses uyarıları ile meydana gelebileceği gibi herhangi bir uyarı olmadan spontan olarak da saptanabilir.

Spontan Otoakustik Emisyonlar, kulak kanalında ortaya çıkan bir sinyal olmadan oluşan dar bantlı sinyallerdir. Normal işiten insanların %50'si ile %70'inden elde edilir. 30 dB'i aşan işitme kayıplarında elde edilemez (Penner, Glotzbach ve Huang,1993).

Uyarılmış Otoakustik Emisyonlar, geçici uyarılmış otoakustik emisyon (TEOAE) ve distorsiyon ürünü otoakustik emisyon (DPOAE) olarak ikiye ayrılır. Uyarılmış OAE'ler sayesinde işitsel fonksiyonu tüylü hücrelerden işitsel kortekse kadar değerlendirmek ve analiz etmek kolaylaşmıştır. Normal kokleada bulunan frekansa spesifik dış tüy hücreleri, gelen ses uyarısını iletmek için titreşir. Sağlıklı bir kulakta dış tüy hücrelerinin titreşimleri sesli uyarılarla artar ve artan titreşim enerjisi kokleadan orta kulağa doğru taşar. Otoakustik emisyon ile bu enerji dış kulak yoluna yerleştirilen duyarlı bir mikrofon ve hoparlör aracılığıyla kaydedilir (Stach,2010).

c. İşitsel uyarılmış potansiyeller

Akustik stimülasyonla beyinde uyandırılan küçük elektrik voltajlarını veya potansiyellerini çıkarmak mümkündür. Bu elektriksel olaylar oldukça karmaşıktır ve stimülasyonun başlamasından sonra oldukça geniş bir zaman aralığında gözlemlenebilir. Bir işitsel uyarılmış potansiyel, sese yanıt olarak merkezi işitsel

sinir sisteminin belirli bir bölümünün elektrofizyolojik işlevini yansıtan bir dalga biçimidir (Burkard ve ark, 2007, Hall, 2007).

Odyolojik amaçlar için, uyarılmış potansiyellerin gözlemlendiği gecikme aralıklarına göre kategorilendirilmektedir. Bireyin kulağına gönderilen sinyalin ardından ilk 5 ms içinde meydana gelen uyarılmış potansiyellerin en erkeni elektrokokleografi (*ECochG*) olarak adlandırılır. *ECochG*, koklea ve VIII. sinirin aktivitesini yansıtır. En yaygın olarak kullanılan uyarılmış potansiyel, işitsel beyin sapı yanıtı (ABR) olarak adlandırılır ve sinyal başlangıcından sonraki ilk 2-12 msn içerisinde elde edilir. ABR, işitme sinirinin başlangıcından pons'un en üst bölümüne kadar olan anatomik bölgede, işitme yollarındaki elektriksel akımın senkronize aktivitesini kaydeder. ABR, 7 adet pozitif tepeden oluşur ve literatürde dalgalar Jewett ile Williston' un tanımladığı gibi verteks pozitif tepelerine göre Roma rakamlarıyla ifade edilir.

Orta Latans Yanıtları (MLR), sinyal başlangıcından sonraki ilk 50 ms içinde meydana gelir ve işitsel korteksteki veya yakınındaki aktiviteyi yansıtır. Geç latans yanıtları (LLR), sinyal başlangıcından sonraki ilk 250 ms içinde meydana gelir ve serebral korteksin birincil işitsel ve ilişki alanlarının aktivitesini yansıtır. Bu önlemler, *ECochG*, ABR, MLR ve LLR, geçici potansiyeller olarak bilinir. Tek bir uyarın sunumuna yanıt olarak meydana gelirler ve kaydedilirler. İşlem daha sonra birçok kez tekrarlanır ve yanıtların tekrarlanabilirliğine göre değerlendirilir. İşitsel devamlı-durumda uyarım yanıtları (ASSR) olarak adlandırılan farklı bir uyarılmış potansiyel türü, devam eden bir uyarandaki bir modülasyona veya değişime yanıt olarak beynin devam eden aktivitesini değerlendirerek ölçülür. ASSR, kullanılan modülasyon hızına bağlı olarak beynin farklı bölümlerinden gelen aktiviteyi yansıtır. Daha yavaş gelen yanıtlar beynin daha merkezi yapılarından kaynaklanırken, daha hızlı gelen yanıtlar daha periferik işitsel sinir ve beyin sapı yapılarından kaynaklanır (Stach,2010).

İşitsel uyarılmış potansiyeller, işitsel sistemlerin bütünlüğünü değerlendirmek için nesnel bir araç sağlar. Davranışsal odyometrinin aksine test sonuçlarının uyku, dikkat değişiklikleri veya sedasyondan etkilenmemektedir (Roeser ve ark., 2007). Bu nedenle uyarılmış potansiyeller, yenidoğanların, küçük çocukların ve davranış testleri sırasında koopere olamayan kişilerin işitmesinin

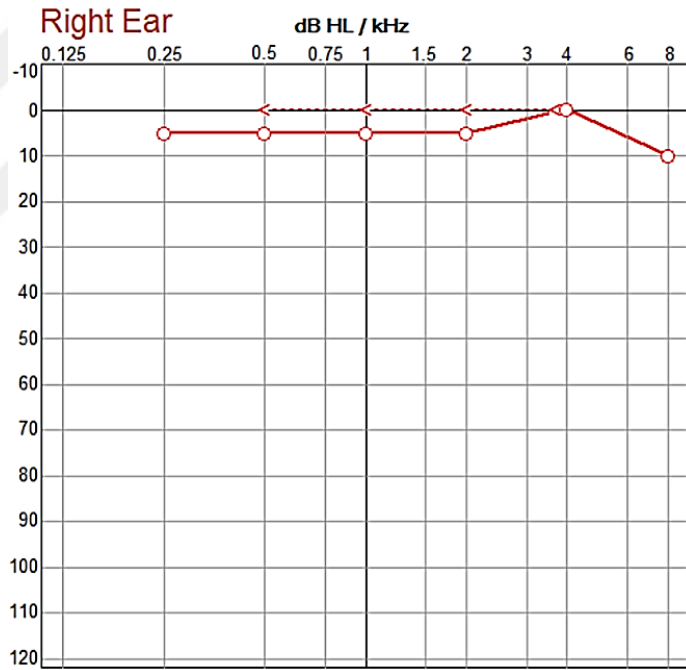
ölçülmesinde güçlü bir araç haline gelmiştir. İşitsel sinir sistemi yapılarının işlevini ölçmede değerli bir teşhis aracı olarak hizmet eder.

İşitsel uyarılmış potansiyelin dört ana uygulaması vardır.

- İşitme hassasiyeti tahmini,
- Yenidoğan işitme taraması,
- Merkezi işitsel sinir sistemi fonksiyonunun tanısal değerlendirmesi,
- Ameliyat sırasında işitsel sinir sistemi fonksiyonunun izlenmesi (Stach, 2010).

3. D. Normal İşitme

ISO-1969'a göre İşitme eşiklerinin 25 dB'den daha düşük işitme eşiklerinin gözlemlendiği durumdur (Goodman, 1965) (Şekil 17).



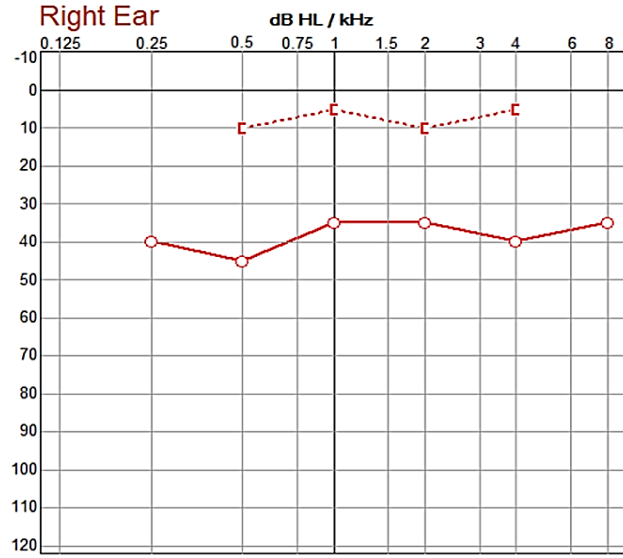
Şekil 17. Sağ kulakta normal işitmeyi gösteren odyogram grafiği

D. İşitme Kaybı Tipleri

1. İletim Tipi İşitme Kaybı

Hava yolu işitme eşiklerinde kayıp gözleniyorken Kemik yolu işitme eşikleri normal sınırlarda yer alıyorsa, işitme kaybı iletim tipi işitme kaybıdır (Şekil 18). İç kulak cevabı normal sınırlar arasında yer alırken, hava yolu işitme

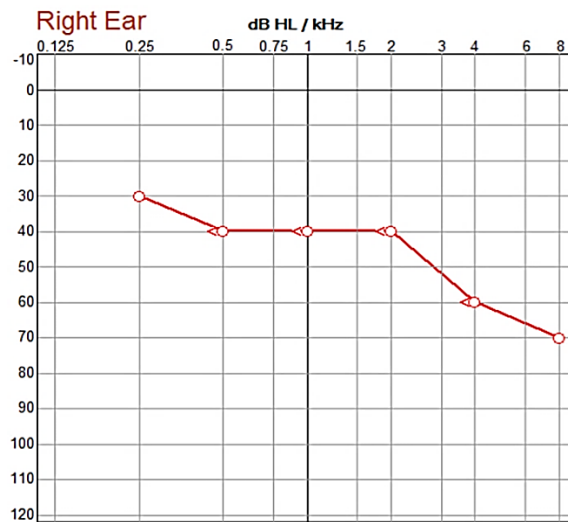
eşikleri, bu cevabın şiddet olarak üzere çıkmıştır. Sesin iç kulağa iletilmesi aşamasında bir sorun olduğu düşünülmelidir (Bakır S., 2013).



Şekil 18. Sağ kulakta iletim tipi işitme kaybını gösteren odyogram grafiği

2. Sensörinöral Tip İşitme Kaybı

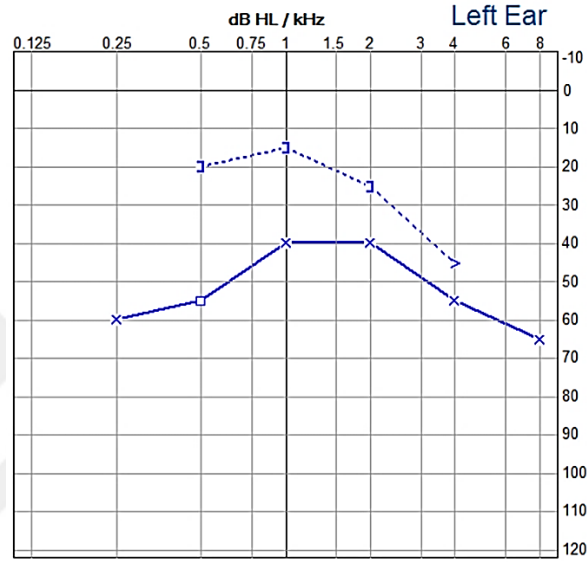
Hava yolu işitme eşikleri normal sınırların dışına çıkmış ve kemik yolu işitme eşikleri, hava yolu işitme eşikleri ile çakışık elde edilmişse veya 5 dB'i aşmayan aralıktaysa işitme kaybına sensörinöral işitme kaybı denmektedir (Bakır, 2013) (Şekil 19). Burada, iç kulak cevapları ile hava yolu cevapları aynı olduğu için, hava yolunda sesin iletimini olumsuz etkileyecek bir faktörden söz edilemez (Franks, J.R., 1985).



Şekil 19. Sağ kulakta sensörinöral tip işitme kaybını gösteren odyogram grafiği

3. Mikst Tipi İşitme Kaybı

Hava yolu ve kemik yolu işitme eşikleri normal değerlerin dışına çıkmış ve hava yolu işitme eşikleri ile arasında 5 dB'i aşan aralık varsa, mikst tip işitme kaybı olarak tanımlanır (Bakır, 2013) (Şekil 20). Bu tip işitme kayıplarında sorun, iç kulak veya işitme sinirinde olabileceği gibi sesin hava yolu ile taşınan kısımlarında, dış kulak yolunda, timpanik membranda veya orta kulak yapılarında olabilir (Franks, J. R., 1985).



Şekil 20. Sol kulakta mikst tip işitme kaybını gösteren odyogram grafiği

4. Santral Tip İşitme Kaybı

Santral işitme kaybı, ASHA tarafından ses lokalizasyonu ve lateralizasyon, işitsel ayırım, işitsel örüntü tanıma, işitmenin zamansal yönleri, rakip akustik sinyallerle işitsel performans ve bozulmuş akustik sinyallerle işitsel performans gibi merkezi işitsel süreçlerde bir eksiklik olarak tanımlanır. Santral işitme kayıplı bireylerde seslere dikkat, hafıza ve tekrar eden sesler, lokalizasyon, gürültüde konuşmayı anlama ve farklı sesleri ayırt etmede zorluk çekebilirler (Bess ve Humes, 2008).

5. Fonksiyonel (Organik Olmayan) Tip İşitme Kaybı

Literatürde organik olmayan işitme kaybı, psödohipoakuzi, fonksiyonel işitme kaybı ve psikojenik sağırılık olarak farklı şekillerde geçmektedir. Organik olmayan işitme kaybının nedeni değişkendir ve net olarak anlaşılammıştır. Bazen bir hasta, kendisine bir fayda sağlamak için (örneğin, engelli raporu)

İşitme kaybı taklidi yapar veya hasta, psikolojik bir rahatsızlık nedeniyle yanlış odyometrik bilgiler sunar. Bazen organik olmayan bir işitme kaybı, organik bir işitme kaybıyla birlikte bulunur. Organik olmayan işitme kaybına ilişkin açık bir ipucu, saf ses ortalaması ile konuşmayı alma eşiği (SRT) arasındaki uyumsuzluktur (Bess ve Humes, 2008).

