YAPAY ZEKA DESTEKLİ ODYOMETRİ ÖLÇÜM SİSTEMİNİN TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Büşra ER

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Temmuz 2020

Bu tez çalışması 19.FEN.BİL.18 numaralı proje ile BAPK tarafından desteklenmiştir.

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YAPAY ZEKA DESTEKLİ ODYOMETRİ ÖLÇÜM SİSTEMİNİN TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Büşra ER

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Temmuz 2020

TEZ ONAY SAYFASI

Büşra ER tarafından hazırlanan "Yapay Zeka Destekli Odyometri Ölçüm Sisteminin Sisteminin Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi" adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 28/07/2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN

Başkan : Doç. Dr. Fecir DURAN
Gazi Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Uçman ERGÜN
Afyon Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN
Afyon Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi

Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun
..... /..... /..... tarih ve
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. İbrahim EROL
Enstitü Müdürü

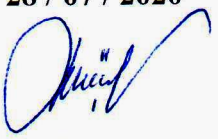
BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı beyan ederim.

28 / 07 / 2020



Büşra ER

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

YAPAY ZEKA DESTEKLİ ODYOMETRİ ÖLÇÜM SİSTEMİNİN TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Büşra ER

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN

İşitme, dış ortamda bulunan ses dalgalarının dış kulak ve orta kulak yolu üzerinden iç kulağa aktarılması sonucu oluşan işaretlerin sinir hücreleri ile işitme korteksine taşınması olayıdır. Dış, orta, iç kulak veya akustik sinirde meydana gelen rahatsızlıklar nedeniyle çevredeki seslerin algılanamaması işitme kaybı olarak adlandırılmaktadır. İşitme kayıpları iletim tipi, sensörinöral tip ve miks tip olarak üç kategoride sınıflandırılmaktadır. Saf ses odyometri testleri ile işitme kaybının tipi ve derecesi belirlenebilmektedir. Bu çalışma odyometri uzmanına gerek duymadan okullarda, aile sağlık merkezi ve halk sağlığı merkezlerinde ön teşhis koymak için yapay zekâ destekli bir sistemin geliştirilmesini amaçlamaktadır. Farklı desibel ve frekans değerlerindeki saf ses ve maskeli sesler yazılım aracılığı ile kişiye uygulanarak hava ve kemik yolu testi yapılabilmektedir. Geliştirilen sistemin arayüz platformu Visual Studio C# programında hazırlanmış ve eğitimi tamamlanmış olan yapay sinir ağının ağırlık katsayıları programa entegre edilmiştir. Test sonucunda elde edilen veriler yapay zekâ algoritması ile analiz edilerek işitme kaybının tipi ve derecesi belirlenmiştir. Yapay zekâ algoritmasının eğitimi için toplanan 200 adet verinin %70'i öğrenme, %15'i geçerlilik, %15'i test verisi olarak kullanılmıştır. Sistemin güvenirliliği yapay sinir ağına gösterilmeyen 48 adet veri ile test edilmiştir. 48 adet test verisinin sınıflandırılması öncelikle Afyon Devlet Hastanesi'nde görev yapan Kulak Burun Boğaz uzmanı tarafından daha sonra gerçekleştirilen sistem ile sınıflandırılmıştır. Bu veriler ikili sınıflandırma yöntemi ile analiz edildiğinde mikst tip işitme kayıpları ve sağlıklı bireyler arasında elde edilen sonuçlarda hassasiyet %92,3, doğruluk oranı %95,8, negatif prediktif değer %91,6 olarak bulunmuştur. İletim tipi ve

sensörinöral tip işitme kayıplarının sağlıklı bireylerle kıyaslanmasından elde edilen hassasiyet, doğruluk ve negatif prediktif değer ise %100 olarak bulunmuştur. Elde edilen bulgular geliştirilen sistemin işitme kaybının tipini ve derecesini sınıflandırmada ve ön tanı koymada etkin olduğunu göstermektedir. Ancak bu tarz sistemlerin sağlık alanında hekimlerin yerine kesin tanı koymak için kullanılması düşünülmemelidir. Çünkü işitme kaybı hastalıkların altında yatan farklı fizyolojik veya psikolojik alt etmen bulunabildiği düşünülerek son kararın uzman tarafından verilmesi beklenmelidir. Sonuç olarak bu sistemin hastalıkların sınıflandırılmasında destekleyici sistem ve yazılımlar olarak tanımlanması daha doğru bir yaklaşım olacaktır.

2020, xii + 79 sayfa

Anahtar Kelimeler: Tonal odyometri, Yapay zeka, İşitme, İşitme kaybı

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF SUPPORTED ARTIFICIAL INTELLIGENCE AUDIOMETER MEAS-UREMENT SYSTEM

Büşra ER

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Biomedical Engineering

Supervisor: Asst. Prof. Uğur FİDAN

Hearing is the event of the transmission of the signals formed as a result of the transfer of sound waves in the outer environment to the inner ear through the outer and middle ear canal to the auditory cortex by nerve cells. Inability to perceive surrounding sounds due to disturbances in the outer, middle, inner ear or acoustic nerve is called hearing loss. Hearing losses are classified into three categories as conductive type, sensorineural type and mixed type. With pure tone audiometry tests, the type and degree of hearing loss can be determined. This study aims to develop an artificial intelligence-supported system for pre-diagnosis in schools, family health centers and public health centers without the need for an audiometry specialist. Pure sound and masked sounds at different decibel and frequency values can be applied to the person through the software and air and bone conduction tests can be performed. The interface platform of the developed system was prepared in the Visual Studio C# program and the weight coefficients of the artificial neural network, whose training was completed, were integrated into the program. The type and degree of hearing loss were determined by analyzing the data obtained as a result of the test with an artificial intelligence algorithm. Of the 200 data collected for the training of the artificial intelligence algorithm, 70% was used as learning, 15% as validity and 15% as test data. The reliability of the system was tested with 48 data that were not shown to the artificial neural network. Classification of 48 test data was firstly classified with the system implemented later by the Otorhinolaryngologist working at Afyon State Hospital. When these data were analyzed with the dual classification method, the sensitivity was 92,3%, the accuracy rate was 95,8%, and the negative predictive value

was 91,6% in the results obtained between mixed hearing losses and healthy individuals. The sensitivity, accuracy and negative predictive value obtained by comparing conductive and sensorineural hearing losses with healthy individuals were found to be 100%. The findings obtained show that the developed system is effective in classifying the type and degree of hearing loss and in making a pre-diagnosis. However, such systems should not be considered to be used to make a definitive diagnosis for physicians in the field of health. Because, considering that there may be different physiological or psychological factors underlying hearing loss diseases, the final decision should be expected by the specialist. As a result, it would be a more correct approach to define this system as supportive systems and software in the classification of diseases.

2020, xii + 79 pages

Keywords: Hearing loss, Artifcial intelligence, Tonal audiometry, Pre-diagnosis system

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, manevi desteği, hoşgörüsü ve samimiyetiyle her zaman yanımda olan bu araştırmanın konusu, deneysel çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarından dolayı tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN'a, her konuda öneri ve eleştirileriyle yardımlarını gördüğüm hocalarıma ve çalışma arkadaşlarıma, 19.FEN.BİL.18 numaralı BAPK proje numarasıyla destek sağlayan üniversitemize, az veya çok emeği geçen herkese sonsuz teşekkür ederim.

Hayatımın her alanında olduğu gibi bu çalışma boyunca da maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen sevgili anne ve babama teşekkürü borç bilirim.

Büşra ER

Afyonkarahisar 2020

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

ÖZET i
ABSTRACT iii
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER DİZİNİ vi
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ viii
ŞEKİLLER DİZİNİ x
ÇİZELGELER DİZİNİ xii
1. GİRİŞ 1
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ 3
2.1 Sesin Yapısı ve Özellikleri 3
2.2 İşitme Duyu Sistemi ve İşitme Olayı 7
2.2.1 Dış Kulak 8
2.2.2 Orta Kulak 8
2.2.3 İç Kulak 8
2.2.4 Hava Yolu Ses İletimi 10
2.2.5 Kemik Yolu Ses İletimi 11
2.3 İşitmenin Değerlendirilmesi 11
2.3.1 Fısıltı testi 11
2.3.2 Diyapozon Testleri 12
2.3.3 Vokal Odyometri (Konuşma Odyometrisi) 13
2.3.4 İşitmenin Değerlendirilmesinde Uygulanan Diğer Testler 14
2.4 Literatür Taraması 14
2.4.1 Ulusal Çalışmalar 14
2.4.2 Uluslararası Çalışmalar 16
3. MATERYAL ve METOT 20
3.1 İşitme Testi ve İşitme Kaybı Tipleri 20
3.1.1 İletim Tipi İşitme Kaybı 22
3.1.2 Sensörinöral İşitme Kaybı 23
3.1.3 Mikst Tipi İşitme Kaybı 23
3.2 İşitme Kaybının Derecelendirmesi 24

3.3 Makine Öğrenmesi 25
3.3.1 Yapay Sinir Ağları 25
3.3.2 Levenberg-Marquardt Öğrenme Algoritması 27
3.4 İkili Sınıflandırma 27
3.5 Veritabanı Sistemleri 29
3.6 Yapay Zekâ Destekli Odyometri Ölçüm Sistemi 31
3.6.1 Yapay Zekâ Destekli Odyometri Ölçüm Sistemi Genel Sistem Mimarisi 31
3.6.2 Yapay Zeka Destekli Odyometri Ölçüm Sistemi Yazılım Mimarisi 32
3.6.3 Tasarlanan Sistemde Kullanılan Temel Donanımlar 34
3.7 Test Düzeneği ve Sistem Kalibrasyonu 36
3.7.1 Ses Seviyesi Ölçüm Cihazı 36
3.7.2 Ses Ölçüm Cihazı Kalibratörü 37
3.7.3 Test Kabini 38
4. BULGULAR 40
4.1 Saf Ses Odyometrisi Test Düzeneği 40
4.2 Sistem Ses Kalibrasyonu 44
4.3 Yapay Sinir Ağı Algoritması Doğruluk Ölçümü 48
5. TARTIŞMA ve SONUÇ 51
6. KAYNAKLAR 53
ÖZGEÇMİŞ 56
EKLER 58

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

cm	Santimetre
dB	Desibel
Hz	Hertz
Pi	Ölçülmesi istenilen seviye
Pref	Belirlenmiş referans değer
log	Logaritma
O	Odyogram Sağ Kulak Hava Yolu
X	Odyogram Sol Kulak Hava Yolu
<	Odyogram Sağ Kulak Kemik Yolu
>	Odyogram Sol Kulak Kemik Yolu
[O]	Odyogram Sağ Kulak Maskeli Hava Yolu
[X]	Odyogram Sol Kulak Maskeli Hava Yolu
[	Odyogram Sağ Kulak Maskeli Kemik Yolu
]	Odyogram Sol Kulak Maskeli Kemik Yolu
s	Periyod
m	Metre
Pi	Sistemin Giriş Gücü
Pref	Sistemin Çıkış Gücü
Egiriş	Sistemin Giriş Gerilim Değeri
Eçıkış	Sistemin Çıkış Gerilim Değeri
N	Sistemin Kazanç veya Kayıp Miktarını
A	Genlik
P	Akustik Basınç
W	Ses Gücü
I	Yeğinlik
µm	Mikrometre
µbar	Mikrobar
µw	Mikrowatt
µPa	Mikropaskal
p_0	Ses Basıncının Referans Değeri
p	Ses Basıncının Ölçümlenecek Değeri
W_0	Ses Basıncının Referans Değeri
W	Ses Basıncının Ölçümlenecek Değeri
X_1	Nöronlara Gelen Girdi Verileri
X_2	Nöronlara Gelen Girdi Verileri
X_3	Nöronlara Gelen Girdi Verileri
b_k	Sapma (Bias) Değeri
W_1	Ağırlık Değeri
W_2	Ağırlık Değeri
W_3	Ağırlık Değeri
Y	Çıktı Değeri
W	Ağırlık Vektörü
I	Birim Vektörü
µ	Kombinasyon Sayısı

Kısaltmalar

AA	Alopesia Areata
ANSI	American National Standards Institute
BERA	Işitsel Uyarılmış Cevap Odyometresi
CERA	Kortikal Elektriksel Cevap Odyometresi
DPOAE	Distorsion Product Otoakustik Emisyon
ECoG	Elektrokokleografi
FN	Negatif Gerçek Değer Pozitif
FP	Pozitif Gerçek Değer Negatif
IAA	Inter Aural Attenuasyon
IL	Yeğinlik Düzeyi
İK	İşitme Kaybı
İTİK	İletim Tipi İşitme Kaybı
KBB	Kulak Burun Boğaz
MCL	En Rahat Ses Seviyesi
SD	Konuşmayı Ayırt Etme Oranı
SI	Uluslararası Birimler Sistemi
SNİK	Sensörinöral Işitme Kaybı
SPL	Ses Basınç Düzeyi
SRT	Konuşmayı Alma Eşiği
SQL	Structured Query Language
TN	Negatif Gerçek Değer Negatif
TP	Pozitif Gerçek Değer Pozitif
UCL	Rahatsız Edici Ses Seviyesi
QBE	Query By Example

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1 Ses genliği modellemesi. 5
Şekil 2.2 Kulağın anatomik yapısı. 7
Şekil 2.3 İç kulağın anatomik yapısı. 9
Şekil 2.4 Sesin kulak içindeki basınç değişimleri. 10
Şekil 2.5 Kemik yolu ses iletimi. 11
Şekil 2.6 Diyapazon testi örneği. 12
Şekil 3.1 Tonal odyometri test düzeneği. 20
Şekil 3.2 Odyogram grafiği. 21
Şekil 3.3 İletim tipi işitme kaybına ait odyogram. 22
Şekil 3.4 Sensörinöral tip işitme kaybına ait odyogram. 23
Şekil 3.5 Mikst tip işitme kaybı örnek odyogramı. 24
Şekil 3.6 Sinir hücresi yapısı. 25
Şekil 3.7 Yapay sinir hücresi yapısı. 26
Şekil 3.8 Geliştirilen sistemin blok diyagramı. 31
Şekil 3.9 Geliştirilen sistemin akış diyagramı. 32
Şekil 3.10 Tasarlanan yapay sinir ağı yapısı. 33
Şekil 3.11 Kullanılan kulak üstü kulaklık. 34
Şekil 3.12 Sistemde kullanılan kemik iletim vibratörü. 35
Şekil 3.13 100 mm push buton. 35
Şekil 3.14 Sistemde kullanılan mikroişlemci devresinin blok diyagramı. 36
Şekil 3.15 Lutron SL4012 ses seviyesi ölçer. 37
Şekil 3.16 Lutron SC-942 ses ölçüm cihazı kalibratörü. 38
Şekil 3.17 Sistemin kullanıldığı yalıtımlı test kabini. 38
Şekil 4.1 Sistem arayüzü. 40
Şekil 4.2 Sistemde bulunan odyogram düzeneği. 41
Şekil 4.3 Odyometri testi analiz sonuçları sayfası. 42
Şekil 4.4 Tonal odyometri testi kayıt ekranı. 42
Şekil 4.5 Saf ses odyometrisinde kullanılan buton. 43
Şekil 4.6 Test grubuna yapılan odyometri testi sırasında çekilen görüntü. 43
Şekil 4.7 94 dB düzeyi ses kalibrasyonu. 45
Şekil 4.8 114 dB düzeyi ses kalibrasyonu. 45
Şekil 4.9 Kulaküstü kulaklık ile ses kalibrasyonu (80 dB). 46

Şekil 4.10 Kemik iletim vibratörü ile ses kalibrasyonu (80 dB). 47

Şekil 4.11 Matlab öğrenme grafikleri..... 48

Şekil 4.12 YSA'nın ikili sınıflandırma metotu ile mikst tip işitme kayıpları ve sağlıklı bireylerin kıyaslanması..... 49

Şekil 4.13 YSA'nın ikili sınıflandırma metotu ile iletim tipi/sensörinöral tip işitme kayıplarının sağlıklı bireylerin kıyaslanması..... 50

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 2.1 Ses düzeyi bileşenleri ile ilgili büyüklükler. 4
Çizelge 2.2 Dış ortamdaki seslerin dB karşılığı. 5
Çizelge 2.3 Belirli güç miktarlarının desibel karşılığı. 6
Çizelge 3.1 Odyogram üzerindeki işaretlerin anlamları. 22
Çizelge 3.2 ANSI 1989 standartlarına göre yetişkin bireyin işitme dereceleri. 24
Çizelge 3.3 2*2 hata matrisi. 27
Çizelge 3.4 DDL Komutları. 30
Çizelge 3.5 DML komutları. 30
Çizelge 3.6 Lutron SL4012 teknik özellikleri. 37
Çizelge 3.7 Lutron SC-942 ses ölçüm kalibratörü teknik özellikleri. 38
Çizelge 3.8 Test kabini teknik özellikleri. 39
Çizelge 4.1 Test grubu ölçüm verileri. 44
Çizelge 4.2 Kulaküstü kulaklık ses kalibrasyonu sırasında 1000 Hz'te elde edilen ölçüm sonuçları. 46
Çizelge 4.3 Kemik iletim vibratörü ses kalibrasyonu sırasında 1000 Hz'te elde edilen ölçüm sonuçları. 47

1. GİRİŞ

Dünya Sağlık Örgütü tarafından toplanan verilere göre dünyada 466 milyon kişinin özürlülük derecesinde işitme kaybının olduğu ve bu kişilerin 34 milyonunun çocuk olduğu bilinmektedir. Çocuklar için 30 desibel erişkinler için ise 40 desibellik kayıplar özürlülük derecesinde işitme kaybını olarak nitelendirilmektedir. Özürlülük derecesinde işitme kaybı bulunan kişiler dünya nüfusunun %5'inden fazlasını oluşturmaktadır. Ülkemizde de işitme kaybı bulunan kişi sayısının bu rakamlara paralel olduğu düşünülmektedir. İşitme kayıplarının yaklaşık %50-60 kadarı engellenebilir nedenlerden meydana gelmektedir. Dünyada "bebek ölümleri" ve "bulaşıcı hastalıkların yaygınlığı" gibi durumlarda iyileşmeler sağlanmasına rağmen işitme kaybı bulunan kişi sayıları sürekli artmaktadır. Doğumsal işitme kaybı, gelişmiş batı ülkelerinde %1 iken, ülkemizde bu oranın %3 civarında olduğu bildirilmektedir.