E. İşitme Kaybının Dereceleri

İşitme kaybı derecesinin belirlenmesinde saf ses ortalaması (SSO) esas olarak alınmaktadır. SSO, 500, 1000, 2000, 4000 Hz'deki hava yolu işitme eşiklerinin ortalaması hesaplanarak elde edilir. İşitme kaybının sınıflandırılması için Goodman (1965) sınıflaması kullanılmıştır. Çizelge 3'te Goodman sınıflandırılması verilmiştir.

Çizelge 1. Goodman, 1965 sınıflandırması

İşitme Kaybının Derecesi	Goodman, 1965
Normal İşitme	25=<
Hafif Derecede İşitme Kaybı	25> ve 40 =<
Orta Derecede İşitme Kaybı	40> ve 55 =<
Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı	55> ve 70 =<
İleri Derecede İşitme Kaybı	70> ve 90 =<
Çok İleri Derecede İşitme Kaybı	90>

F. Yapay Zekâ

İnsan, dünyada gördüğümüz en karmaşık ve zeki varlıktır. İnsanın yaptığı her bir davranış zekasının ürünü olarak karşımıza çıkarken diğer canlıların yaptığı davranışlar içgüdüselidir. Yapay zekâ, İnsan zekasını anlamak için bilgisayarları kullanma görevidir. Akıllı makineler, akıllı bilgisayar programları yapmak bir nevi zekanın bilimi ve mühendisliğidir (McCarthy, 2004). Yapay zekâ, insan zekasının ortaya koymuş olduğu, makinelerin öğrenmesine ve onlara insana yakın bir bilinç kazandırılmasını amaçlayan bir kavramdır.

Yapay zekâ kavramı fikrini ortaya atan ilk isim “Makineler düşünebilir mi” sorusunu soran ve makinelere zekâ kazandırılabilir mi çalışmalarına öncülük eden Alan Mathison Turing'tir. Turing, II. Dünya Savaşı esnasında Kripto analisti olarak görev yapmıştır. Kripto analizi için ihtiyaç duyulan elektromekanik cihazların üretilmesi sayesinde bilgisayar bilimi ve yapay zekâ

kavramları doğmuştur. Turing'in "Hesaplayan Makineler ve Zekâ" makalesi yapay zekanın temeli olarak kabul edilmektedir. Turing bu makalede makinelerin düşünme ve zekâ kabiliyetini test ettiği Turing Testini ortaya koymuştur. Turing Testi, Bir insan sorgulayıcının, bir bilgisayar ve insan metin yanıtını ayırt etmeye çalıştığı bir testtir. Bu test, yayınlanmasından bu yana çok fazla incelemeye tabi tutulmuş ve dilbilim fikirleri kullanıldığından, yapay zekâ tarihinin önemli bir parçası olmakla beraber felsefesinin de temel taşlarından biridir (Turing, 1950; Saleh, 2019).

1. Makine Öğrenmesi

Makine Öğrenmesi, belirli bir probleme yönelik model eğitimi yapılarak sorunun çözüme kavuşmasını hızlandıran, sistemi otomatik hale getiren yazılımsal kodlama argümanlarının ortak adıdır. Makine öğrenmesi, performansı artırmak veya doğru tahminlerde bulunmak için deneyimi kullanan hesaplama yöntemlerinin bir algoritmaya dönüşmesi olarak tanımlanabilir (Weeks, 1996). Bu algoritmalar, makinelerin deneyimlerini artırarak öğrenme işleminin gerçekleştirilmesi, veri seti üzerinde çalışmalar yaparak kurallar üreten, veri setinde yapılan değişimlere uyarlanabilen, tecrübesi arttıkça başarımların yüzdesi de artan yazılımların planlanması ile ilgilenmektedir. Makine öğrenmesi, tanımlanan ve çözümü çıktı olarak vermesi amaç edinilen sorunu veri kümesindeki bilgilere göre tasarlanıp eğitilen model ile tarayarak çözüme yönelik bilgileri çıktı olarak sunan yapay zekanın alt birimidir. Makine öğrenmesi metodu, veri kümesindeki örüntüleri tespit ederek, akılcı karar verme için istatistik, mantık ve hesaplamayı birlikte kullanan yapay zekâ disiplinleri bütününe bağlı olarak çözümü istenen konuda eğitilip modellenen algoritmaya göre çözümü çıktı olarak sunar (McDonald, 2020).

Mail hesaplarımızdaki e-postalarımız makine öğrenmesi kullanılarak filtreleniyor, film izlediğimiz siteler izleyeceğimiz filmler konusunda tavsiyeler verirken, kullandığımız sosyal medya uygulamaları takip ettiğimiz konulara göre bizlere içerik önerirken ve günlük hayatta alıştığımız birçok rutinimizde bizlere makine öğrenmesi kullanarak tavsiyelerde bulunmaktadır. Apple 2017 yılında piyasaya sürdüğü iPhone X adlı modelinde yine makine öğrenmesi algoritmaları

kullandığı teknolojisi FaceID ile yüzdeki herhangi bir değişikliğe rağmen yüzü algılayabilmektedir (Laperruqe, 2017).

a. Kullanım alanları

Makine öğrenmesi, öneri sistemlerinde sürekli kullanılan bir modeldir. Öneri sistemleri, kullanıcıya sistemde bulunan ve beğenmesi muhtemel olan ürünleri (film, müzik, kitap vb.) önerme özelliği barındıran sistemler olarak karşımıza çıkmaktadır. Yapılan öneriler ile kişinin ne tarz ürünler alacağı tahmin edilmektedir. Öneri sistemleri şu anda en aktif olarak online alışveriş, sosyal medya, müzik ve film izleme platformlarında kullanılmaktadır. Makine öğrenmesi uygulamaları gelecek ile ilgili tahminler yapmak için de sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle hava durumunu belirlerken meteoroloji sistemleri şu anda var olan hava durumu ve geçmişteki durumları değerlendirerek geleceğe yönelik hava tahminleri yapmaktadır.

Hayatımızda çok önemli bir yer tutan internet ve burada oluşturulan veri toplulukları ile bunlardan anlamlı sonuçlar çıkarma arayışı hız kazanmıştır. Yapay zekâ artık hayatımızın her alanına girmektedir. Fiyat tahmin sistemleri, görsel algılama ve analiz, ticari tahmin ve analizler, öneri motorları ve daha pek çok alanda makine öğrenmesi kullanılmaktadır. Makine öğrenmesinin günümüzde en güncel olarak kullanıldığı alan ise otonom araçlar olarak karşımıza çıkmaktadır. Otonom araçlar; sürücüsüz araç, kendi kendine çalışan araç, robotik araç olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu araçlar dışardan bir müdahale olmaksızın kendi kendine karar verip uygun bir sürüş modeli ortaya çıkarabilmektedir. Bu işlemi sağlayabilmek için dışarıdan sensörler ve kameralar yardımıyla aldığı verilerle kararlar vermektedir. Otomobil firmalarının sürücüsüz araçları buna örnek olarak verilebilir (Serim, 2015; Atalay ve Çelik ,2017).

b. Makine öğrenmesi süreci

Makine öğrenmesi ve veri madenciliği yakın ilişki içerisinde olan disiplinlerdir. Veri madenciliğinde makine öğrenmesi algoritmaları, kredi başvurusu, finansal yatırım, tıbbi kayıtlar vb., büyük veri tabanlarında değerli bilgiyi keşfetme işlemlerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Makine öğrenmesi süreci, Veri madenciliği süreçlerine benzer işlemleri içermektedir. Makine öğrenmesi süreci olarak literatürde benzer adımlar verilmektedir. Bunlar;

- problemin tanımlanması,
- veriyi anlama,
- veri hazırlama,
- model kurma,
- model değerlendirme ve seçimi,
- modelin uygulanması olmak üzere 6 aşamadan oluşmaktadır (Tekerek,2011).

Bir problemi çözmek için problemi iyi okumak ve anlamak çözüme kişiyi yaklaştırmaktadır. Bu işlemin gerçekleştirilebilmesi için problemin tanımının iyi bir şekilde yapılmış olması gerekmektedir. Öncelikle makinenin neyi öğreneceğinin iyi açıklanması gerekmektedir. Daha sonra problemimizi çözmek için bize yardımcı olacak veri seti ile ilgili çalışmaların yapılması gerekmektedir. Bu işleme veri ön işlem süreci ismi verilmekte ve bu süreçte ham verinin analiz edilebilmesi için hazır hale getirilme çalışmaları yapılmaktadır. Burada ki en önemli sorun, eğer veri seti problemimizi çözmeye uygun değilse yapılan çalışmanın hiçbir değerinin olmamasıdır. Bu nedenle çalışma yapılacak veri setinin kaliteli olmasının önemi büyüktür. Verinin kalitesi; doğruluk, tamlık, tutarlılık, güncellik, inanılabilirlik, katma değer, yorumlanabilir olması ve ulaşılabilirlik gibi farklı durumlar incelenerek belirlenmektedir. Veri ön işlem süreci 5 temel adımı içermektedir. Bunlar;

- veri özetleme,
- veri temizleme,
- veri bütünleştirme ve dönüştürme,
- veri indirgeme,
- veri ayrıklaştırma ve kavram hiyerarşisi oluşturmaktadır.

Bu işlemlerin yapılabilmesi için de verinin iyi anlaşılması gerekmektedir. Burada hangi özelliğin hangi tipten veriler içerdiği, hangi özelliğin ne ifade ettiği gibi sorulara cevap aranmaktadır. Bir sonraki aşama olan veri setini hazırlama sürecinde ise, verinin modele uygulanma aşamasından önce birtakım işlemlerden geçmesi gerekebilir. Bunlara örnek olarak; aykırı değerler, tekrar eden veriler ve

eksik veri sorunu verilebilir. Bu aşama da bu tarz sorunlara çözümler bulunmaktadır (Hurwitz ve Kirsch, 2018; Atalay ve Çelik, 2017).

c. Makine öğrenmesi yöntemleri

Makine öğrenmesini sağlayan aslında kullanılan algoritmalarıdır. Bu algoritmaların seçiminde elimizde bulunan veri setinin önemi çok fazladır. Elimizde bulunan veri setinde çıktı değerleri biliniyorsa denetimli öğrenme, çıktı değerleri olmadan bir öğrenme modeli geliştireceksek denetimsiz öğrenme algoritmaları kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda, denetimli öğrenme sınıflandırma, denetimsiz öğrenme ise kümeleme ile temsil edilmektedir. Eğitim için etiketlenmiş verilerin kullanımını da sağlayan diğer bir yöntem ise yarı denetimli öğrenme modelidir. Bu hibrit yöntemde etiketlenmiş ve etiketlenmemiş verilerin bir kombinasyonu kullanılarak model oluşturulmaktadır.

Sınıflandırma, makine öğrenmesinde en sık kullanılan yöntemlerden birisidir. En sık kullanıldığı alanlar; örüntü tanıma, dolandırıcılık tespiti, hastalık tanıları ve pazarlama konularıdır. Verinin sınıflandırılması işlemi, daha önce sınıf etiketleri belli olan veri setini eğitim ve test olmak üzere iki parçaya bölme işlemi ile başlamaktadır. Sınıflandırmanın amacı, benzer özellikteki verilerin önceden etiketlenmiş veri gruplarından hangisine ait olduğunu tahmin edilmesidir. Literatürde sınıflandırma işlemi için çok fazla algoritma bulunmaktadır. Bazıları şunlardır; Karar Ağaçları, Yapay Sinir Ağları, Bayes, Destek Vektör Makineleri, K-en Yakın Komşu algoritmalarıdır (Smola ve Vishwanathan, 2008).

Kümeleme ise model oluştururken karar sınıfının belli olmadığı modelin veri setindeki verileri belirli mesafe ölçüm araçları kullanılarak verinin kümelenmesi işlemini içermektedir. Burada birbirine benzerlik gösteren veriler ölçüm araçları ile birbirinden ayrılmaktadır.

Denetimli öğrenme Bağıl yahut değişkenlerden oluşan bir veri setinde, yazılan her algoritmaya dair bir çıktının yer aldığı kısaca giriş yapılan bilgi ile sistem çıktısının belli olduğu öğrenme yöntemidir. Etiketlenmiş veri seti olarak adlandırılmış bu grup yüklenmiş algoritmalar ile sistem çıktısı arasında bir bağlantı kurmaya çalışarak karar verme yöntemini belirlemeyi amaçlayarak öğrenir. Karar ağaçları, destek vektör makineleri, yapay sinir ağları, topluluk öğrenme yöntemleri denetimli makine öğrenmesine birer örnek teşkil eder

(Sammut ve Webb, 2010). Örneğin; bir hastanedeki hastaların hasta olup olmadıklarına dair bilgiler toplanırken, kişinin demografik bilgilerinin yanında biyolojik veriler ve sonuç olarak hasta olup olmadığını gösteren verileri de toplanmaktadır. Burada kişinin hasta olup olmadığı verisi bizim sınıfımızı ifade etmektedir. Toplanan bu veriler ile gelecekte hastaneye başvuracak hastaların hasta olup olmadıklarına dair sonuçlar elde etmek hedeflenmektedir. Yapılması gereken bu problemi çözecek olan modelin oluşturulmasıdır. Bunun için elimizdeki veriyi eğitim ve test verisi şeklinde iki parçaya bölmemiz gerekmektedir. Eğitim verisi ile model oluşturulacak ve test verisi ile de modelin ne kadar doğru tahminler de bulunduğu test edilecektir. Denetimli öğrenme modelleri, geçmişteki verilerle diğer bir ifade ile geçmiş deneyimlerle geleceğe yönelik tahminlerde bulunmaktadır. Önemli olan bu işlemi en iyi yapacak modelin seçiminin doğru yapılmasıdır.