İşitme kaybı ile bireylerde zihinsel, fiziksel ve psikolojik rahatsızlıklar görülmektedir. İletişim zorluklarına bağlı olarak yalnızlık duygusu, içe kapanma, unutkanlık, iş yerinde uyumsuzluk, çocuklarda akademik başarısızlık vb. problemler meydana gelmektedir. Ayrıca kişinin dikkat düzeyi düştüğü için, kişisel emniyete yönelik risklerinde arttığı söylenebilmektedir. İşitme kayıpları, yaşam boyunca etkilerini gösteren ya da süregelen ileri boyuttaki engellilik durumları ile karşılaştırılarak gereken önem verilmemektedir ya da tanı koyulamamaktadır. Ancak işitme kayıplarının erken tanısı ile çocuk ve ergenlerin tedavisi mümkün olabilmekte ve böylece normal duyabilen yaşıtları ile benzer bir eğitim ve iş performansı gösterebilmektedirler. Erken teşhis ya da müdahale edilemeyen işitme kayıplarının dünya genelindeki ekonomiye yaklaşık 750 milyar Amerikan Doları yük getirdiği hesap edilmektedir. Ancak işitme kaybının erken dönemde saptanması sonucunda uygulanacak tedavi ve rehabilitasyonun kayda değer faydalarının olduğu bilinmektedir.

Ülkemizde yeni doğan işitme kayıplarının erken tanısı için 2000 yılından itibaren "Yenidoğan İşitme Tarama Programı" uygulanmaktadır. Son birkaç yıldır da çocuklukta edinilen işitme kayıplarının ilk okul birinci sınıfta yapılan sağlık taramaları ile tespit edilmeye çalışılmaktadır. İşitme kaybının tespit edilmesinde kullanılan objektif ve

sübjektif farklı yöntemler bulunmaktadır. Objektif yöntemler; ortamdaki seslerin karşılığında kulağın verdiği tepkinin elektriksel sinyaller ile ölçülerek işitilen ses tepkiselliğinin belirlenmesidir. Bu yöntem bazı durumlarda invaziv olarak uygulanabildiğinden hastanın narkoz ile uyutulması gerekmektedir. Bu durum anesteziye bağlı yan etkilerinde yaşanmasına neden olmaktadır. Sübjektif işitme testi yöntemlerinde ise teste başlamadan önce hasta öyküsü alınmakta ve test boyunca hastaya farklı desibel ve frekansta sesler sırasıyla dinletilmektedir. Test yapılan kişiden dinletilen sesi duyduğunda bir cevap vermesi istenilmektedir ve verilen cevaba göre işitme eşiği tespit edilmektedir. Günümüzde bu yöntemler kullanılarak diyapazon testleri, tonal odyometri ve vokal odyometri testleri gerçekleştirilmektedir.

Bu tez çalışmasında işitme kaybı olan kişilerin hastalığının derecesi ve tipini belirlemek için yapay zeka destekli otonom tonal odyometri cihazının geliştirilmesi amaçlanmıştır. Sistem taşınabilir olduğundan ve kolay uygulanabilir ara yüzü bulunduğundan okullarda, kreşlerde, evlerde, aile sağlık merkezlerinde (ASM) ve hastanelerde uzman bulundurmayı gerektirmeden kullanılabilme kolaylığı sağlamaktadır. Cihazda bulunan karar destek sistemi ile test sonuçlarına göre işitme kaybının düzeyini ve işitme kaybının tipini belirleyebilen otonom bir sistem tonal odyometri testine entegre edilmiştir. Tonal odyometri cihazına getirilen bu yaklaşımla ergonomik yapılı, basit ara yüze sahip bir işitme test platformu tasarlanmıştır.

Bu tez çalışması 5 temel bölümden oluşmaktadır. Tezin, ikinci bölümünde ses ve sesin yayılımı, işitmenin duyu sistemi, işitme kayıpları, işitme testleri ve bugüne kadar literatürde tonal odyometri testi ile ilgili yapılan çalışmalara yer verilmektedir. Üçüncü bölümde çalışmada kullanılan materyaller ve uygulamada kullanılan metotlar açıklanmıştır. Dördüncü bölümde, sistemin başarım oranları ve otonom tonal odyometri testi ile geleneksel tonal odyometri testinin doğruluğunun karşılaştırıldığı bulgulara yer verilmiştir. Beşinci bölümde yapılan bu çalışmanın sonucunda elde edilen bulgular literatürdeki çalışmalar ile kıyaslanmıştır. Geliştirilen sistem olumlu, olumsuz ve geliştirilmesi gereken kısımları açıklanmıştır.

2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

Bu bölümde sesin yapısı ve özellikleri, işitme duyu sistemi ve işitme değerlendirilmesi açıklanmıştır. Ayrıca konu ile ilgili yapılan ulusal ve uluslararası çalışmalara yer verilmiştir.

2.1 Sesin Yapısı ve Özellikleri

Ses, katı, sıvı, gaz ve plazma ortamlarında, kaynağın oluşturduğu enerji ile ortamdaki taneciklerin titreşimi sonucu oluşmaktadır (Dikilitaş vd. 2018). Ses bir enerji türüdür ve Uluslararası Birim Standardına (SI) göre birimi Joule (J) dur. Ses üç bileşenden oluşmaktadır. Bunlar;

- Sesin incelik-kalınlığı,
- Sesin düzeyi,
- Sesin tınısıdır.

Sesin incelik ve kalınlığı incelendiğinde, ince seslere; çocuk sesi, kısa tellerden ve ince metallerden çıkan sesler örnek gösterilirken, kalın seslere; bas, kontrbas gibi büyük boyutlu çalgılardan ve uzun tellerden çıkan sesler örnek gösterilmektedir. Sesin incelik ve kalınlığını doğrudan etkileyen faktörler; frekans (Hz), periyod (s) ve dalga boyu (cm-m)'dur.

Ses düzeyini ölçmede desibel (dB) birimi kullanılmaktadır. Desibel belirli bir miktar seviyeye ya da belirli bir referans güce olan oranı karşılayan boyutsuz bir birimdir. Daima belirlenmiş iki değerin karşılaştırılmasının sonucudur. Ses şiddetini aralığı belirlenirken, insan kulağının şiddet algı aralığı çok geniş olduğundan, ses şiddeti ölçümü için logaritmik aralık kullanılmaktadır. Desibel ölçümünde dikkat edilmesi gereken hususlara değinildiğinde desibel ile aritmetik işlemler yapılamamaktadır ve diğer hesaplama yöntemlerinde "0" sonucu ölçülen niceliğin yokluğunu gösterirken denklem (2.1) ve denklem (2.2)'den elde edilecek "0" sonucu Pi ve $Pref$ veya $Egiriş$ ve $Eçıkış$ değerlerinin birbirine eşit olduğunu göstermektedir. Referans değerler işitilemeyecek

kadar düşük ses değerini belirttiğinden sıfır desibel mutlak sessizliği değil; işitilemeyecek kadar düşük ses şiddetini gösterir. Desibel, karşılaştırılan büyüklüklerin ölçüm sırasına göre kazanç ya da kayıp olarak yorumlanmaktadır.

$$N = 10\log\left[\frac{Pi}{Pref}\right] \tag{2.1}$$

$$N = 20\log\left[\frac{Egiriş}{Eçıkış}\right] \tag{2.2}$$

Yukarıda denklemlerde kullanılan parametrelerin tanımları,

N: Sistemin kazanç veya kayıp miktarını,

Pi: Sistemin giriş gücü,

$Pref$: Sistemin çıkış gücü,

$Egiriş$: Sistemin giriş gerilim değeri,

$Eçıkış$: Sistemin çıkış gerilim değeridir.

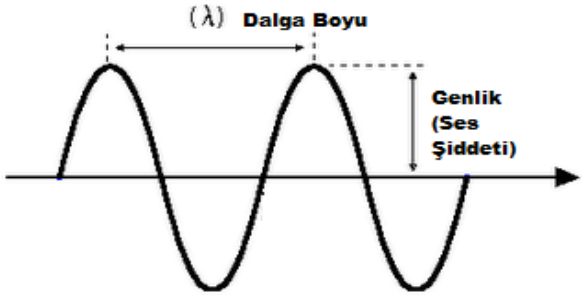
Ses düzeyi, sesin azlık ve çokluğudur. Fısıltı ile konuşan bir kişi ve yüksek sesle konuşan bir kişinin ses düzeyleri birbirinden farklıdır. Ses düzeyini oluşturan bileşenler genlik, akustik basınç, ses gücü ve ses yeğinliğidir. Bu bileşenlerin birimleri ve referans olarak alınabilecek en düşük ses düzeyi ve en yüksek ses düzeyi Çizelge 2.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1 Ses düzeyi bileşenleri ile ilgili büyüklükler.

Büyüklük	**Simge (Birim)**	**Alçak Ses Referans**	**Yüksek Ses Referans**	**Düzey Karşılığı(dB)**
Genlik	A(µm)	0,1 µm	100 µm	-
Akustik Basınç	P(µbar)	0,0002 µbar	200 µbar	Ses Basınç Düzeyi (SPL)
Ses Gücü	W(w,µw)	10^{-12}w	10^{8}w	Ses Gücü Düzeyi (SWL)
Yeğinlik	I(w/m^2)	10^{-12}w/m^2	-	Yeğinlik Düzeyi (IL)

Titreşmekte olan bir taneciğin titreşim hareketi etkisiyle gidip geldiği uzaklığa ya da maksimum ayrılımına genlik denir (Şekil 2.1). Simgesi A, birimi mikrometre (mikron/µm)'dir. Havada oluşan ses dalgalarının genlikleri genellikle çok küçüktür. İnsan

kulağının algılayabildiği sesin genliği 0.1 µm ile 100 µm arasında olmalıdır (Yavuz 2019).