Denetimsiz öğrenme Veri setinde etiketlenmesi bulunmayan dolayısı ile girdilere yönelik sistem çıktısının alınmasının daha zor olduğu öğrenme biçimidir. Kümeleme işlemi bu tarz öğrenme biçimine örnektir (Sağiroğlu, Beşdok ve Erler, 2003). Etiketli veriler olmadan veri kümelerindeki girdiler üzerinden sonuç üretmek için kullanılan bir makine öğrenme yöntemidir. Denetimsiz öğrenme, kümeleme, aykırılık tespiti, sınır ağları, gizli değişken modellerin öğrenilmesi gibi çalışmaları içermektedir

Yarı denetimli öğrenme Makine öğrenmesi grupları içerisinde insanın öğrenme sürecine en yakın olan öğrenme biçimidir. Elde az miktarda etiketlenmiş ve çok miktarda etiketlenmemiş veri bulunduğu kullanılabilecek bir yöntemdir. Burada hedeflenen az miktarda etiketlenmiş olan veriden yola çıkarak etiketlenmemiş veriler hakkında bilgi sahibi olmaya çalışmak yani onları sınıflandırmaktır. Denetimli öğrenme yöntemi ile en önemli farkı etiketlenmiş veri sayısıdır. Günümüz WEB sayfalarının arama motorları bu tarz öğrenmeye örnek gösterilebilir (Sağiroğlu, Beşdok ve Erler, 2003).

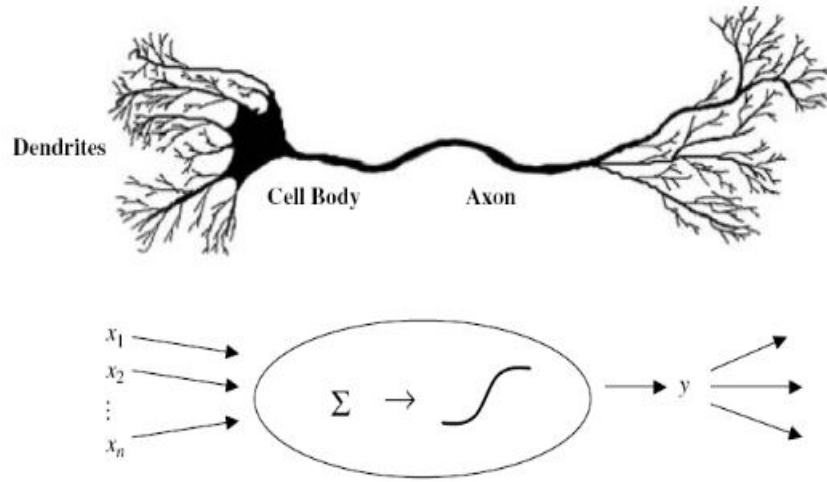
Bunların dışında son zamanlarda büyük bir önem kazanan pekiştirmeli öğrenme türü de bulunmaktadır. Pekiştirmeli öğrenme, çevre ile etkileşime dayalı amaca yönelik bir öğrenme yöntemidir. Bu yöntemde bilgisayarda bir ajan ödülleri maksimize edecek şekilde, deneme yanılma ile hareket etmektedir. Bu deneme yanılma sürecinde ajanın yaptığı her doğru ve yanlışta bilgisayarda bir

değer hesaplanır. Bu değer bir tabloda saklanır. Ajan öğrenme işlemi gerçekleştirdikçe, bu değerler sürekli güncellenir ve süreç sürekli olarak olasılıkların son değerlerden hesaplandığı bir süreç olarak karşımıza çıkmaktadır. Son yıllarda Derin öğrenme olarak karşımıza çıkan model pekiştirmeli öğrenme sürecine en güzel örnek olarak verilebilir (Sutton ve Barto, 2018).

d. Yapay sinir ağları (YSA)

Yapay sinir ağları, İnsan beyin hücresi olan nöronların birbirleriyle olan iletişimlerini model olarak geliştirilen bir teknolojidir. Nöronlar, hücre duvarı veya zarının voltajında kısa ömürlü darbeler veya "ani yükselmeler" olan elektrik sinyalleri aracılığıyla iletişim kurar. Ara nöron bağlantıları, hücrenin dendrit olarak adlandırılan dallarında yer alan sinaps adı verilen elektrokimyasal bağlantılar aracılığıyla gerçekleşir. Her bir nöron binlerce bağlantı alır.

YSA pek çok teknolojide kullanıldığı gibi veri madenciliğinde de kullanılmaktadır. YSA öğrenme yöntemiyle, yeni bilgileri üretme, bu bilgileri keşfetme, düşünebilen sistemler tasarlamak için geliştirilmiştir. YSA için özel bir yöntem geliştirmeye gerek yoktur. YSA kendi iç kurallarını üretir ve bu kurallarla elde edilen sonuçları karşılaştırma yaparak kendisini geliştirir. YSA deneme yanılma yoluyla kendisini eğitir ve bir işin nasıl yapılması gerektiğini öğrenir. Yapısı gereği matematiksel algoritmalarından ibaret olan, yapay sinir ağları temelde üç ana bölümden oluşmaktadır. Giriş katmanı sisteme gelen verilerden oluşur. Veri seti bilgileri bu katmana işlenir. Özetle bu katman girdi vektörüdür. Orta katman olarak görülen gizli katman ise nöron görevini üstlenen algılayıcıların bulunduğu YSA'nın özüdür. Biyolojik nörondaki tüm görevleri burada gizli katmanda yer alan yapay sinir ağlarını çalıştıran algoritmalar yönetir. Gizli katman nöronları bir önceki katmandan alınan her veriyi bir dizi işlemde geçirerek bir sonraki katmana ileterek, anlamlı çıkışlar sunmaya çalışmaktadır. Giriş katmanındaki bilgiler bu katmanda işlenerek anlamlı çıktılarının alınmasını sağlar (Gurney, 1997; Hornik, Stinchcombe ve White, 1989).



Şekil 21. Nöron hücrelerinin iletişim yapısı ve yapay sinir ağı algoritması

Kaynak: <http://kod5.org/yapay-sinir-aglari-ysa-nedir/>

Yapay sinir ağları bağlantı yapılarına göre iki şekilde sınıflandırılmaktadır,

i. İleri beslemeli ağlar

İleri beslemeli sinir ağı, yapay sinir ağlarının en basit türüdür. Bu ağda, veriler, giriş düğümlerinden, gizli düğümler (varsa) boyunca ve çıkış düğümlerine doğru, yalnızca bir yönde hareket eder. Ağda döngü yoktur. İleri beslemeli sinir ağları, birden fazla nöron kullanan ve ağ içinde geri besleme yolu içermeyen sinir ağlarıdır (Narendra, ve Parthasara, 1990).

ii. Geri beslemeli ağlar

Veri akışını sadece ileriye doğru sağlamayıp aynı zamanda geriye doğru da veri akışını sağlayan ağ yapısıdır. Sinir hücreleri bir katmandan ilerdeki veya gerideki başka bir katmanla geri besleme bağlantıları kurabilir. Bir sinir ağı, geri besleme bağlantılarına sahip olduğu için ileri beslemeli sinir ağından farklıdır. Tekrarlayan sinir ağının mevcut çıktısı hem mevcut hem de önceki girdilere bağlı olduğundan, tekrarlayan ağların işlevi, değerleri depolanmış bellekler gibi davranır. Tekrarlayan sinir ağlarının örnekleri arasında Elman sinir ağı (Elman, 1990), Hopfield ağı (Hopfield, 1982) ve Jordan ağı (Jordan, 1986) sayılabilir (Haykin, S., 1994).

G. Koşullu Yapılar

Koşula bağlı yapılar tüm yazılım dillerinin ortak ve en önemli konularından biridir. Koşullu işlemleri yapabilmek için ‘koşul deyimleri’ adı verilen söz dizilerinden faydalanılır. Koşul deyimleri bir döngü oluşturabilecekleri gibi tek bir koşul şartına bağlı olarak da işleme alınabilir. Koşul yapıları farklı programlama dillerinde aynı manaya gelen farklı kelimelerle kullanılabilir. Bu çalışmada Java programlama dili kullanılacağı için Java programlama diline göre koşullu yapılar anlatılacaktır. Koşullu yapıların olası şartları sağlaması için karşılaştırma operatörleri kullanılmaktadır.

Örneğin A=5, B=7 değerleri olsun,

Çizelge 2. Karşılaştırma operatörleri (Kırca, 2016)

Operatör	Açıklama/Örnek Kullanım
== (eşit)	İki değer eşitse true , değilse false (A==B) => false
!= (eşit değil)	İki değer eşit değilse true , eşitse false (A!=B) => true
> (büyüktür)	ilk değer ikincisinden büyükse true ,değilse false (A>B) => false
< (küçüktür)	ilk değer ikincisinden küçükse true, değilse false (A<B) => true
>= (büyük eşitse)	ilk değer ikincisinden büyük veya eşitse true ,değilse false (A>B) => false
<= (küçük eşitse)	ilk değer ikincisinden küçük veya eşitse true ,değilse false (A<B) => true

If kelimesinin Türkçede “eğer” anlamına gelmektedir. If bloğunda yazılan kodun çalışabilmesi için if koşulunun true olması gerekmektedir. if koşulu sağlanamazsa başka bir kod bloğu çalıştırmak istiyorsak, yani if koşulu false ise başka bir işlem yaptırmak istiyorsak, bu durumda else deyimini kullanabiliriz. Else kelimesi Türkçedeki “başka” anlamına gelmektedir. Yazılım dilinde ise “yukarıda belirtilen koşullar gerçekleşmezse” anlamına gelecek şekilde kullanılmaktadır. If deyiminin false olduğu durumlarda if bloğunun ardından else bloğu yazılarak döngünün devam etmesi sağlanır. Koşullu yapılar genel olarak if-else olarak kullanılır. Yani koşul sağlanırsa if bloğu içindeki kodlar çalışır, sağlanmazsa else bloğu içindeki kodlar çalışır. If tek başına kullanılabilirken else deyimini tek başına kullanılamaz (Calvanesse D., 2004).

Birden fazla şartın aynı anda gerçekleşmesi veya şartların yalnızca bir tanesinin gerçekleştiği döngüler yazılmak istenirse “and” ve “or” mantıksal operatörleri kullanılır.

A = true ,B=true olsun,

Çizelge 3. Mantıksal operatörler (Kırca,2016)

Mantıksal Operatör	Açıklama/Örnek Kullanım
&& (AND)	İf içindeki tüm koşullar true ise true, değilse false
	(A && B) => true
	(A && !B) => false
 (OR)	İf içinde tek bir koşul true ise true, değilse false
	(A B) => true
	(A !B) => true
	(!A !B) => false

III.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Odyoloji Bölümü Klinik Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışma, İstanbul Aydın Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 16.06.2021 tarihinde 2021/512 kayıt numarasıyla onaylanmıştır (EK 1).

A. Veri Seti

Örneklem büyüklüğü belirlenirken G Power 3.1.9.4 programı kullanılmıştır ve d etki büyüklüğü 0.80 large olarak alınarak analiz yapılmıştır. 1000 adet saf ses odyometre testi sonucu veri setine dahil edilmiştir. Veri setinin etiketlenmesi odyologlar tarafından yapılmıştır. Excel dosyasında hazırlanmış olan veri seti Python programı için csv formatına çevrilerek programda kullanılacak hale getirilmiştir.

Veri setindeki sınıflandırma Şekil 22 ve Şekil 23'te verilmiştir.

125 Hz Hava	250 Hz Hava	500 Hz Hava	1000 Hz Hava	2000 Hz Hava	4000 Hz Hava	6000 Hz Hava	8000 Hz Hava	500 Hz Kemik	1000 Hz Kemik	2000 Hz Kemik	4000 Hz Kemik	İşitme Kaybı Tipi
10	15	5	10	10	15	20	5	5	5	5	10	Normal İşitme
5	10	10	10	15	10	15	10	0	5	5	10	Normal İşitme
10	25	25	20	30	45	50	45	15	20	30	45	Sensörinöral İşitme Kaybı
20	25	50	60	55	65	65	65	50	60	55	65	Sensörinöral İşitme Kaybı
10	10	10	5	5	10	10	5	0	0	0	5	Normal İşitme
25	25	35	45	35	30	30	45	5	5	5	10	İletim Tipi İşitme Kaybı
20	30	30	35	25	35	40	45	5	5	5	10	İletim Tipi İşitme Kaybı
55	65	70	70	50	45	50	40	40	45	35	30	Miks Tipi İşitme Kaybı
20	15	15	10	15	10	10	10	0	0	5	5	Normal İşitme
55	65	70	70	70	65	65	60	65	70	70	65	Sensörinöral İşitme Kaybı
35	35	30	30	35	40	45	45	15	10	10	10	İletim Tipi İşitme Kaybı
25	30	35	35	25	40	45	50	10	15	10	10	İletim Tipi İşitme Kaybı
5	10	10	5	10	15	20	20	0	0	5	15	Normal İşitme
5	15	25	35	30	40	45	35	5	10	15	15	İletim Tipi İşitme Kaybı
5	5	15	20	35	55	60	55	10	20	35	55	Sensörinöral İşitme Kaybı
30	35	35	45	55	60	65	65	35	45	55	60	Sensörinöral İşitme Kaybı
35	40	45	50	65	70	75	70	35	40	50	50	Miks Tipi İşitme Kaybı
20	10	5	10	15	15	20	25	5	5	15	15	Normal İşitme
5	5	15	5	10	5	10	20	5	0	5	0	Normal İşitme