Şekil 2.1 Ses genliği modellemesi.

Ses titreşimlerinin hava basıncında yol açtığı değişimler akustik basınç (SPL) olarak adlandırılmaktadır. Genliğin artmasıyla basınç fazlalığı ve basınç azlığı arasındaki fark artacaktır. Simgesi P, birimi mikrobar (µbar) ya da mikropaskal (µPa)'dır. Duyulabilen en hafif ve en güçlü sesin akustik basıncı sırasıyla 0,0002 µbar ile 200 µbar'dır. Akustik basınç seviyesi ise denklem (2.3)'teki eşitlik ile tanımlanmaktadır (Erdal 2012).

$$SPL = 20.\log\frac{p}{p_0} \tag{2.3}$$

Yukarıda denklemde kullanılan parametreler,
p_0 : Ses basıncının referans değerini,
p : Ses basıncının ölçümlenecek değeridir.

Pascal olarak ölçülen ses basınç seviyesini desibele çevirmek suretiyle 10 000 000:1'e uzanan bir ölçüm skalası 140:1'e düşürülebilmektedir. Dış ortamda bulunan seslerin dB karşılıkları Çizelge 2.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 2.2 Dış ortamdaki seslerin dB karşılığı.

Desibel (dB)	**Ses Eşlemesi**
0 dB	Duyma Eşiği
20 dB	Fısıltı

Çizelge 2.2 (Devam) Dış ortamdaki seslerin dB karşılığı.

Desibel (dB)	Ses Eşlemesi
40 dB	Sessiz Oda
60 dB	Konuşma
80 dB	Sokak Gürültüsü
100 dB	Fabrika Gürültüsü
120 dB	Rock Müzik Konseri
130 dB	Acı Eşiği

Ses gücü (SWL), akustik enerjinin yayılım hızıdır. Ses kaynaklarının birim zamanda yayımladıkları ses enerjisi, ses gücü ile Watt ya da µW cinsinden belirlenir. Bir kaynağın ses gücü düzeyi; denklem (2.4)'teki gibi hesaplanmaktadır (Crise vd. 2015).

$$SWL = 10.\log\frac{W}{W_0} \tag{2.4}$$

Yukarıda denklemde kullanılan parametreler,
W_0 : Ses basıncının referans değerini,
W : Ses basıncının ölçümlenecek değeridir.

Güç düzeyi verilen seslerin dB karşılıkları Çizelge 2.3'te verilmiştir. Desibel güç oranı tablosu EK 1'de verilmiştir.

Çizelge 2.3 Belirli güç miktarlarının desibel karşılığı.

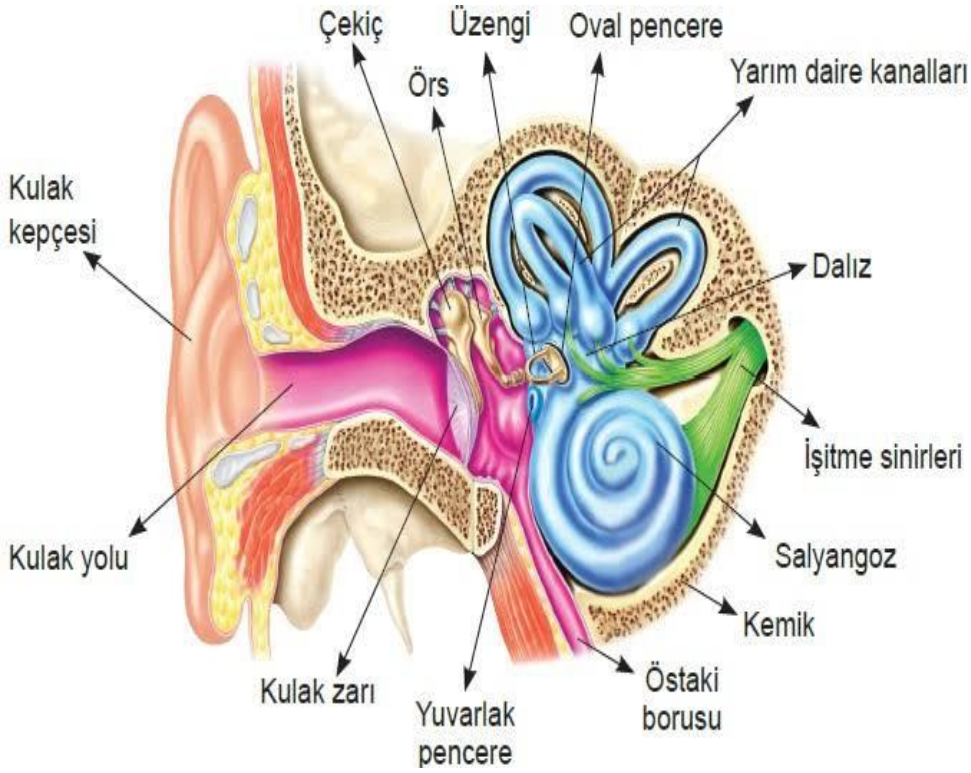
Güç (Watt)	Güç Düzeyi (dB)
100 000 000	200
1 000 000	180
10 000	160
100	140
1	120
0,1	100
0,0001	80

Çizelge 2.3 (Devam) Belirli güç miktarlarının desibel karşılığı.

Güç (Watt)	Güç Düzeyi (dB)
0,000001	60
0,00000001	40
0,0000000001	20
0,000000000001	0

2.2 İşitme Duyu Sistemi ve İşitme Olayı

Dış ortamdaki ses dalgaları dış kulak ve orta kulak aracılığı ile iç kulağa iletilmektedir. İç kulağa iletilen ses dalgaları akustik sinirler ile elektriksel potansiyele dönüştürülerek, beyinin işitme korteksine taşınır. Canlılarda işitme olayının gerçekleşmesini Şekil 2.2'de temel anatomik yapısı görünen kulak sağlamaktadır. Kulak hem denge hem de işitme sisteminden sorumlu olan organdır. İşitme görevini iç kulağa gelen sesleri elektriksel potansiyele dönüştürüp beyine iletilmesiyle, denge görevini ise vücudun yatay ve dikeydeki konum değişimlerinin beyinciğe iletilmesiyle gerçekleştirir (Costen 1934, Massaro ve Simpson 2014). Kulak anatomik olarak üç bölümde incelenmektedir.



Şekil 2.2 Kulağın anatomik yapısı.

2.2.1 Dış Kulak

Kulak kepçesi ve kulak yolunun oluşturduğu kısma dış kulak denilmektedir. Kulak kepçesi, başın her iki tarafında bulunmaktadır. Ortamdan gelen ses dalgalarını toplar ve 2,5 cm uzunluğundaki dış kulak yoluna iletir. Dış kulak yolu yapı itibariyle "S" harfine benzemektedir ve 1/3'lük bölümü kıkırdaktan, 2/3'lük bölümü ise kemikten oluşmaktadır. Dış kulak yolunun bitiminde kulak zarı (timpanik zar) bulunmaktadır.

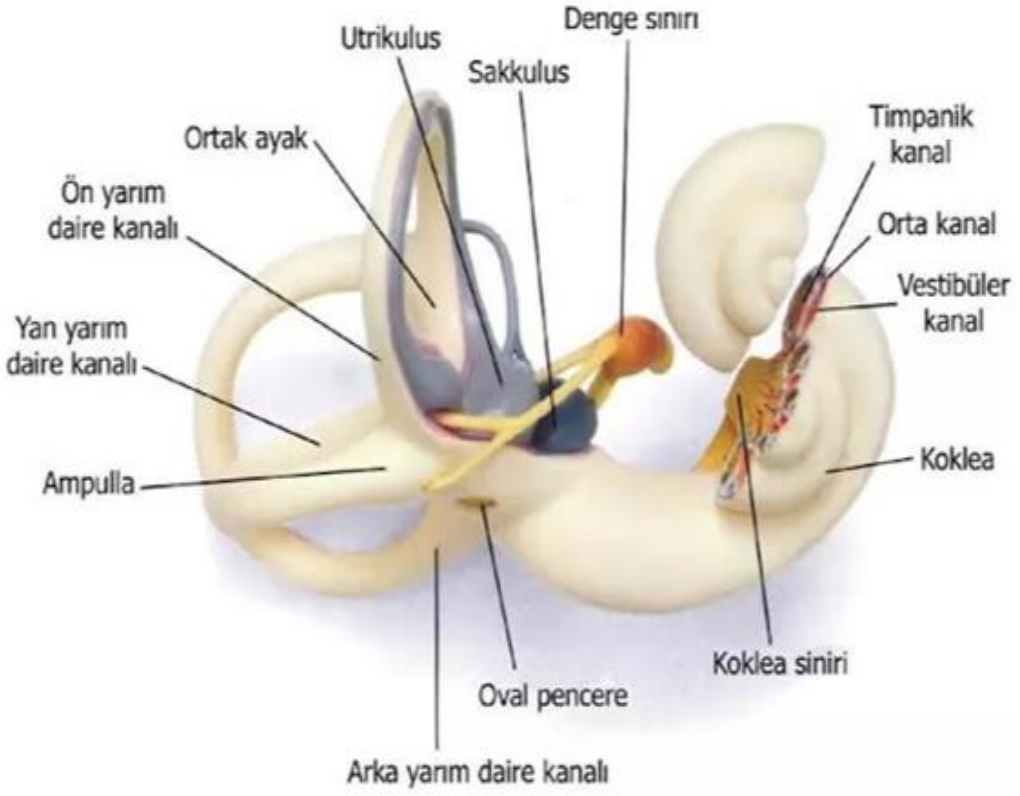
2.2.2 Orta Kulak

Orta kulak içinde timpanik boşluk, östaki borusu, işitme kemikçikleri olmak üzere üç ayrı bölüm barındırmaktadır. Timpanik boşluk; kulak boşluğu ile kulak zarı arasında oluşan iç yüzeyi mukoza ile kaplı dar bir yapıdır. Kulak zarı çok ince ve hassas bir yapıdan oluştuğu için ses basıncına göre dalgalanmalar oluşturmaktadır. Bu dalgalanmalar nedeniyle, kulak zarını takiben bulunan işitme kemikçikleri uyarılmaktadır. Östaki borusu, yutak ve kulak yolu arasında geçit oluşturmaktadır. Yaklaşık 4 cm uzunluğunda olan bu yapı dış kulak ile orta kulak arasındaki basınç farkını dengelemektedir. Normal haliyle kapalı olarak bulunan östaki borusu çiğneme veya esneme gibi hareketler sırasında açılarak basınç farkını eşitler. Orta kulakta işitme kemikçiklerinden oluşan bölümde, insan vücudunda bulunan en küçük kemikler yer almaktadır. Kemikçikler, kulaktaki az oynar eklemler ile aralarındaki bağlantı yolunu tamamlarlar. Kulakta sırasıyla çekiç (maleus), örs (incus), üzengi (stapes) olmak üzere üç ayrı kemikçik bulunmaktadır. Sesin iç kulağa iletilmesinde bu kemikler, timpanik zardan meydana gelen titreşimler ile birbirlerini tetikleyerek sesi iç kulağa aktarırlar. Dış kulaktan gelen ses dalgaları iç kulağa aktarılırken kemikçikler ses dalgalarında kaldıraç görevi yapar. Böylece son kemikçik olan üzengiden elde edilen ses şiddeti timpanik boşluktaki ses şiddetinden yaklaşık 20 kat daha fazla olur.

2.2.3 İç Kulak

İç kulakta vücudun dengesini ve işitme görevi sağlamakla sorumlu odacıklar ve duyu hücreleri bulunmaktadır. İç kulak anatomik yapı olarak kemik labirent ve zar labirent

adında iki ayrı bölümde incelenmektedir. İç kulağın anatomik yapısı Şekil 2.3'te gösterilmiştir.



Şekil 2.3 İç kulağın anatomik yapısı.

Kemik labirent, zar labirentin etrafını kapsül şeklinde saran yapıdır; koklea, vestibulum, yarım daire kanalları olarak üç bölümden oluşmaktadır. Salyangoz kabuğuna benzeyen kokleanın üzerinde işitme reseptörleri bulunmaktadır. Kokleanın üst kısmında düşük frekanslı sesler, alt kısmında ise yüksek frekanslı sesler ayrıştırılarak işlenmektedir. Vestibul, yarım daire kanalları ile koklea arasında bulunmaktadır ve oval şekildedir. Vestibulumda zar labirentte bulunan denge kontrolünü sağlayan yapılardan sacculus ve utriculus bulunmaktadır. Yarım daire kanalları; arkada, yanda ve önde olmak üzere kemik labirentin içinde üç adettir. Bu üç kanalda vestibuluma açılır ve vestibulum ile denge aygıtını meydana getirirler. Bu sayede vücudun hareketleri ve dengesi algılanır.

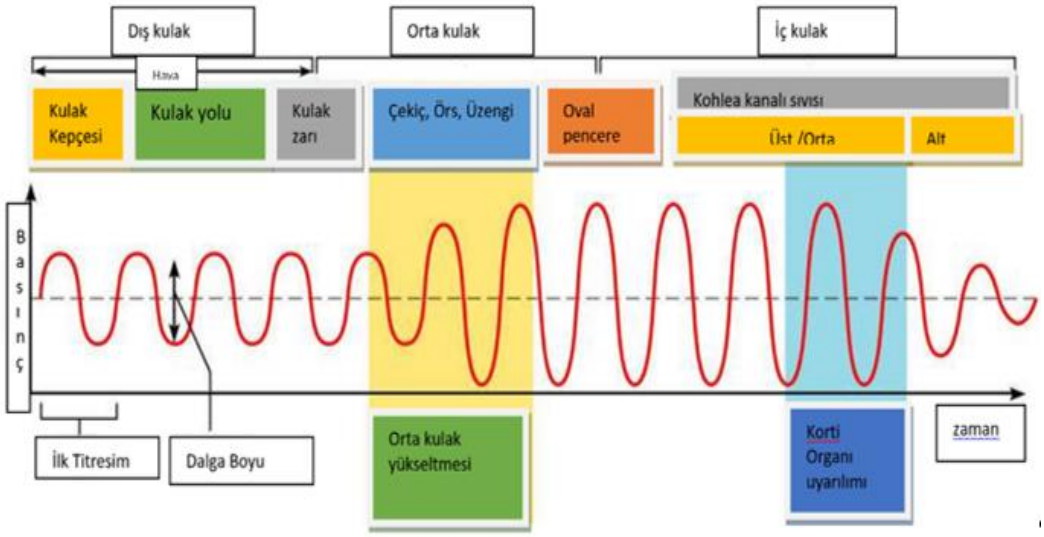
Zar labirent kemik labirentin içinde bulunmaktadır. Kemik labirent ile zar labirent arasında prilenfa sıvısı, zar labirenttin içinde ise endolenfa adı verilen sıvı bulunmaktadır.

Zar labirent vestibüler ve koklear labirent olarak iki ayrı bölümden oluşur. Vestibüler labirent denge ile alakalı bölümdür. Sacculus, ductus simicircularis ve utiriculus denilen kesecikleri bulundurmaktadır. İşitme ile alakalı bölüm olan koklear labirent ise içinde ductus cochlearisi bulundurmaktadır (Minor vd. 2010).

Sesin havada oluşturduğu titreşimlerle ses iletimi sağlanabildiği gibi kafatasındaki kemiklerin ses tarafından titreştirilmesiyle de ses iletimi gerçekleşebilmektedir. Hava titreşimleriyle gerçekleşen işitme olayı hava yolu ses iletimi olarak adlandırılırken kemik titreşimleriyle oluşan işitme olayı kemik yolu ses iletimi olarak adlandırılmaktadır. İşitme hava yolu ses iletimi ve kemik yolu ses iletimi olmak üzere iki başlık altında incelenmektedir.

2.2.4 Hava Yolu Ses İletimi

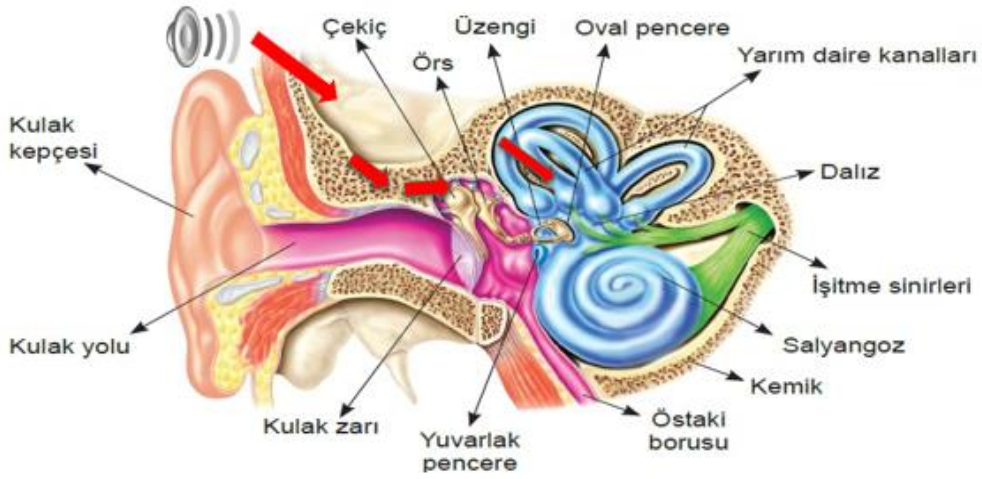
Ses dalgalarının kulak zarını titreştirmesi ve bu titreşimlerin orta kulaktan kemikçik vasıtası ile iletilerek kokleadaki nöroepitel hücreleri uyarması üzerine kurulmuş olan ses iletimi hava yolu tipi iletim olarak adlandırılmaktadır. İşitme organı en büyük duyarlılığı bu yolla iletilen ses dalgalarına karşı göstermektedir. Hava yolu ile iletilen ses akustik sinirlere doğru ilerlerken seste basınç farkları oluşmaktadır. Bu basınç değişimleri Şekil 2.4'te gösterilmiştir (Efe 2007).



Şekil 2.4 Sesin kulak içindeki basınç değişimleri.