Şekil 22. Odyometre test sonuçlarının işitme kaybı türüne göre etiketlenmesi

125 Hz Hava	250 Hz Hava	500 Hz Hava	1000 Hz Hava	2000 Hz Hava	4000 Hz Hava	6000 Hz Hava	8000 Hz Hava	500 Hz Kemik	1000 Hz Kemik	2000 Hz Kemik	4000 Hz Kemik	İşitme Kaybı Derecesi
10	15	5	10	10	15	20	5	5	5	5	10	Normal İşitme
5	10	10	10	15	10	15	10	0	5	5	10	Normal İşitme
10	25	25	20	30	45	50	45	15	20	30	45	Hafif Derecede İşitme Kaybı
20	25	50	60	55	65	65	65	50	60	55	65	Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı
10	10	10	5	5	10	10	5	0	0	0	5	Normal İşitme
25	25	35	45	35	30	30	45	5	5	5	10	Hafif Derecede İşitme Kaybı
20	30	30	35	25	35	40	45	5	5	5	10	Hafif Derecede İşitme Kaybı
35	65	70	70	50	45	50	40	40	45	35	30	Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı
20	15	15	10	15	10	10	10	0	0	5	5	Normal İşitme
35	65	70	75	70	70	65	60	65	70	70	65	İleri Derecede İşitme Kaybı
35	35	30	30	35	40	45	45	15	10	10	10	Hafif Derecede İşitme Kaybı
25	30	35	35	25	40	45	50	10	15	10	10	Hafif Derecede İşitme Kaybı
5	10	10	5	10	15	20	20	0	0	5	15	Normal İşitme
5	15	25	35	30	40	45	35	5	10	15	15	Hafif Derecede İşitme Kaybı
5	5	15	20	35	55	60	55	10	20	35	55	Hafif Derecede İşitme Kaybı
30	35	35	45	55	60	65	65	35	45	55	60	Orta Derecede İşitme Kaybı
35	40	45	50	65	70	75	70	35	40	50	50	Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı
20	10	5	10	15	15	20	25	5	5	15	15	Normal İşitme
5	5	15	5	10	5	10	20	5	0	5	0	Normal İşitme

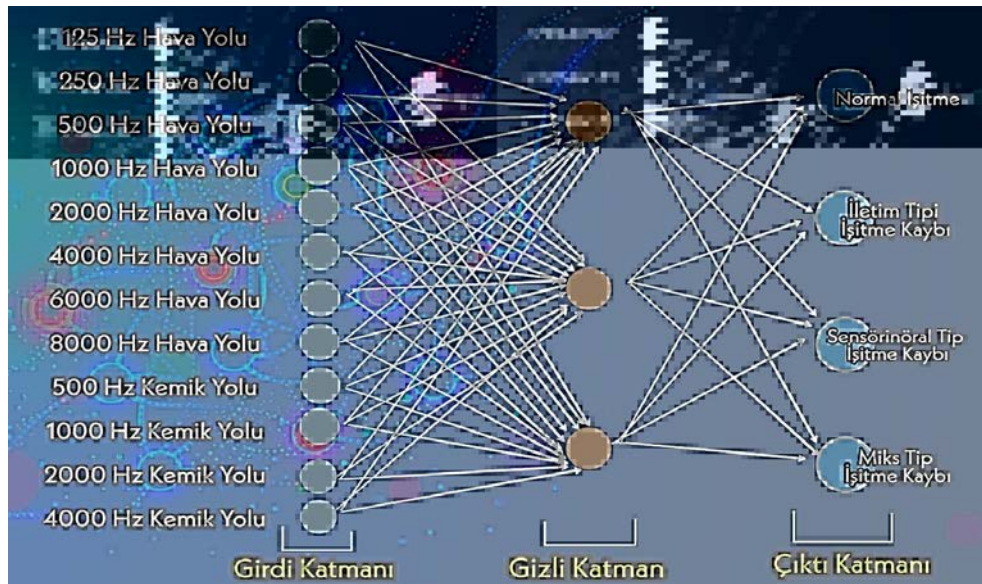
Şekil 23. Odyometre test sonuçlarının işitme kaybı derecesine göre etiketlenmesi

B. Makine Öğrenmesi

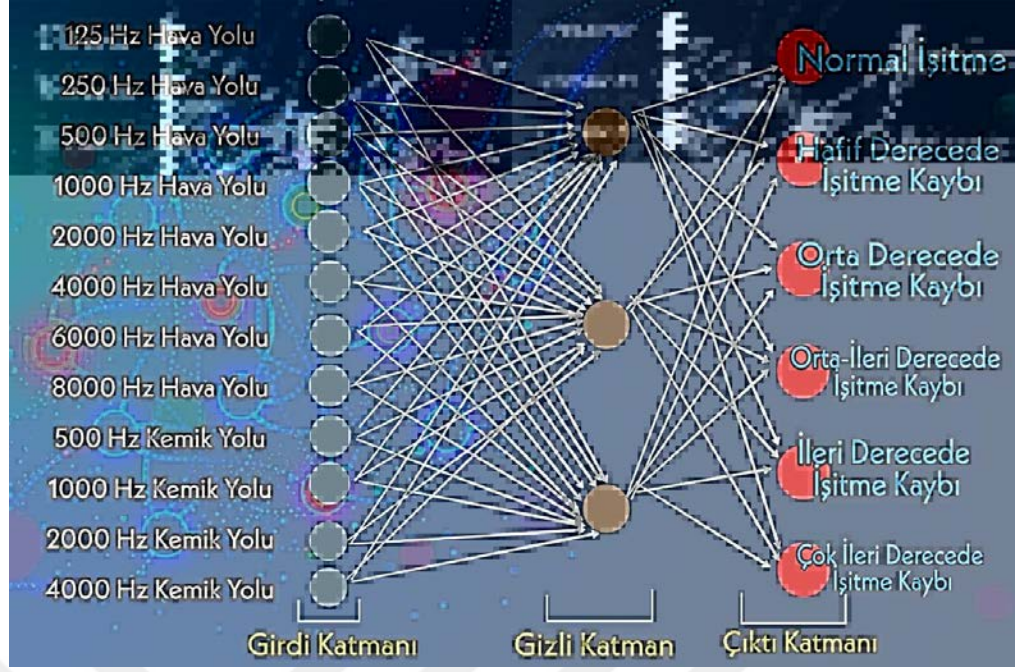
1. Veri Setinin Analiz Edilmesi

Odyogram verilerinin işlenmesi için Python programlama dilinin Python 3.8.5 sürümü kullanılmıştır. Spyder eklentisinde sanal ortam oluşturulmuştur. Pandas ve sklearn kütüphaneleri kullanılmıştır.

Veri setinin yapay sinir ağı tarafından işleme modellemesi Şekil 24 ve 25’de verilmiştir.



Şekil 24. Veri setinin işitme kaybı türüne göre yapay sinir ağı tarafından modellenmesi



Şekil 25. Veri setinin işitme kaybı türüne göre yapay sinir ağı tarafından modellenmesi

Program tarafından işitme kaybı türü;

- İletim Tipi İşitme Kaybı 0,
- Miks Tip İşitme Kaybı 1,
- Normal İşitme 2,
- Sensörinöral Tip İşitme Kaybı 3, sayılarıyla tanımlanmıştır.

İşitme kaybı sınıflandırılması için Goodman (1965) sınıflaması (Çizelge 3) kullanılmıştır. Program tarafından işitme kaybı derecesi (Şekil 26);

- Normal İşitme 0,
- İleri Derecede İşitme Kaybı 1,
- Hafif Derecede İşitme Kaybı 2,
- Orta Derecede İşitme Kaybı 3,
- Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı 4,
- Çok İleri Derecede İşitme Kaybı 5, sayılarıyla tanımlanmıştır.

Index	8000 Hava	500 Kemik	1000 Kemik	2000 Kemik	4000 Kemik	çıtme durumu s
604	45	15	10	10	10	0
605	35	10	10	5	5	0
606	10	10	15	10	10	3
607	35	20	15	20	15	1
608	35	10	10	15	10	0
609	45	45	35	30	40	4
610	35	5	5	10	45	1
611	85	30	35	50	55	4
612	75	30	35	50	55	4
613	65	25	30	35	35	1

Şekil 26. Pandas kütüphanesi ile verilerin okunması

Şekil 26’da Pandas kütüphanesi kullanılarak verilerin python projesi üzerinden okunması gösterilmiştir. Sırasıyla 0,1,2,3 nolu sütunlar sisteme giriş verisi olarak verilecektir. En sondaki index ise sınıflandırmanın sonucu olan çıkış verisini verecektir. Etiketlenen verinin, eğitim için makine öğrenmesi modeline verilmesi ve test işlemlerinin gerçekleştirilmesi süreçleri, veri setinin küçültülmesi sonucunda daha hızlı olacaktır (Şekil 27).

	0	1	2	3	4	5	6
21	-0.427796	-0.818642	-0.639405	-1.12858	-1.07115	-0.932444	-1.02541
22	-0.873882	-0.818642	-0.837425	-0.933726	-1.07115	-1.09175	-0.742458
23	-1.09692	-0.818642	-0.639405	-1.12858	-0.895378	-1.09175	-0.742458
24	-0.427796	-0.189079	-0.243366	-0.544024	-0.719607	-0.932444	0.106389
25	-1.09692	-0.818642	-0.639405	-1.12858	-1.07115	-1.25106	-1.02541
26	-0.873882	-0.608788	-0.639405	0.040529	0.510791	0.0234186	-0.459509
27	0.464375	0.0207756	0.350693	0.430231	0.686562	0.979281	0.106389
28	-0.873882	-0.818642	0.152673	0.040529	-0.0165225	-0.932444	-0.459509
29	-0.650839	-0.608788	-0.837425	-0.738875	-1.07115	-1.09175	-1.02541
30	0.0182895	0.440485	0.350693	0.430231	0.686562	0.819971	1.23818

Şekil 27. Test edilecek veri seti boyutunun küçültülmesi

2. Veri Setinin Eğitim ve Test Verisi Olarak Ayrılması

Şekil 28’de gösterildiği üzere etiketlenmiş veri seti okunmuştur. Bu veri seti X, y olarak 2’ye ayrılmıştır. Daha sonra sklearn veri kütüphanesi kullanılarak veri seti X_train, y_train, X_test, y_test olarak eğitim verisi ve test verisi olarak ayrılmıştır. Makine öğrenmesi modeline veri setini vermeden önce bu işlemin yapılması gerekmektedir. test_size parametresi ile veri setinin %80’inin eğitim verisi %20’sinin test verisi olarak ayrılmıştır (Şekil 29). Random_state=4 değeri ise bu ayrımın her zaman sabit bir değerde yapılmasını sağlar. X_train ve y_train verileri eğitim verisi, X_test ve y_test verileri test verileri olarak kullanılmıştır.

```
#%% Data Processing
df=pd.read_csv("Odyogram_Sonuclari.csv")
```

Şekil 28. Veri setinin okunması

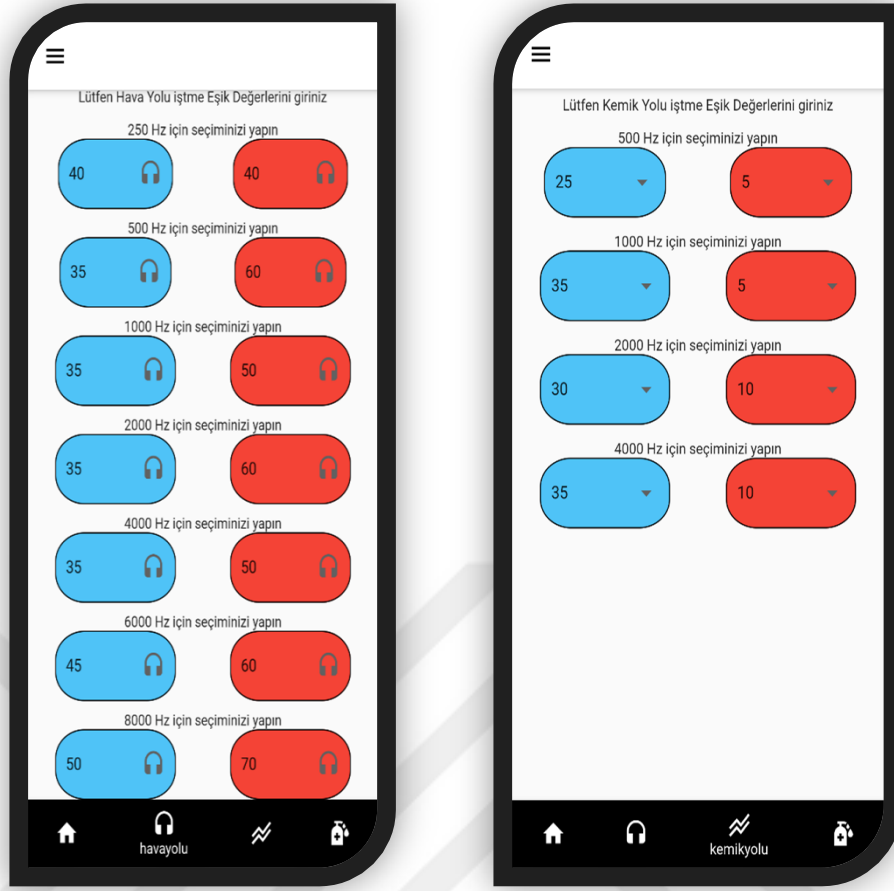
```
X_train, X_test, y_train, y_test = train_test_split
(dataXsc, dfY, test_size = 0.2, random_state=4)

clp=MLPClassifier(solver='adam', hidden_layer_sizes=(8, 6, 3),
                  max_iter=10000,activation='relu',
                  learning_rate='constant',batch_size=100)
clp.fit(X_train, y_train)
print("Score:", clp.score(X_test,y_test,sample_weight=None));
```

Şekil 29. Veri setinin eğitim ve test verisi olarak ayrılması

C. Mobil Uygulama

Dart programlama dilinde Microsoft Visual Studio Code programının 1.56.2 sürümü kullanılarak Flutter eklentisinde bir mobil uygulama geliştirildi. Bu mobil uygulamada kullanıcı saf ses işitme testi sonuçlarını girerek işitme kaybı derecesi ve işitme kaybı tipi hakkında bilgi sahibi olmaktadır.



Şekil 30. Mobil uygulamada hava ve kemik yolu değerlerinin girildiği ekran

Lütfen Timpanometre Değerlerini Giriniz

Sol kulak basınç	Sağ kulak basınç
40	-100
2/4	4/4
Sol kulak statik complians	Sağ kulak statik complians
1.3	0.5
3/4	3/4
Sol kulak gradient	Sağ kulak gradient
125	90
3/3	2/3

Lütfen Yaşınızı Seçiniz

47 ▾

Lütfen Cinsiyetiniz Seçiniz

erkek kadın

Hesapla

timpano

Şekil 31. Mobil uygulamada timpanometri ve demografik bilgilerin değerlerinin girildiği ekran



Şekil 32. Mobil uygulamanın sonuç ekranı

D. Koşullu Yapılar

Mobil uygulamada veri setini tek tek girmek zor olacağı ve hızlı bir şekilde veri setini analiz etmek için Java programlama dilinde Eclipse IDE for Java Developers - 2021-03 programı kullanılarak koşullu yapıların değerlendirilmesi yapıldı. Bu çalışmada poi.apache kütüphanesi kullanılmıştır. Şekil 33'de excel dosyasının poi.apache kütüphanesi yardımıyla okunması gösterilmiştir.

```
File file = new File("Odyogram_SonucLari.xlsx"); //Yeni bir dosya örneği oluşturma
FileInputStream fis = new FileInputStream(file); //Dosyadan veri alma

//xlsx dosyasına başvuran Çalışma Kitabı örneği oluşturma
XSSFWorkbook wb = new XSSFWorkbook(fis);
XSSFSheet sheet = wb.getSheetAt(0); //Veriyi almak için bir Sayfa oluşturma
Iterator<Row> itr = sheet.iterator(); //Excel dosyası üzerinde yineleme
```

Şekil 33. Excel dosyasının poi.apache kütüphanesi okunması

Saf ses ortalaması hesaplanırken 500-1000-2000 ve 4000 Hz frekansları hesaplamaya dahil edilir. Program tarafında hava yolu ve kemik yolu saf ses ortalamalarının hesaplanması Şekil 34'te gösterilmiştir. Hava yolu saf ses ortalaması average, kemik yolu saf ses ortalaması boneAverage olarak atanmıştır.

```
// Hava yolu saf ses ortalaması
double average = (row.getCell(1).getNumericCellValue() + row.getCell(2).getNumericCellValue() +
    row.getCell(3).getNumericCellValue() + row.getCell(4).getNumericCellValue())/4.0d;

// Kemik yolu saf ses ortalaması
double boneAverage = (row.getCell(6).getNumericCellValue() + row.getCell(7).getNumericCellValue() +
    row.getCell(8).getNumericCellValue() + row.getCell(9).getNumericCellValue())/4.0d;
```

Şekil 34. Saf ses ortalamalarının hesaplanması

Programın işitme kaybı türü ve derecelerinin doğru ve yanlış tahminlerini saymak için doğru ve yanlış cevaplara integer değerler atandı (Şekil 35 ve 36).

```
//işitme kaybı derecesi
int normalDogru= 0;
int normalYanlis= 0;
int hafifDogru= 0;
int hafifYanlis= 0;
int ortaDogru= 0;
int ortaYanlis= 0;
int ortaileriDogru= 0;
int ortaileriYanlis= 0;
int ileriDogru= 0;
int ileriYanlis= 0;
int cokileriDogru= 0;
int cokileriYanlis= 0;
```

Şekil 35. İşitme kaybı derecesi tahminlerinin doğru ve yanlış yanıtlarına integer değer atanması

```
//işitme kaybı türü
int normalDogru= 0;
int normalYanlis= 0;
int snTipDogru= 0;
int snTipYanlis= 0;
int miksTipDogru= 0;
int miksTipYanlis= 0;
int iletimTipDogru= 0;
int iletimTipYanlis= 0;
```

Şekil 36. İşitme kaybı derecesi tahminlerinin doğru ve yanlış yanlılarına integer değer atanması

Excel dosyasındaki her satır döngüye girip işitme kaybı türü ve derecesi belirlenmektedir. Etiketlenmiş işitme kaybı türü ve derecesine göre şekil 37’de görüldüğü gibi doğru tahmin yapıldıysa doğru yapılan hanesindeki sayı 1, yanlış tahmin yapıldıysa yanlış yapılan tahmin hanesindeki sayı 1 arttırılacaktır. Örneğin excel dosyasında döngüye giren satırın saf ses ortalaması 15 ve işitme durumu normal işitme olarak etiketlenmişse Şekil 37’de yazılan koda göre hava yolu saf ses ortalaması 25’e eşit veya 25’ten küçükse normal işitme olarak algılar ve döngüye giren satır etiketlenmiş veriyle aynı işitme durumunu verdiği için doğru yapılan tahmin hanesi 1 arttırılacaktır, aynı işitme durumunu vermemesi durumunda yanlış yapılan tahmin hanesi 1 arttırılacaktır.

```
if (average <= 25)
    if(row.getCell(11).getStringCellValue().contentEquals("Normal İşitme"))
        normalDogru++;
    else normalYanlis++;
```

Şekil 37. Normal işitme bloğu

Döngüye giren satırda saf ses ortalaması 25’ten büyük olsaydı if bloğundan tahmin alamayıp saf ses ortalamasına göre else if bloklarında işlem görecekti ve işitme kaybı türü ve derecesine göre sınıflandırılacaktır (Şekil 38 ve Şekil 39).

Her bir satır bu döngüye girerek işitme kaybı derecesi ve işitme kaybı türü tahmini yapılacaktır.

```
else if
  if(                                     .contentEquals("Hafif Derecede İşitme Kaybı"))
    hafifDogru++;
  else hafifYanlis++;

else if
  if(                                     ).contentEquals("Orta Derecede İşitme Kaybı"))
    ortaDogru++;
  else ortaYanlis++;

else if
  if(                                     ).contentEquals("Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı"))
    ortaileriDogru++;
  else ortaileriYanlis++;

else if
  if(                                     ).contentEquals("İleri Derecede İşitme Kaybı"))
    ileriDogru++;
  else ileriYanlis++;

else if
  if(                                     ).contentEquals("Çok İleri Derecede İşitme Kaybı"))
    cokileriDogru++;
  else cokileriYanlis++;
```

Şekil 38. İşitme kaybı derecesi blokları

```
if (

    .contentEquals("İletim Tipi İşitme Kaybı"))
    iletimTipDogru++;
  else iletimTipYanlis++;

else if

    contentEquals("Miks Tip İşitme Kaybı"))
    miksTipDogru++;
  else miksTipYanlis++;

else if

    contentEquals("Sensörinöral İşitme Kaybı"))
    snTipDogru++;
  else snTipYanlis++;
```

Şekil 39. İşitme kaybı türleri blokları

Verilerin işitme kaybı derecesi ve işitme kaybı türüne göre doğru ve yanlış tahmin sayısının çıktığı ekranında verilmesi için yazılan kod Şekil 40 ve 41’de verilmiştir.

```
System.out.println("Normal İşitme Doğru Tahmin: " + normalDogru);
System.out.println("Normal İşitme Yanlış Tahmin: " + normalYanlis);

System.out.println("Hafif Derecede İşitme Kaybı Doğru Tahmin: " + hafifDogru);
System.out.println("Hafif Derecede İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: " + hafifYanlis);

System.out.println("Orta Derecede İşitme Kaybı Doğru Tahmin: " + ortaDogru);
System.out.println("Orta Derecede İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: " + ortaYanlis);

System.out.println("Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı Doğru Tahmin: " + ortaileriDogru);
System.out.println("Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: " + ortaileriYanlis);

System.out.println("İleri Derecede İşitme Kaybı Doğru Tahmin: " + ileriDogru);
System.out.println("İleri Derecede İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: " + ileriYanlis);

System.out.println("Çok İleri Derecede İşitme Kaybı Doğru Tahmin: " + cokileriDogru);
System.out.println("Çok İleri Derecede İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: " + cokileriYanlis);

System.out.println("Toplam Doğru Tahmin: " + (cokileriDogru+ileriDogru+ortaileriDogru+ortaDogru+hafifDogru+normalDogru));
System.out.println("Toplam Yanlış Tahmin: " + (cokileriYanlis+ileriYanlis+ortaileriYanlis+ortaYanlis+hafifYanlis+normalYanlis));
```

Şekil 40. İşitme kaybı derecesinin doğru ve yanlış tahmin çıktısı

```
System.out.println("Normal İşitme Doğru Tahmin: " + normalDogru);
System.out.println("Normal İşitme Yanlış Tahmin: " + normalYanlis);

System.out.println("Sensörinöral Tip İşitme Kaybı Doğru Tahmin: " + snTipDogru);
System.out.println("Sensörinöral Tip İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: " + snTipYanlis);

System.out.println("Miks Tip İşitme Kaybı Doğru Tahmin: " + miksTipDogru);
System.out.println("Miks Tip İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: " + miksTipYanlis);

System.out.println("İletim Tipi İşitme Kaybı Doğru Tahmin: " + iletimTipDogru);
System.out.println("İletim Tipi İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: " + iletimTipYanlis);

System.out.println("Toplam Doğru Tahmin: " + (normalDogru+snTipDogru+iletimTipDogru+miksTipDogru));
System.out.println("Toplam Yanlış Tahmin: " + (normalYanlis+snTipYanlis+miksTipYanlis+iletimTipYanlis));
```

Şekil 41. İşitme kaybı derecesinin doğru ve yanlış tahmin çıktısı

IV. BULGULAR

A. Yapay Sinir Ağı Algoritması Doğruluk Ölçümü

```
Python 3.8.5 (default, Sep 3 2020, 21:29:08) [MSC v.1916 64 bit (AMD64)]
Type "copyright", "credits" or "license" for more information.

IPython 7.19.0 -- An enhanced Interactive Python.

In [1]: runfile('C:/Users/buscadorins/Desktop/Oku_MLPRegressor.py', wdir='C:/Users/
buscadorins/Desktop')
Score: 0.945
```

Şekil 42. Algoritmanın çalıştırılmasıyla elde edilen işitme kaybı türü skoru

```
Python 3.8.5 (default, Sep 3 2020, 21:29:08) [MSC v.1916 64 bit (AMD64)]
Type "copyright", "credits" or "license" for more information.

IPython 7.19.0 -- An enhanced Interactive Python.

In [1]: runfile('C:/Users/buscadorins/Desktop/Oku_MLPRegressor.py', wdir='C:/
Users/buscadorins/Desktop')
Score: 0.95|
```

Şekil 43. Algoritmanın çalıştırılmasıyla elde edilen işitme kaybı derecesi skoru

Şekil 42 ve Şekil 43'de algoritma çalıştığında şekilde görüldüğü gibi yüzdesel bir oran elde edilmiştir. Elde edilen oran algoritmanın başarı skorudur. İşitme kayıp türüne göre algoritmanın başarı skoru 0.945 (%94,5)'dir. İşitme kaybı derecesine göre algoritmanın başarı skoru 0.95 (%95)'dir.

y_test - Series

Index	e durumu
698	3
577	1
763	0
790	1
520	1
825	3
958	4
996	3
817	1
152	2
517	0

Şekil 44. Odyologlar tarafından etiketlenen işitme durumu verileri (y_test)

y_pred - NumPy object array

	0
0	3
1	1
2	0
3	1
4	1
5	3
6	4
7	3
8	1
9	2
10	0

Şekil 45. Test sonuçlarının makine öğrenmesi gerçekleştirildikten sonraki işitme durumu değerlendirme sonuçları (y_pred - NumPy)

Şekil 44 ve Şekil 45'deki veriler Şekil 46'deki gibi excell dosyasına aktarılarak işitme kaybı türlerine ve derecelerine göre cevapların doğrulukları karşılaştırılarak algoritmanın başarı oranları hesaplanmış ve elde edilen bulgular aşağıda verilmiştir (Şekil 47 ve Şekil 48).

Yapay Zeka Yanıtları	Veri Seti Etiketlenmesi	Cevap Kontrol
3	3	DOĞRU
1	1	DOĞRU
0	0	DOĞRU
1	1	DOĞRU
1	1	DOĞRU
3	3	DOĞRU
3	3	DOĞRU
3	3	DOĞRU
1	1	DOĞRU
2	2	DOĞRU
0	0	DOĞRU
1	1	DOĞRU
3	3	DOĞRU
3	3	DOĞRU
3	2	YANLIŞ
3	3	DOĞRU
2	2	DOĞRU
2	2	DOĞRU

Şekil 46. Veri seti ve yapay zekâ cevapları karşılaştırması

İşitme Kaybı Türü	Test Edilen Veri Sayısı	Makine Yanıtlarına Göre Doğruluk Oranı
İletim Tipi İşitme Kaybı	22	100%
Miks Tip İşitme Kaybı	35	94%
Normal İşitme	70	94%
Sensörinöral Tip İşitme Kaybı	73	93,10%
Toplam	200	94,50%

Şekil 47. Yapay sinir ağı algoritmasının işitme kaybı türlerine göre başarı oranı

İşitme Kaybı Derecesi	Test Edilen Veri Sayısı	Makine Yanıtlarına Göre Doğruluk Oranı
Çok İleri Derecede İşitme Kaybı	3	100%
Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı	21	95,20%
Orta Derecede İşitme Kaybı	35	100%
Hafif Derecede İşitme Kaybı	53	88,60%
İleri Derecede İşitme Kaybı	12	83,30%
Normal İşitme	76	98,60%
Toplam	200	95%

Şekil 48. Yapay sinir ağı algoritmasının işitme kaybı derecelerine göre başarı oranı

B. Koşullu Yapılar Doğruluk Hesaplaması

```
Normal İşitme Doğru Tahmin: 423
Normal İşitme Yanlış Tahmin: 0
Sensörinöral Tip İşitme Kaybı Doğru Tahmin: 259
Sensörinöral Tip İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: 25
Miks Tip İşitme Kaybı Doğru Tahmin: 167
Miks Tip İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: 4
İletim Tipi İşitme Kaybı Doğru Tahmin: 115
İletim Tipi İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: 7
Toplam Doğru Tahmin: 964
Toplam Yanlış Tahmin: 36
```

Şekil 49. Koşullu yapılarla oluşturulan döngünün çalıştırılmasıyla elde edilen işitme kaybı türü tahminleri

```
Normal işitme Doğru Tahmin: 423
Normal işitme Yanlış Tahmin: 0
Hafif Derecede İşitme Kaybı Doğru Tahmin: 246
Hafif Derecede İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: 0
Orta Derecede İşitme Kaybı Doğru Tahmin: 164
Orta Derecede İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: 0
Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı Doğru Tahmin: 86
Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: 0
İleri Derecede İşitme Kaybı Doğru Tahmin: 42
İleri Derecede İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: 0
Çok İleri Derecede İşitme Kaybı Doğru Tahmin: 39
Çok İleri Derecede İşitme Kaybı Yanlış Tahmin: 0
Toplam Doğru Tahmin: 1000
Toplam Yanlış Tahmin: 0
```

Şekil 50. Koşullu yapılarla oluşturulan döngünün çalıştırılmasıyla elde edilen işitme kaybı derecesi tahminleri

Şekil 49 ve Şekil 50’de program çalıştığında şekilde görüldüğü gibi işitme kaybı türlerine ve derecelerine göre doğru ve yanlış tahmin sayıları elde edilmiştir. Elde ettiğimiz sayılara göre programımızın işitme kayıp türüne göre başarı oranı %97 işitme kaybı derecesine göre ise %100’dür.