2.2.5 Kemik Yolu Ses İletimi

Kemik yolu iletiminde; ses dalgaları dış kulak ve orta kulağı atlayarak doğrudan koklea çevresindeki kortikal kemik yapıya iletilen ses enerjisi ile uyarılmaktadır. Kemik iletim sesin iç kulaktaki duyma organlarına kafatası kemikleri yoluyla ulaşıp işitilmesidir. Kemiğin titreştirilmesi ile ilerleyen ses dalgalarının izlediği yolardan biri Şekil 2.5'te kırmızı oklarla gösterilmektedir (Uzun vd. 2016).



Şekil 2.5 Kemik yolu ses iletimi.

2.3 İşitmenin Değerlendirilmesi

İşitmenin değerlendirilmesinde objektif ve sübjektif iki yöntem bulunmaktadır. Objektif yöntemler elektriksel cevaplı yöntemler olarak sınıflandırılırken, sübjektif yöntemler ise sese karşı verilen cevabın değerlendirildiği testlerdir. İşitmenin sübjektif değerlendirilmesinde temel olarak, kişiye dışarıdan dinletilen yapay seslere karşı kişinin teste verdiği cevaplar belirlenmektedir. Yapılan sübjektif testler aşağıda detaylı olarak açıklanmıştır.

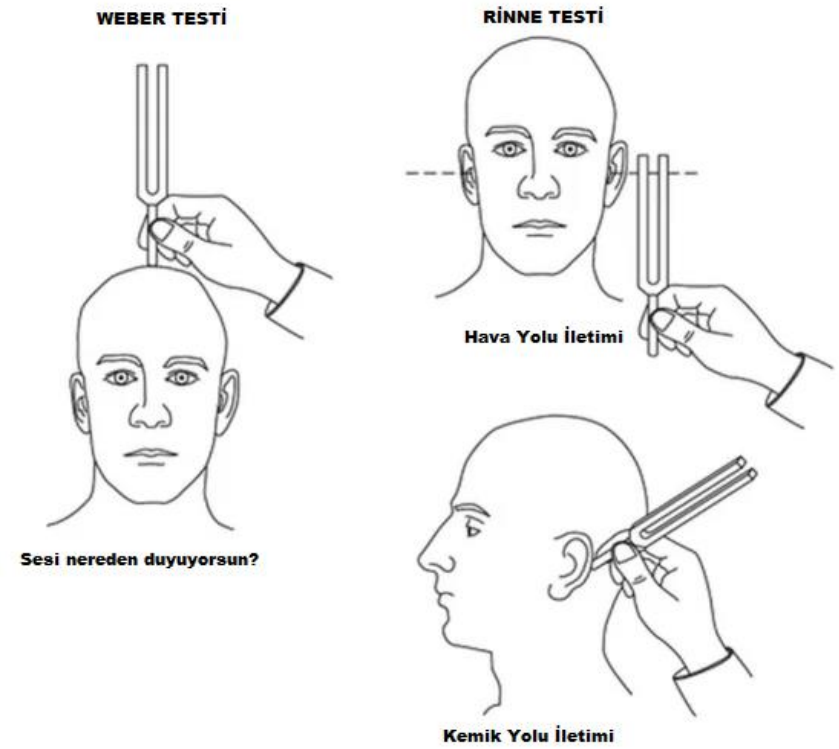
2.3.1 Fısıltı testi

Test sırasında, testi gerçekleştirecek kişi 6-7 metre mesafeden test yapılan kişiye tek heceli kelimeler fısıldamaktadır. Test yapılan bireyden söylenilen kelimeleri tekrar etmesi

istenilmektedir. Test sırasında hastanın tek kulağı ıslak pamuk ile kapatılır. Bu testte hasta kelimeleri tekrar edebiliyorsa duyma 30 dB'lik normal duyma sınırları içindedir. Bu yöntemle sadece hava yolu test edilmekte olup kemik yolu işitme seviyesi hakkında bilgi edinilemez. Ayrıca işitme kaybının derecesi ve türü hakkında bilgi sahibi olunamamaktadır (İnt.Kyn.1).

2.3.2 Diyapozon Testleri

Diyapazonlar saf ses verebilen ses kaynaklarıdır. Kişinin işitme kaybının tipi ve varlığı ile ilgili bilgiler vermektedir. Yalnızca işitme kaybı tipi mikst tip olduğunda güvenilir sonuç elde edilmemekte ancak iletim tipi ve sensörinöral tip işitme kayıplarında güvenilir sonuçlar elde edilmektedir. Diyapazon testlerinde 128 Hz ve 128 Hz'in katları ses verebilen diyapazonlar kullanılmaktadır. Test esnasında diyapazon sert bir zemine sabitlenir. Diyapazon uçları çekilip bırakılarak titreştirilmesi sağlanır (Akseki vd. 2010).



Şekil 2.6 Diyapazon testi örneği.

KBB pratiğinde farklı diyapazon testleri uygulanmaktadır (Şekil 2.6). Bu testler ve

özellikleri şu şekildedir. Rinne testi, kulaktaki iletim tipi işitme kaybını varlığını tespit etmek için yapılmaktadır. Test yapılan kulağın hava ve kemik yollarında işitme testi yapılmaktadır. Weber testi, her iki kulağın kemik yoluna uygulanan kulaktaki işitme kaybını tespit eden yöntemdir. Schwabach testi, kemik yolu işitme eşiklerini incelemek için yapılan test çeşididir. Gelle testi: orta kulakta bulunan kemikçiklerin fiksasyonunu test etmek için, dış kulaktaki basıncı değiştirerek işitme seviyesini ölçmeye dayanan bir testtir (Ceyhan vd. 2012).

2.3.3 Vokal Odyometri (Konuşma Odyometrisi)

İşitme kaybına sahip olan bireyin sosyal hayatında karşılaşabileceği sorunları belirlemek için gerekli olan konuşma testi, odyometri testinin önemli bir bölümünü oluşturmaktadır. Vokal odyometri testi odyometrik değerlendirmelerin tamamlayıcı parçasıdır (Derleme 2015).

Konuşmayı Alma Eşiği (SRT): Hastanın, konuşma sırasında algılayabildiği en düşük ses seviyesini belirlemek amacıyla yapılan testtir.

Konuşmayı Ayırt Etme Oranı (SD): Belirlenmiş 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. Hastaların iletişim kurma becerileri ile ilgili önemli bilgiler verdiği için kullanılacak işitme cihazını ve uygulanacak tedavi yaklaşımını belirlemede yardımcı olmaktadır.

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.

Rahatsız Edici Ses Seviyesi (UCL): Hastanın dış ortamdan işitilen seslerdeki kulağı rahatsız edecek kadar yüksek ses şiddetini belirlemek için yapılmaktadır. İşitme cihazı seçiminde cihazın maksimum ses seviyesini belirlemek için gereklidir.

2.3.4 İşitmenin Değerlendirilmesinde Uygulanan Diğer Testler

İşitme testlerinin elektriksel cevaplı ve simülasyona uğrama olasılığı düşük olan türlerine objektif veya nicel değerlendirmeler olarak adlandırılmaktadır. İşitmenin objektif değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler impedans odyometri, işitsel uyarılmış cevap odyometresi (BERA), kortikal elektriksel cevap odyometresi (CERA), Elektrokokleografi (ECoG), otoakustik emisyon, çocuk odyometrisi, supraliminer testler olarak sıralanabilmektedir. Bunlardan BERA ve ECoG;

İşitsel uyarılmış cevap odyometresi (BERA), sekizinci. sinir ve beyin sapının oluşturduğu elektriksel potansiyeller ölçülür. BERA, işitme testinde saf ses (klik, tone) gibi seslere cevap olarak nöronlarda oluşan elektriksel aktiviteler belirlenir. Vücut fonksiyonlarında iş birliği eksikliği olan hastalarda, lezyon lokalizasyonu veya lezyon eliminasyonunda kullanılmaktadır (Gündoğdu 2015).

Elektrokokleografi (ECOG); işitme siniri ve iç kulak fonksiyonlarının ölçümlenmesinde kullanılan bir yöntem olup işitme ile ilgili güvenilir bilgiler sağlamaktadır. Kullanılan elektrotun, iç kulaktaki kokleaya en yakın bulunduğu noktadaki elektriksel cevap test edilir. Bazı durumlarda genel anestezi gerektirdiğinden dolayı ECOG BERA'ya göre daha sınırlı kullanılmaktadır (Buccheri vd. 1996).

2.4 Literatür Taraması

İşitme kayıplarından doğabilecek problemleri önlemek, erken teşhis koyabilmek, uygun amplifikasyon aralığını ve tedavi yöntemini belirleyebilmek için literatürde birçok çalışma yapılmıştır. Konuyla ilgili yapılmış ulusal ve uluslararası çalışmalar aşağıda detaylı olarak açıklanmıştır.

2.4.1 Ulusal Çalışmalar

2009 yılında İçer ve arkadaşları iletim tipi, sensörinöral tip ve mikst tip işitme kayıplarını uzmana gerek kalmadan sınıflandırma yapabilmek için bir karar destek sistemi

geliştirmişlerdir. Çalışmada kullanılan yapay sinir ağları işitme kayıplarının sınıflandırılması için hazırlanmıştır. Tıp doktorlarından alınan odyogram verileri ile kıyaslanan yapay sinir ağı sonuçlarının doğruluk oranının %98,75 olduğu görülmüştür. Hatalı verilerin sensörinöral tip işitme kaybı bulunan odyogram sonuçlardan kaynaklandığı görülmüştür (İçer vd. 2009).