	Toplam Veri Sayısı	Doğru Tahmin	Yanlış Tahmin	Başarı Oranı
Normal işitme	423	423	0	100%
Hafif Derecede İşitme Kaybı	246	246	0	100%
Orta Derecede İşitme Kaybı	164	164	0	100%
Orta-İleri Derecede İşitme Kaybı	86	86	0	100%
İleri Derece İşitme Kaybı	42	42	0	100%
Çok İleri Derece İşitme Kaybı	39	39	0	100%
Toplam	1000	1000	0	100%

Şekil 51. Koşullu yapılarla oluşturulan döngünün işitme kaybı derecelerine göre başarı oranı

	Toplam Veri Sayısı	Doğru Tahmin	Yanlış Tahmin	Başarı Oranı
Normal işitme	423	423	0	100%
Miks Tip İşitme Kaybı	171	167	4	97.6%
Sensörinöral Tip İşitme Kaybı	284	259	25	91.1%
İletim Tipi İşitme Kaybı	122	115	7	94.3%
Toplam	1000	964	36	96.4%

Şekil 52. Koşullu yapılarla oluşturulan döngünün işitme kaybı türlerine göre başarı oranı

V.TARTIŞMA

Bu çalışmada bilgisayar tabanlı sistemlerin işitme kaybı türü ve derecesi belirlenmesinde kullanılabilirliğini ölçmek hedeflenmiştir. Yapay sinir ağı, veri setindeki hava yolu ve kemik yolu işitme eşiklerinin tüm frekanslarda değerlendirilerek kendi içinde oluşturduğu bir algoritmaya göre yorumlama yapmaktadır. Koşullu yapılar ise 500, 1000, 2000 ve 4000 Hz hava yolu ve kemik yolu işitme eşiklerine göre işitme kaybı türünü; 500, 1000, 2000 ve 4000 Hz hava yolu işitme eşiklerine göre işitme kaybı derecesini yorumlamaktadır.

Yapay zeka sonuçları; işitme kaybı türü yorumlamada %94,5 oranında hesaplanmıştır. Sensörinöral tip işitme kaybı %93,10, mikst tip işitme kaybı %94, iletim tip işitme kaybı %100, normal işitmede %94 doğruluk oranı elde edilmiştir.

Yapay zeka sonuçları; işitme kaybı derecesi yorumlamada %95 doğruluk oranında hesaplanmıştır. Çok ileri derecede işitme kaybında %100, ileri derecede işitme kaybında %83,30, orta-ileri derecede işitme kaybında %95,20, orta derecede işitme kaybında %100, hafif derecede işitme kaybında %88,60, normal işitmede %98,6 doğruluk oranı elde edilmiştir.

Koşullu yapı sonuçları; işitme kaybı türü yorumlamada %100'lük doğruluk oranı hesaplanmıştır. Sensörinöral tip işitme kaybı %91,1, mikst tip işitme kaybı %97,6, iletim tip işitme kaybı %94,3, normal işitmede %100 doğruluk oranı elde edilmiştir.

Koşullu yapı sonuçları; işitme kaybı derecesi yorumlamada %100'lük doğruluk oranı hesaplanmıştır. Çok ileri derecede işitme kaybında %100, ileri derecede işitme kaybında %100, orta-ileri derecede işitme kaybında %100, orta derecede işitme kaybında %100, hafif derecede işitme kaybında %100, normal işitmede %100 doğruluk oranı elde edilmiştir.

Geliştirdiğimiz mobil uygulamada koşullu yapılarla oluşturulan döngü ile yapay sinir ağı algoritması işitme kaybı türü ve derecesi belirlemede yüksek oranda doğru yorumlanmıştır.

Kimberley ve Roth (1994) tarafından yapılan çalışmada normal sınırlardaki işitme eşiklerini belirlemek için toplamda 229 normal işiten ve işitme kayıplı kulaktan oluşan bir veri seti oluşturuldu. 115 kulak veri setini eğitmek için kullanılırken 114 kulak veri setinin doğruluğunu test etmek için kullanılmıştır. Yapay sinir ağları algoritmasını kullanarak normal sınırlardaki işitme eşiklerini belirlemede %80 oranında doğru tahmin sonucu elde edilmiştir. Çalışmamızda yapay sinir ağları algoritması ile normal sınırlardaki işitme eşikleri belirlenirken %94 doğruluk oranı elde edilmiştir.

Waal ve arkadaşları (2002), çalışmalarında geri yayılım eğitim algoritması ve ileri beslemeli yapay sinir ağı kullanmıştır. Bu algoritmalar, normal işitmeye sahip bireylerin DPOAE sonuçlarına göre 500, 1000, 2000 ve 4000 Hz'deki işitme eşiklerinin normal sınırlarda olup olmadığını tahmin etmektedir. Normal işitmenin tahmin doğruluğu 500'de %94, 1000'de %88, 2000'de %88 ve 4000 Hz'de %93 olarak bulunmuştur. Bu çalışmada yapay sinir ağları algoritmasına ek olarak geri yayılım algoritması da kullanılmış olup her bir frekans için eşiklerin normal sınırlarda olup olmadığı tahmin edilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız yapay sinir ağları algoritmasında %94 oranında doğru tahmin skoru elde edilmiştir. Bunun yanı sıra koşullu yapılarla oluşturulan döngüde normal sınırlardaki işitme eşiklerini belirlerken %100'lük bir doğruluk oranı elde edilmiştir.

Zhao ve arkadaşlarının (2019) yaptığı çalışmada endüstriyel gürültüye maruz kalan insanlarda işitme kaybının tahmini için makine öğrenimi modelleri geliştirilmesi amacıyla yapay zekâ teknolojisinin destek vektör makinesi, yapay sinir ağı, karar ağacı ve algoritmayı güçlendirme algoritmaları kullanılmıştır. Bu dört yapay zekâ algoritmasını uygulayarak gürültü kaynaklı işitme kaybını tahmin etmek için hem sınıflandırma hem de regresyon modelleri geliştirilmiştir. %78,6 ile %80,1 arasında tahmin doğruluğu elde edilmiştir. Zhao ve ark. dört farklı makine öğrenmesi algoritması kullanarak işitme kaybının varlığını tahmin etmeye çalışmışlardır. Çalışmamızda işitme kaybı türü belirlemede makine öğrenmesi algoritmalarından yapay sinir ağları algoritmasını kullanılmıştır. Mikst Tip İşitme Kaybında %94, İletim tipi işitme kaybında %100, Sensörinöral tip işitme kaybında %93'lük doğruluk oranı elde edilmiştir.

Farhadian ve arkadaşlarının (2014) yaptığı çalışmada gürültüye maruz kalan fabrika işçilerinin işitme eşiklerini belirlemek için odyometre testi kullanılmıştır.

Kişisel gürültü maruziyetini belirlemek için gürültü dozimetresi kullanılarak işçilerin iş istasyonlarındaki kişisel gürültü maruziyeti ölçüldü. Toplamda 210 işçi çalışmaya katıldı. Odyometre test sonuçları işitme kaybı dereceleri sınıflandırmasına göre, katılımcıların %74.2'si normal işitme, %23.4'ü hafif işitme kaybı ve %2.4'ü orta derecede işitme kaybı görülmüştür. Bu çalışmada lojistik regresyon analizi algoritması kullanılmıştır. İşitme kaybı derecelerini tahmin etmek için geliştirilmiş lojistik regresyonun doğruluk oranı 84.28'dir. Aliabadi ve arkadaşları (2015) aynı verileri kullanarak MATLAB yazılım dilinde farklı yapılara sahip çok katmanlı ileri beslemeli sinir ağları geliştirilmiştir ve %89 oranında işitme eşiğini doğru bir şekilde tahmin etmiştir. Bu çalışma sonucunda çok katmanlı ileri beslemeli sinir ağlarının lojistik regresyon algoritmasına göre daha yüksek bir başarı oranı olduğu gözlenmiştir. Çalışmamızda işitme kaybı derecesi belirlemede yapay sinir ağları algoritmasında %95 doğruluk oranı ile daha yüksek elde edilmiştir.

Er'in (2020) yaptığı çalışmada yapay sinir ağı algoritması kullanılmıştır. İşitme kaybı türlerine göre sınıflandırılan toplamda 247 adet test bulunan bir veri seti oluşturulmuştur. 200 adet test sonucu makineyi eğitmek için kullanılırken 47 tanesi test etmek için kullanılmıştır. İşitme kaybı türü belirlerken %97 oranında doğruluk oranı elde edilmiştir. Çalışmamızda yapay sinir ağı algoritmasının işitme kaybı türü belirlemedeki doğruluk oranı %94.5'tir. Veri sayısı farklılığı nedeni ile Er'in çalışmasına göre doğruluk oranının daha düşük elde edildiği düşünülmektedir. Yapay sinir ağları algoritması işitme kaybı türlerinde, mikst tip işitme kaybında %94, iletim tipi işitme kaybında %100, sensörinöral tip işitme kaybında %93 doğruluk oranı elde edilmiştir.

Akıllı telefonlar artık hayatımızda vazgeçilmez bir araçtır. Akıllı telefon kullanımının 2018 yılında 5 milyar olduğu, 2024 yılında ise 7,2 milyara çıkacağı tahmin edilmektedir (Cerwall, Lundvall, Jonsson, Carson, Möller ve Jonssonricsson, 2013). Son yıllarda sağlıkla ilgili mobil uygulama sayısında bir artış olmuştur (Jimoh, Lund, Harvey, Frost, Lay ve Roe, 2018). Akıllı telefonların bu derece yaygınlaşmasıyla beraber mobil uygulamalar ile işitme taraması yapma çalışmaları başlamış ve geleneksel odyometri test sonuçları karşılaştırılmıştır (Masalski, Grysicki ve Krcicki, 2018; Sandström, Swanepoel, Carel ve Laurent,

2016; Renda, Selçuk, Eyigör, Osmay ve Yılmaz, 2016; Khoza-Shangase ve Kassner, 2013).

Geliştirdiğimiz mobil uygulamada işitme kaybı türü belirlemede doğruluk oranı %97 ve işitme kaybı derecesi belirlemedeki doğruluk oranı %100 olarak elde edilmiştir. Potgeiter ve arkadaşları (2016) tarafından 40 normal işiten birey ve en az bir kulağı normal işiten 186 birey ile yaptıkları çalışmada akıllı telefon tabanlı işitme test sonuçlarının güvenilir olduğunu ve telefon kulaklıkları veya klinik kulaklıkları kullanarak yapabileceğini göstermiştir. Chu ve arkadaşları (2019) tarafından yapılan çalışma için geliştirilen iOS işletim sistemi tabanlı “Ear Scale” uygulamasından elde edilen verilere göre işitme taraması için kullanılabilir olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bu mobil uygulama ile okul çağındaki çocuklar, işitme kaybı riski yüksek olan bireylerin ve işitme kaybı ilerleme riski olan bireylerin işitme eşiklerinin erken tespiti için de kullanılabilir olacağı belirtilmiştir.

Charieh ve arkadaşlarının (2020) yaptığı çalışmada odyogram sonuçlarında işitme eşiklerini gösteren sembollerin oluşturduğu konfigürasyonlarına göre 270 odyogramdan oluşan bir veri seti hazırlanarak sınıflandırma yapılmıştır. Flat odyogram, Carhart çentiğı, normal işitmeye sahip bireyde yüksek frekanslarda düşüş, bisküvi ısırığı kullanılan sınıflandırma örneklerinden bazılarıdır. Karar ağacı algoritması kullanılarak yapılan bu çalışmada yaklaşık %95 doğruluk oranı elde edilmiştir. Çalışmamızda işitme kaybı türü ve işitme kaybı derecesi değerlendirilmekte olup odyogram tiplerine göre bir sınıflandırma yapılmamıştır. Bu çalışma için geliştirdiğimiz sistemler işitme kaybı türü ve derecesini değerlendirdiğı için 4 kHz'den sonraki yüksek frekanslardaki ani düşüşleri değerlendirmemektedir. 4 kHz'den sonraki yüksek frekanslardaki düşüşler işitme kaybı türünü ve derecesini etkilememektedir.

VI. SONUÇ VE ÖNERİLER

- İşitme kaybı türü belirlerken koşullu yapılarla oluşturulan döngü, yapay sinir ağı algoritmasına göre daha yüksek oranda doğru yanıt vermektedir.