2012 yılında İşler ve Uzun tarafından yapılan çalışmada hem manuel hem de otomatik olarak saf ses eşik testi yapabilen, bilgisayar haberleşmeli ve klavye ile kontrol edilebilen bir sistem geliştirilmiştir. Sistem test sonunda odyogram grafiğini bilgisayarda ve cihaz üzerinde gösterebilmektedir. Cihaz işlemcisinde PIC serisi kullanılmıştır. Ancak cihazın kalibrasyonu yapılmadığından ve maskeleme sesleri bulunmadığından bazı eksik yönleri bulunmaktadır (İşler ve Uzun 2012).

2013 yılında Korkmaz ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada sistemik hipertansiyonun saf ses odyometrisi ve distorsion product otoakustik emisyon (DPOAE) üzerine etkisi araştırılmıştır. Araştırmada 30 sistemik hipertansiyon hastası ve 30 kişilik sağlıklı kontrol grubu oluşturulmuştur. Hipertansiyonu olan hastalarda tintinus görülme oranı %90 iken kontrol grubunda bu oranın %40 olduğu tespit edilmiştir. Saf ses odyometri sonuçlarına göre hipertansiyonlu hastalarda 500 Hz ve üzeri tüm frekanslardaki işitme kayıplarında anlamlı bir artış bulunmaktadır. Bu kayıp 4000 Hz'ten itibaren anlamlılık göstermektedir (Korkmaz vd. 2013).

2016 yılında Bakar Dertlioğlu ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada vitiligo hastalarının olası odyolojik anomaliliklerinin saptanması amaçlanmaktadır. 32 hasta ve 32 sağlıklı kişide yapılan çalışmada her kulak için 250-6000 Hz'te saf ses eşik ölçümü yapılmıştır. Odyometrik bulgular incelendiğinde hastalar ve kontrol grubu arasında saf ses odyometrisinde fark olmadığı görülmüştür (Dertlioğlu vd. 2016).

2017 yılında Aygül ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada 0 Hertz ve 20000 Hertz arası çalışabilen saf ses odyometrisi, LabVIEW MyRIO ortamında geliştirilmiştir. Odyometri testi yapan kişinin odyogram sonuçlarına bakılarak oluşturulan filtre

yardımıyla kişiye özel basit bir işitme cihazı tasarlanması amaçlanmıştır (Aygül vd. 2017).

2018 yılında Erdoğan ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada Alopesia Areata (AA) hastalarında işitme kaybı olup olmadığı saf ses odyometrisiyle ölçülmesi amaçlanmıştır. 48 AA hastasına ve 39 sağlıklı gönüllüye saf ses odyometri testi uygulanmıştır. Elde edilen sağ kulak ve sol kulak ölçüm eşiklerinde AA hastalarının saf ses ortalaması her iki kulak içinde kontrol grubundan daha yüksek olmasına rağmen istatiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunamamıştır (Kaya Erdoğan vd 2018).

2.4.2 Uluslararası Çalışmalar

2011 yılında De Wet Swanepoel ve Biagio klinik ve iş sağlığı ortamlarında işitme değerlendirmesinin erişilebilirliğini ve verimliliğini arttırabilen uzaktan test ve otomasyon sistemi geliştirmişlerdir. Yapılan çalışma geleneksel odyometri yöntemiyle bilgisayar tabanlı odyometri ile karşılaştırılmıştır. Hava ve kemik iletim eşiklerini güvenilirliğini karşılaştırmak için bilgisayar tabanlı (KUDU5000) ve geleneksel odyometri ile 30 deneğin taraması yapılmıştır. İki odyometri içinde hava iletim yolu eşik farkları, hastaların yaklaşık %90'ında, 5 dB veya daha az bir fark olduğu görülmüştür. İki odyometre içinde kemik iletim eşik farkları, hastaların yaklaşık %92'sinde 10 dB veya daha az bir fark bulunduğu görülmüştür. Geleneksel odyometride kemik iletimi için ortalama mutlak test ve yeniden test eşik farkı 5,1 dB ve bilgisayar tabanlı odyometri de ise bu değerin 7,1 dB olduğu görülmüştür. Bilgisayar tabanlı odyometrinin geleneksel odyometri güvenlik sınırları dâhilinde hava ve kemik iletimi eşiklerinin doğruluğu kanıtlanmıştır (Swanepoel ve Biagio 2011).

2011 yılında Miguel A. López-González ve arkadaşları standart odyometri yöntemi ve yüksek frekanslı odyometri ile kulak çınlaması ölçümünün karşılaştırmasını yapmışlardır. Kulak çınlaması olan 47 hastada, çınlamanın sıklığını ve yoğunluğunu ölçmek için frekans aralığı 125-12000 Hz olan geleneksel odyometri ve frekans aralığı 125-18000 Hz olan yüksek frekanslı odyometri kullanılmıştır. Yüksek frekanslı odyometrenin

belirlediği kulak çınlaması frekansı, geleneksel odyometriye göre belirlenen frekanstan daha yüksek olduğu belirlenmiştir (López-González vd. 2012).

2013 yılında, Allen Foulad ve arkadaşları Apple IOS tabanlı otomatik işitme testinin uygulanabilirliğini geleneksel odyometri yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Cihaz varyasyonlarını ve uyumluluğunu değerlendirmek için farklı Apple cihazlarının ve kulaklık kombinasyonlarının standart ses çıkışını karşılaştırmak amacıyla ön çalışmalar yapılmıştır. 42 kişiye, bir ses kabininde otomatik IOS tabanlı işitme testi, sessiz bir odada otomatik IOS tabanlı işitme testi ve geleneksel odyometri yöntemi ile test yapılmıştır. Apple cihazları ve kulaklık kombinasyonları arasındaki ses yoğunluğunun maksimum farkı 4 dB çıkmıştır. Ses kabininde otomatik test kullanılarak elde edilen eşik değerlerinin %96'sı, geleneksel odyometri kullanılarak elde edilen eşik değerlerinin ±10 dB sınırları içinde olduğu belirlenmiştir. Otomatik test sessiz bir odada yapıldığında eşik değerlerinin %94'ü, geleneksel odyometri değerlerinin ±10 dB sınırları içinde olduğu belirlenmiştir. Deneklerin %90'ı geleneksel odyometri yerine IOS tabanlı odyometreyi tercih etmiştir (Foulad vd. 2013).

2013 yılında Katijah Khoza Shangase ve Kassner iPod Touch'a indirilebilen bir odyometri uygulamasının (UHear) doğruluğunu test etmişlerdir. Her katılımcıya geleneksel odyometri yöntemi ve UHear ile tarama yapılmıştır. Tarama yapılmadan önce bütün katılımcılara orta kulak durumunu belirlemek için otoskopi ve timpanometri yapılmıştır. Geleneksel odyometri yöntemi ve UHear'den elde edilen veriler arasında istatiksel farklılıklar olduğu tespit edilmiştir. Uhear'ın daha kötü sonuçlar vermesinin sebebi transdüser farklılıkları, ortam gürültü seviyesi ve Uhear'ın kalibrasyon eksikliğiyle ilişkilendirilmiştir (Khoza Shangase ve Kassner 2013).

2015 yılında Jeffrey C. Yeung ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, çocukların dikkatlerinin dağılmaması için oyun odyometrisi gibi özel yöntemler geliştirilmesi gerektiğine değinilmiştir. Bu amaçla Apple1 IOS1 destekli "ShoeBOX Audiometry" adlı etkileşimli bir oyun odyometrisi tasarlamışlardır. Çalışmanın amacı, kullanan kişinin kulak içi kulaklıklarla, ses kontrolü olmayan bir ortamda tablet odyometrisi ile işitme taraması yapabilmektir. Eastern Ontorio Çocuk Hastanesi'nin odyoloji kliniğinde yapılan

araştırma da 4 yaş ve üstü hastalara Apple1 kulak içi kulaklıklarla tablet odyometrisi ve geleneksel odyometri yöntemleriyle, yalıtımlı kabin ortamında odyometrik test yapılmış ve çıkan sonuçlar karşılaştırılmıştır. 80 hastanın dahil edilmesi ile yapılan ölçümlerde 500 Hz eşiğinde elde edilen sonuçlar geleneksel odyometri ile tutarlı bulunmamıştır. 500Hz eşiği hariç test sonuçları negatif prediktif değeri (%89,7) ve hassasiyet değeri (%91,2) olarak bulunmuştur (Yeung vd. 2015).

2018 yılında Juliana L. Manganella ve arkadaşları tablet tabanlı Agilis Health Mobile Odyogram'ın yetişkin ve pediatrik bir popülasyondaki saf ses odyometriye kıyasla etkili ve geçerli eşik ölçüsüne sahip olup olmadığını araştırmışlardır. Agilis odyogramın güvenilirliğini test etmek için her deneğe iki kez test yapılmıştır. 27 katılımcıdan geleneksel odyometrik değerlendirmeden elde edilen ortalama 8,9 dB (± 3,8) ve Agilis Odyogramdan elde edilen ortalama 8,5 dB (± 4,5)'dir. Genel olarak geleneksel odyometri ve Agilis odyogram arasında anlamlı bir ilişki bulunduğu tespit edilmiştir (Manganella vd. 2018).