Normal işitmeyi belirlerken koşullu yapılarla oluşturulan döngü, yapay sinir ağı algoritmasına göre daha yüksek oranda doğru yanıt vermektedir. Sensörinöral tip işitme kaybı türünü belirlerken yapay sinir ağı algoritması, koşullu yapılarla oluşturulan döngüye göre daha yüksek oranda doğru yanıt vermektedir. Mikst tip işitme kaybı türünü belirlerken koşullu yapılarla oluşturulan döngü, yapay sinir ağı algoritmasına göre daha yüksek oranda doğru yanıt vermektedir. İletim tipi işitme kaybı türünü belirlerken yapay sinir ağı algoritması, koşullu yapılarla oluşturulan döngüye göre daha yüksek oranda doğru yanıt vermektedir.

- İşitme kaybı derecesi belirlerken koşullu yapılarla oluşturulan döngü, yapay sinir ağı algoritmasına göre daha yüksek oranda doğru yanıt vermektedir.

Çok ileri derecede işitme kaybı derecesini belirlerken yapay sinir ağı algoritması ve koşullu yapılarla oluşturulan döngü aynı oranda doğru yanıt vermektedir. İleri derecede işitme kaybı derecesini belirlerken koşullu yapılarla oluşturulan döngü, yapay sinir ağı algoritmasına göre daha yüksek oranda doğru yanıt vermektedir. Orta-ileri derecede işitme kaybı derecesini belirlerken koşullu yapılarla oluşturulan döngü, yapay sinir ağı algoritmasına göre daha yüksek oranda doğru yanıt vermektedir. Orta derecede işitme kaybı derecesini belirlerken yapay sinir ağı algoritması ve koşullu yapılarla oluşturulan döngü aynı oranda doğru yanıt vermektedir. Hafif derecede işitme kaybı derecesini belirlerken koşullu yapılarla oluşturulan döngü, yapay sinir ağı algoritmasına göre daha yüksek oranda doğru yanıt vermektedir.

Öneriler;

- Yapay sinir ağı algoritmaları ne kadar çok veri ile eğitilirse insana yakın sonuç verme oranı da o kadar artar. Veri setinin artırılması ile

eğitilecek verinin çoğalmasıyla beraber yapay sinir ağı skorlarının daha yüksek çıkacağı düşünülmektedir.

- Yapay sinir ağı algoritması ve koşullu yapılarla oluşturulan döngülerin her bir işleme testi sonucuna verdiği cevapların kontrolü sağlanabiliyor olsaydı yapay sinir ağı algoritması ve koşullu yapılarla oluşturulan döngülerin yanlış sonuç verdiği işleme testi sonuçları üzerinden algoritma ve koşullu yapılarla oluşturulan döngüler geliştirilebilir.
- Yapay zekâ teknolojisinin diğer algoritmalarının ve farklı bilgisayar tabanlı sistemlerle bu çalışmalara benzer çalışmaların yapılmasıyla beraber doğruluk ve güvenilirlik oranı en yüksek olan sistemler, odyometre cihazlarına entegre edilerek kliniklerde kullanılmaya başlanabilir.
- Daha sonraki çalışmalarda işleme kaybı türü ve derecesi test edilen ve eğitim için ayrılan veri sayısı artırılıp eşitlenerek doğruluk oranı daha yüksek sonuçlar elde edilebilir.
- Çalışmamızda odyogram tipine göre bir sınıflandırma yapılmamaktadır. Yapılacak yeni çalışmalarda alçak ve yüksek frekanslardaki düşüşler ile beraber odyogram tipleri de dahil edilebilir.
- Bu çalışma için geliştirdiğimiz mobil uygulama sayesinde öğrencilerin odyolojik test bilgilerini arttırabileceği, odyolojik test sonuçlarını değerlendirmek için referans alabileceği ve hastaların sahip oldukları işleme kaybı hakkında bilgi sahibi olabileceği bir sisteme öncü olabilir.

VII. KAYNAKLAR

KİTAPLAR

ABBAS PJ (1993) **Physiology of the auditory system. In: Cummings CW eds Otolaryngology– Head and Neck Surgery**, St. Louis: Mosby Year Book

AKYILDIZ N. (1998) **Kulak Hastalıkları ve Mikrocerrahisi**, Ankara: Bilimsel Tıp Yayınevi, 168-171,275-330.

ALEX SMOLA,S.V.N. VİSHWANATHAN,(2008) **Introduction to Machine Learning**, Cambridge University Press, Cambridge 149-153

ALİABADİ M., FARHADİAN M., DARVİSHİ E. (2014), Prediction of hearing loss among the noise-exposed workers in a steel factory using artificial intelligence approach, **Int Arch Occup Environ Health**, 2015 Aug;88(6):779-87, doi: [10.1007/s00420-014-1004-z](https://doi.org/10.1007/s00420-014-1004-z). Epub 2014 Nov 29.

ARSLAN H., AKMANSU H.Ş (2017), **KBB Hastalıkları Akıl Notları**, Dış Kulak, Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri, 167-189

ASLAN A, BELGİN E. (2004), Kulak anatomisi ve işitme fizyolojisi. Koç C. Editör, **Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş-Boyun Cerrahisi**. Ankara: Güneş Tıp Kitapevi; 45–73,. 3. baskı. Ankara: Güneş Tıp Kitabevi; 2003

ATAŞ A., (2003) **"Odyoloji'de Kullanılan Temel Kavramlar"**, Pediatrik Kulak Burun Boğaz Hastalıkları, Akyol U., Ed.,Ankara: Güneş Kitap Yayınevi, 35-50

BAKIR S. (2013) **KBB Notları** ‘İşitmenin Değerlendirilmesi ve Odyoloji’, Bayrakol, İstanbul, 20,21

BELGİN E., ŞAHLI S. (2015). **Temel Odyoloji**. Ankara: Güneş Tıp Yayınevleri, 27-39, 191-215

CHU, Y.C., CHENG, Y.F., LAİ, Y.H., TSAO, Y., TU, T.Y., YOUNG, S.T., CHEN, T.S., CHUNG, Y.F., LAİ, F., LİAO, W.H. (2019). A Mobile Phone–

Based Approach for Hearing Screening of School-Age Children: Cross-Sectional Validation Study **JMIR Mhealth Uhealth** 7(4): E12033

FRANKS J.R., & BECKMANN,N.J.(1985). Rejection of hearing aids: Attitudes of geriatric sample. **Ear and Hearing**, 6(3), 161-166

FRED H. BESS, LARRY E. HUMES (2008), Audiology The Fundamentals, Structure and Function of the Auditory System, Philedelphia, **The Point**, 80-83, 200-202

GELFAND A.S (2016), **Essentials of Audiology**, Anatomy and Physiology of the Auditory System, China: Asia Pacific Offset Ltd, 30-70

GRAY H. (1858), **Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice**(39. Bs.), [Standring S.](#), [Ellis H.](#) , Berkovitz [B. K. B.](#) Editör ,Elsevier Churchill Livingstone, 2005

GÜNDÜZ M, (2015) "**Odyoloji'de Temel Kavramlar ve Yaklaşımlar**", Odyolojide Enstrümantasyon ve Kalibrasyon, Ünsal S., Ankara: Nobel Tıp Kitapevleri, 149, 2015

GÜNERİ E. A. (2016), **Kulak Burun Boğaz Baş ve Boyun Cerrahisi**, Cilt 1 Nörootoloji, Vestibüler Sistemin Anatomisi ve Fizyolojisi, Ankara, Hacettepe Üniversitesi Hastaneleri Basımevi, sy 393,394

GÜRGÜR H. VE ŞAFAK P. (2019), **İşitme ve Görme Yetersizliği**, İşitme Yetersizliği: Tanım, Sınıflama, Yaygınlık ve Nedenler (2. bs), Ankara: Pegem Akademi,2

GÜRKAN S. (2016), **Kulak Burun Boğaz Baş ve Boyun Cerrahisi**, Cilt 1 Otoloji, İç Kulak, İşitme Siniri ve Santral Koklear Yolların Fizyolojisi, Ankara, Hacettepe Üniversitesi Hastaneleri Basımevi, 33-36

HAYKİN, S. (1994) **Neural Networks: A Comprehensive Foundation**. Prentice Hall International.

HURWITZ J. VE KİRSCH D. (2018) **Machine Learning For Dummies**, John Wiley and Sons Inc. New Jersey, 3-37

KEVIN GURNEY (1997) **An Introduction to Neural Networks**, UCL press, London, 13,16

- KONKLE D.F., RİNTELMANN W.F. (1983) Introduction to speech audiometry. In: Konkle DF, Rindtelman WF, eds. **Principles of Speech Audiometry**. Baltimore, MD: University Park Press; ss 1–10.
- PENNER, M. J., GLOTZBACH, L., & HUANG, T. (1993). Spontaneous otoacoustic emissions: Measurement and data. **Hearing Research**, 68, 229–237
- PROBST, R. GREVERS, G., İRO, H., (2011). **Temel Otorinolaringoloji Adım Adım Öğrenim Rehberi**, (Yıldırım N., Çev.) İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri, 153-163
- RİCHARD S. SUTTON AND ANDREW G. BARTO, **Reinforcement Learning: An Introduction**, 2020, The Mitt Press, London 1-4
- RUSSELL SJ, NORVİG P (2009) **Artificial intelligence: a modern approach**. Prentice Hall Inc, New Jersey
- SCHLAUCH R. S. VE NELSON P. (2015), **Handbook of Clinical Audiology**, Katz J, Chasin M, English KM, Hood LJ, Tillery KL. Editör, Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 26-28, 51, 52, 61, 137
- SCHÜNKE M, SCHULTE E, SCHUMACHER U. PROMETHEUS (2015) **Anatomi Atlası, Baş boyun ve Nöroanatomi 3. Cilt** (ed. Yıldırım M, Marur T), 2. Baskı, Ankara: Palme Yayıncılık
- SEİKEL A.J., KİNG D. W., DRUMRİGH D.D.G., (2010), **Anatomy & Physiology**, for Speech, Language and Hearing,, Neuroanatomy, New York, Nelson Education, 606-610
- SERWAY R. A. VE BEİCHNER R. J. (2014) **Fen ve Mühendislik İçin Fizik 1**(3.bs), Ankara:Palme Yayıncılık
- STACH A.B, **CLİNİCAL AUDİOLOGY**. (2010), The Audiologist assesment tools: Physiologic Measures, New York, Nelson Education, 433-435
- ŞERBETÇİOĞLU B. (2016), **Kulak Burun Boğaz Baş ve Boyun Cerrahisi**, Cilt 1 Otoloji, Temel Odyolojik Kavramlar ve Testler, Ankara, Hacettepe Üniversitesi Hastaneleri Basımevi, sy 54,55
- TURİNG A.M. (1950). **Computing Machinery and Intelligence**. Mind. 59(236): 433-460.

MAKALELER

AMERICAN SPEECH-LANGUAGE-HEARING ASSOCIATION. (2000) Audiology Survey. Rockville, MD: American Speech-Language-Hearing Association.

ATALAY, M, ÇELİK, E. (2017). Büyük Veri Analizinde Yapay Zeka ve Makine Öğrenmesi Uygulamaları, **Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Dergisi**, 9 (22) , 155-172 . DOI: [10.20875/makusobed.309727](https://doi.org/10.20875/makusobed.309727)

BİLGİÇ E., VE SADIKHOV E. (1994). Gürültü ve Titreşim, Ulusal Metroloji Enstitüsü Fizik Grubu, Akustik ve Titreşim Laboratuvarı, Gebze-Kocaeli

BLACK J, BENKE G, SMİTH K, FRİTSCHİ L (2004) Artificial neural networks and job-specific modules to assess occupational exposure. **Ann Occup Hyg** 48:595–600

BRITISH SOCIETY OF AUDIOLOGY (2012), Recommended Procedure, :6-9

CARHART R. (1951) Basic principles of speech audiometry. **Acta Otolaryngol.** 40, 62–71.

CARLOS R. BENÍTEZ-BARRERA, ALEXANDRA P. KEY, TODD A. RİCKETTS, ANNE MARİE THARPE,(2021).

Central auditory system responses from children while listening to speech in noise, **Hearing Research**, Volume 403, 2021, 108165, ISSN 0378-5955, <https://doi.org/10.1016/j.heares.2020.108165>.

CHARİH F, BROMWİCH M, MARK AE, LEFRANÇOİS R, GREEN JR. Data-Driven Audiogram Classification for Mobile Audiometry. **Sci Rep.** 2020 Mar 3;10(1):3962. doi: [10.1038/s41598-020-60898-3](https://doi.org/10.1038/s41598-020-60898-3). PMID: 32127604; PMCID: PMC7054524.

COAD, COAD (Eylül 2001). "Characteristics of patients with gaze-evoked tinnitus". *Otology & neurotology* : official publication of the American Otological Society, **American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology**, sayfalar. [doi:10.1097/00129492-200109000-00016](https://doi.org/10.1097/00129492-200109000-00016)

- DENNIS L. BARBOUR, REBECCA T. HOWARD, XINYU D. SONG, NIKKI METZGER, KIRON A. SUKESAN, JAMES C. DILORENZO, BRAHAM R. D. SNYDER, JEFF Y. CHEN, ELEANOR A. DEGEN, JENNA M. BUCHBINDER, VE KATHERINE L. HEISEY (2019), Online Machine Learning Audiometry, **Ear Hear.** 2019; 40(4): 918–926. doi:[10.1097/AUD.0000000000000669](https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000669).
- GHADA M.W.F., EAR ANATOMY. **GLOB J OTOLARYNGOL** 2017; 4(1): 555630. DOI: [10.19080/GJO.2017.04.555630](https://doi.org/10.19080/GJO.2017.04.555630)
- GOODMAN, A. (1965), **ASHA**, Reference Zero Levels for Pure-Tone Audiometers, Cilt 7, s. 262-273.
- [GREWE H, ASHA, 22. SAYI \(2013\) New HRCT-Based Measurement of the Human Outer Ear Canal as a Basis for Acoustical Methods sayfalar. \[https://doi.org/10.1044/1059-0889\\(2012/12-0039\\)\]\(https://doi.org/10.1044/1059-0889\(2012/12-0039\)](https://doi.org/10.1044/1059-0889(2012/12-0039)
- HORNÍK, K., STINCHCOMBE, M., WHITE, H., (1989), Multilayer feedforward networks are universal approximators, **Neural networks**, 5. sayı, ss. 359-366,
- JİMOH, F., LUND, E.K., HARVEY, L.J., FROST, C., LAY, W.J., ROE, M.A. (2018). Comparing diet and exercise monitoring using smartphone app and paper diary: a two-phase intervention study. **JMIR Mhealth Uhealth**, Jan 15;6(1):e17.
- KİMBERLEY BP, KİMBERLEY BM, ROTH L (1994) A neural network approach to the prediction of pure tone thresholds with distortion product emissions. **Ear Nose Throat J** 73:812–823
- KOLARZYKA E, STEPŃIEWSKI B M, MENDYKC A, KİTLİNSKI D M, PIETRZYCKAB A (2006) The usefulness of artificial neural networks in the evaluation of pulmonary efficiency and antioxidant capacity of welders. **Int J Hyg and Environ Health** 29:385–392
- MASALSKI, M., GRYSIŃSKI, T., KRCICKI, T. (2018). Hearing tests based on biologically calibrated mobile devices: comparison with pure-tone audiometry. **JMIR Mhealth Uhealth**, Jan 10;6(1):e10.

- MIDDLEBROOKS J.C (2015), Reference Module in Biomedical Research, Auditory System: **Central Pathways** sayfalar. doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.04506-2
- NARENDRA, K. S. AND PARTHASARA, K. (1990) Identification and Control of Dynamical Systems Using Neural Networks. **IEEE Transactions on Neural Networks**,s. 4 - 27.
- POTGIETER, J., SWANEPOEL, D.W., MYBURGH, H.C., HOPPER, T.C., SMİTS, C. (2016) Development and validation of a smartphone- based digits-in noise hearing test in South African English, **International Journal of Audiology**, 55:7, 405-411
- PUNCH J, JOSEPH A, RAKERD B. (2004) Most comfortable and uncomfortable loudness levels: six decades of research. **Am J Audiol**. 13, 144–157.
- SANCHEZ LOPEZ R, BIANCHI F, FERECZKOWSKI M, SANTURETTE S, DAU T. Data-Driven Approach for Auditory Profiling and Characterization of Individual Hearing Loss. **Trends in Hearing**. January 2018. [doi:10.1177/2331216518807400](https://doi.org/10.1177/2331216518807400)
- TEKEREK A.(2011), Veri Madenciliği Süreçleri ve Açık Kaynak Kodlu Veri Madenciliği Araçları, **Akademik Bilişim'11 - XIII. Akademik Bilişim Konferansı Bildirileri**, 161-168
- WAAL R, HUGO R, SOER M, KRÜGER JJ (2002) Predicting hearing loss from otoacoustic emissions using an artificial neural network. **S Afr J Commun Disord** 49:28–39
- WEEKS,A., R.,(1996), **Fundamentals of Electronic Image Processing**, Spie Press Book ISBN: 9780819491602 , sayı: PM32, sy: 37-40
- VROOMEN J, COLLIER R, MOZZICONACCI S.,(1993). "Duration and intonation in emotional speech." **Proceedings of the 3rd European Conference on Speech Communication and Technology Eurospeech 93**, Berlin, Germany, September 21-23, 1993.
- YAVUZ E, SAĞSÖZLÜ S . (2018). Yenidoğanda İşitme Taramasının İzlenmesi . **İstanbul Gelişim Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi**, (6), 620-630. DOI: [10.38079/igusabder.474661](https://doi.org/10.38079/igusabder.474661)

[ZHAO Y., LI J., ZHANG M., LU Y., XIE H., TIAN Y., QIU W.](#)(2019), Machine Learning Models for the Hearing Impairment Prediction in Workers Exposed to Complex Industrial Noise: A Pilot Study, **Ear and Hearing**: [May/June 2019 - Volume 40 - Issue 3 - p 690-699](#) Doi: [10.1097/AUD.0000000000000649](#)

ELEKTRONİK KAYNAKLAR

DeepMind.(2019). 26 Haziran 2021 <https://deepmind.com/about> adresinden erişildi.

Diego Calvanese (2004) Lecture Notes for Introduction to Programming, Conditional statements 25 Haziran 2021 tarihinde <https://www.inf.unibz.it/~calvanese/teaching/04-05-ip/lecture-notes/uni05.pdf> adresinden erişildi.

Encyclopaedia Britannica. (1997). Human ear 23 Haziran 2021 tarihinde <https://www.britannica.com/science/ear/Organ-of-Corti> adresinden erişildi.

Kırca T (2016) Temel Java Dersleri İf Else Koşul Yapısı (And ve Or), 25 Haziran 2021 tarihinde <https://www.mobilhanem.com/temel-java-dersleri-if-else-kosul-yapisi-and-ve-or/> adresinden erişildi.

Kırca T (2016) Temel Java Dersleri İf Else Koşul Yapısı, 25 Haziran 2021 tarihinde <https://www.mobilhanem.com/temel-java-dersleri-if-else-kosul-yapisi/> adresinden erişildi.

Laperruqe J. (2017) Apple's FaceID Could Be a Powerful Tool for Mass Spying, 25 Haziran 2021 tarihinde www.wired.com/story/apples-faceid-could-be-a-powerful-tool-for-mass-spying/ adresinden erişildi.

McCarty J. (2004). What is Artificial Intelligence 25 Haziran 2021 tarihinde <http://www-formal.stanford.edu/jmc/whatisai.pdf> adresinden erişildi.

McDonald C. (2020) Demystifying AI, Machine Learning, and Deep Learning, 25 Haziran 2021 tarihinde dzone.com/articles/demystifying-ai-machine-learning-and-deep-learning adresinden erişildi.

Saleh, Z. (2019). **Artificial Intelligence Definition, Ethics and Standards.** The British University in Egypt. 25 Haziran 2021 tarihinde https://www.researchgate.net/publication/332548325_Artificial_Intelligence_Definition_Ethics_and_Standards adresinden erişildi.

Serim M. (2015). Yapay Zekâ ve Büyük Verinin Sektörlerdeki Kullanımı. 25 Haziran 2021 tarihinde <http://bigumigu.com/haber/yapay-zeka-ve-buyuk-verinin-sektorlerdeki-kullanimi> adresinden erişildi.

T.C Aile Çalışma ve Sosyal Hizmetler Bakanlığı Engelli ve Yaşlı Hizmetler Müdürlüğü, **Engelli ve Yaşlı İstatistik Bülteni**, 2020, 17

TÜİK, **Türkiye Sağlık Araştırması**, 2016 (2018, Mart 23) data.tuik.gov.tr/Bulten/DownloadIstatistikselTablo?p=Sp3W985/qYAj86ryfiy2iqhAbagymCsFPGf5q4cTj2hPzLirTDS2J0skeJMAyS7I Son erişim tarihi 18.06.2021 18:48

WHO (2021), Launch of the World Report on Hearing,(2021, Mart 3), 18 Haziran 2021 tarihinde <https://www.who.int/news-room/events/detail/2021/03/03/default-calendar/launch-of-the-world-report-on-hearing> adresinden erişildi.

WHO (2021)Deafness and Hearing Loss, (2021, Nisan 1), 18 Haziran 2021 tarihinde <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss> adresinden erişildi.

Deafness and hearing loss, Prevention 18 Haziran 2021 tarihinde https://www.who.int/health-topics/hearing-loss#tab=tab_3 adresinden erişildi.

WHO (2021), World Report On Hearing, Challenges Facing Ear and Hearing Care, 141

TEZLER

ER Büşra, (2020) “Yapay zeka destekli odyometri ölçüm sisteminin tasarımı ve gerçekleştirilmesi”, Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Afyon

FİŞNE Abdullah, (2008). “Türkiye Taşkömürü Kurumu Ocaklarında Gürültü Koşullarının İncelenmesi, Etkilenim Düzeylerinin İstatistiksel Analizi ve Risk Değerlendirme” Doktora Tezi. İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü Maden Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Afyon

ÖZTÜRK Ayşe, (2004) “Döküm işkolunda gürültü, gürültüye bağlı işitme kayıpları ve bunları etkileyen etmenlerin değerlendirilmesi”, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir



EKLER

Ek-1: Etik Kurul Onayı

Ek-2: Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

Ek-3: Anamnez Formu



Ek-1: Etik Kurul Onayı









Ek-2: Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

Sayın gönüllü,

Bu katıldığımız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı " Makine Öğrenmesi ve Koşullu İfadelerle Yazılan Kodlar Kullanılarak Odyometre Test Sonuçlarına Göre İşitme Kaybı Türü ve İşitme Kaybı Derecesi Yorumlamalarının Karşılaştırılması" dir.

Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan sonra katılmak isterseniz sizden bu formu onaylamanız istenecektir. Şu an bu formu doldursanız bile istediğiniz herhangi bir zamanda herhangi bir neden göstermeden çalışmayı bırakmakta özgürsünüz. Aynı şekilde çalışmayı yürüten araştırmacı da araştırma şartları gereği sizi çalışma dışı bırakabilir. Çalışma sonucunda sizin kimliğinizi ortaya çıkaracak kayıtlar gizli tutulacak olup kamuoyuna açıklanmayacaktır; araştırma sonuçlarının yayımlanması halinde dahi kimliğiniz gizli kalacaktır.

Çalışmanın amacı: Bu çalışmada yapay sinir ağları ve koşullu ifadelerle yazılan programlar yardımıyla işitme kayıp türleri ve dereceleri ayırt edilecektir. Elde edilen verilere göre iki programın doğruluk oranlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu çalışma 15 yaş üstü işitme kayıplı veya normal işiten bireylerde uygulanabilir. Çalışmada dahil olacağınız kısım odyometre testinin gerçekleştirilmesi aşamasıdır. İşitme eşiğinizi ölçmek için kulaklık ve kemik vibratör takılacaktır sizden duyduğunuz her sestem sonra elinizdeki butona basmanız istenecektir. Vermiş olduğunuz cevaplara göre işitme eşiğiniz saptanacaktır. Test için öngörülen süre 15-20 dakika olup, araştırmada yer alması planlanan katılımcı sayısı 1000 kişidir. Çalışmaya 15 yaş üstü 1000 birey dahil edilecektir. Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır; ayrıca, bu araştırma kapsamındaki bütün muayene, tetkik, testler ve tıbbi bakım hizmetleri için sizden veya bağlı olduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir. Yapılan bu çalışmada, sizin isminiz hiçbir şekilde kullanılmayacaktır.

Risk: Çalışmamızda hiçbir risk yoktur.

Çalışma ile ilgili bir sorunuz olduğunda ya da çalışma ile ilgili ek bilgiye gereksiniminiz olduğunda araştırmacı Ody. Ahmet Yasin DİŞÇİ ile iletişime geçebilirsiniz. Telefon numaram ve mail adresim aşağıda yazmaktadır.

Araştırmacı: Ody. Ahmet Yasin DİŞÇİ (ahmetdisci@stu.aydin.edu.tr/ 0552 215 92 05)

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım.

Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, şahsıma ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

Çalışma kapsamında elde edilen bilgilerin bilimsel amaçlarla kullanılmasını, gizlilik kurallarına uyulmak kaydıyla sunulmasını ve yayınlanmasını, hiçbir baskı ve zorlama altında kalmaksızın, kendi özgür irademle kabul ettiğimi beyan ederim.

Gönüllünün

Adı Soyadı:

Telefon:

İmzası:

Araştırmacının;

Adı Soyadı: Ahmet Yasin DİŞÇİ

İmzası:

Çalışmaya Katılım Onayı:

Ek-3: Anamnez Formu

OLGU RAPOR FORMU

Ad Soyad:
Doğum Tarihi:
Cinsiyet:
Telefon:

İşitme kaybınız var mı? Evet Hayır

Varsa;

- İşitme kaybınız ne zamandan beri var? Evet Hayır
- İşitme cihazı kullanıyor musunuz? Evet Hayır

Çınlama şikayetiniz var mı? Evet Hayır

Varsa;

- Ne sıklıkla çınlamanız oluyor?

Gürültüye maruz kaldınız mı? Evet Hayır

Kaldıysanız belirtiniz(Askeri, Meslek, Eğlence mekanı vb.),

-

Ailenizde işitme kaybı öyküsü olan var mı? Evet Hayır

Ani işitme kaybı yaşadınız mı? Evet Hayır

Daha önce işitmenizi etkileyecek herhangi bir problem yaşadysanız yaşadığınız problemi belirtiniz

	125 Hz Hava	250 Hz Hava	500 Hz Hava	1000 Hz Hava	2000 Hz Hava	4000 Hz Hava	6000 Hz Hava	8000 Hz Hava	500 Hz Kemik	1000 Hz Kemik	2000 Hz Kemik	4000 Hz Kemik
Sağ Kulak												
Sol Kulak												

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad: Ahmet Yasin DİŞÇİ

ÖĞRENİM DURUMU:

- Önlisans** :2021- , Anadolu Üniversitesi, Açıköğretim Fakültesi, Bilgisayar Programcılığı
- Yüksek Lisans** : 2019-2021, İstanbul Aydın Üniversitesi, Odyoloji Anabilim Dalı, Odyoloji Bölümü
- Lisans** : 2016-2019, Anadolu Üniversitesi, İktisat Fakültesi, Uluslararası ilişkiler Bölümü
- Lisans** : 2014-2018, İstanbul Gelişim Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Yüksekokulu, Odyoloji Bölümü
- Önlisans** : 2014-2016, Anadolu Üniversitesi, Açıköğretim Fakültesi, Sağlık Kurumları İşletmeciliği Bölümü

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

Yenigün Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi (2018-2019)

Kanuni Sultan Süleyman EAH (2019-)

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

DİĞER YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

Dişçi A.Y. ve Kılıçaslan H. (2021, Haziran). Odyometre testi sonuçlarına göre işitme kaybı derecesi ve türünün belirlenmesinde yapay zekâ teknolojisinin kullanımı. **III. Uluslararası Covid-19 ve Güncel Sorunlar Kongresi Bildirileri**, 22-31