2018 yılında Govender ve Mars normal ve işitme engelli öğrenciler üzerinde bir doğrulama çalışması yapmışlardır. Çalışmada Kuduwave 5000 kullanılmıştır. Test ve tekrar test güvenilirliğini belirlemek için speraman korelasyon katsayısı hesaplanmıştır. 1. Test ve 2. Test arasında işitme engelli ve normal denekler arasında anlamlı bir ilişki bulunmuştur. 250 Hz, 2000 Hz ve 8000 Hz frekans aralığında hem hava hem kemik iletimi testi, her iki grup için de anlamlı bulunmamıştır. Ancak işitme engelli grupta kemik iletim testi için 4000 Hz'te farklılık gözlemlenmiştir. Bunun nedeni ise bone transdüserin vibratör kuvvetine ve transdüserin yerleşimi nedeniyle olduğu değerlendirilmiştir (Govender ve Mars 2018).

Literatür incelemesi sonucunda, saf ses odyometri testiyle ilgili yapılan ulusal çalışmalarda cihaz geliştirme yönünden eksiklik olduğu ve genellikle çalışmaların Kulak Burun Boğaz uzmanları tarafından yürütülen işitme sonuç bulgularından yola çıkılarak yapılan çalışmalar olduğu görülmüştür. İncelenen uluslararası çalışmalarda geliştirilen cihazların ise otonom işitme ölçümü yapabildiği fakat ölçüm sonuçlarına değerlendirme aşamasında eksiklikler bulunduğu görülmüştür. Bu tez çalışmasında geleneksel

odyometriden yola çıkılarak geliştirilen saf ses odyometrisi ölçüm sistemine entegre edilen yapay sinir ağları ile işitme testi sonunda işitme kaybı tipi ve derecesi belirlenebilmektedir.

3. MATERYAL ve METOT

Tezin bu bölümünde tez çalışması gerçekleştirilmesi sırasında kullanılan araç ve gereçler, işitme kaybı tipleri, tonal odyometri testi, yapay sinir ağı ve gerçekleştirilen sistemin çalışma prensipleri açıklanmıştır.

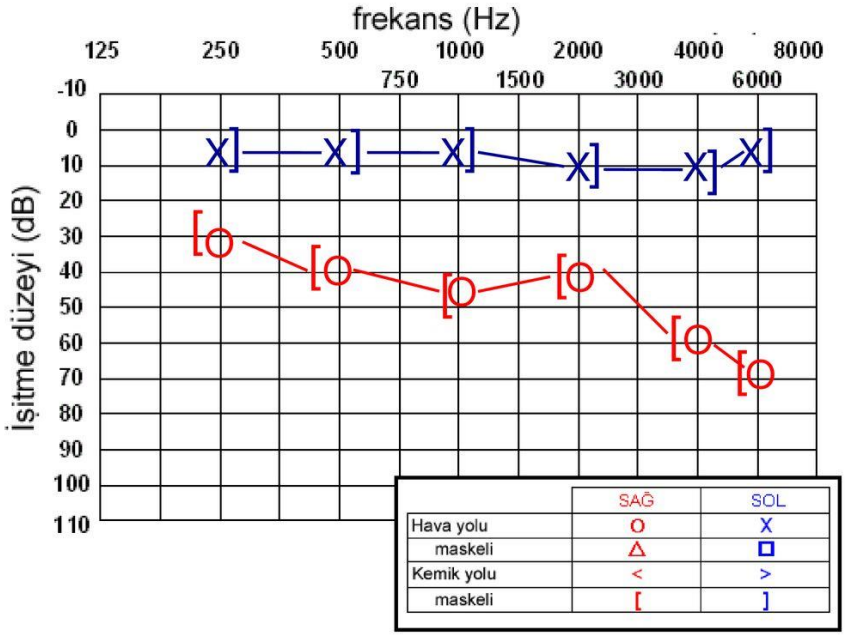
3.1 İşitme Testi ve İşitme Kaybı Tipleri

İşitme kaybı kulağın farklı bölümlerinde meydana gelen anomaliler sonucunda oluşmaktadır. Anomaliliğin bulunduğu anatomik bölüme göre üç farklı işitme kaybı tipi gelişmektedir. Bunlar; iletim tipi, sensörinöral ve mikst tip işitme kayıpları olarak sınıflandırılmaktadır. İşitme kaybının tipi ve derecesi odyometri testleri ile belirlenmektedir. Farklı frekans ve şiddetlerde ses üretebilen elektronik cihazlarla gerçekleştirilen işlemler saf ses odyometrisi (Şekil 3.1) olarak adlandırılmaktadır. Kullanılan elektronik sistemde yapay olarak oluşturulmuş saf sesler bulunmaktadır. Saf ses odyometresinde kulağın hava yolu ve kemik yolu ses iletimleri ayrı ayrı test edilmektedir. Teste başlamadan önce hasta test hakkında bilgilendirilir ve yapması gerekenler anlatılır. Saf ses odyometrisinin iki önemli işlevi vardır. Birincisi, saf ses algılama duyarlılığının belirlenmesi, ikincisi ise işitsel sinir sistemine zarar veren patolojinin lokalizasyonu ve koklea durumu hakkında bilgi edinilmesidir.



Şekil 3.1 Tonal odyometri test düzeneği.

Bu testte, kişinin işitme frekans aralığındaki bir dizi notada işitebildiği en hafif ses düzeyinin saptanması amaçlanır. Bu düzeye "işitme eşiği" denir ve herhangi bir frekanstaki saptanabilen en düşük ses şiddetini temsil eder. Sağ ve sol kulağın, hava ve kemik yolu iletimini kontrol etmek için ses yalıtımı olan bir ortamda tonal odyometri testi yapılmaktadır. Hava yolu iletiminde seçilen kulağa; 125 Hz ve 8000 Hz arası frekans bantlarında saf ses dinletilmektedir. Sesin desibeli en düşükten (-10dB) başlanarak hastanın sesi duyabildiği eşiğe kadar arttırılmaktadır. Duyma eşiği belirlendikten sonra bir diğer frekans bandı için test yapılmaktadır. Kemik yolu iletiminde seçilen kulağa; 500 Hz ve 4000 Hz arası frekans bandlarında test yapılmaktadır. Hastalardan, dinletilen sesi duyduklarını belirtmek için, test sırasında yanlarında bulunan butona basmaları istenilir. Duyma eşikleri test sonuna kadar bir grafikte işaretlenmektedir. Bu grafik odyogram grafiği (Şekil 3.2) olarak adlandırılır. Odyogramlara bakılarak kulaklarda maskeleme ihtiyacının olup olmadığına, işitme kaybı derecesine ve işitme kaybı tipine karar verilmektedir (Belgin 2015).



Şekil 3.2 Odyogram grafiği.

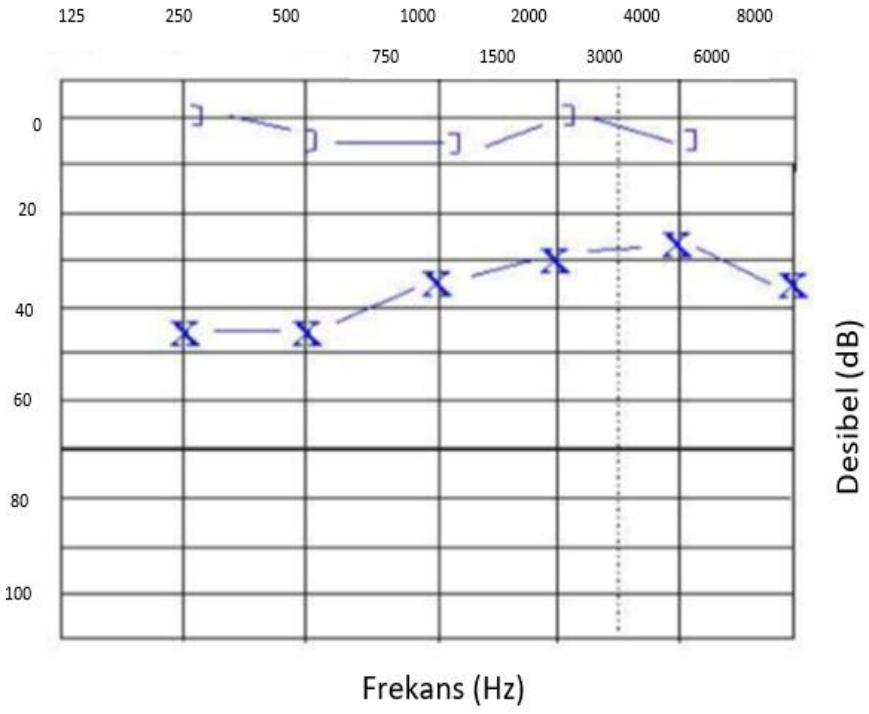
Odyogram üzerine sağ-sol kulak, hava-kemik yolu, maskeli-maskesiz sesler işaretlenirken standart semboller kullanılmaktadır. Odyogramda kullanılan işaretler ve temsil ettiği değişkenler Çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1 Odyogram üzerindeki işaretlerin anlamları.

Test Tipi	Odyogram İşareti
Sağ Kulak Hava Yolu	O
Sol Kulak Hava Yolu	X
Sağ Kulak Kemik Yolu	<
Sol Kulak Kemik Yolu	>
Sağ Kulak Maskeli Hava Yolu	[O]
Sol Kulak Maskeli Hava Yolu	[X]
Sağ Kulak Maskeli Kemik Yolu	[
Sol Kulak Maskeli Kemik Yolu	]

3.1.1 İletim Tipi İşitme Kaybı

Sesin kulak zarı, dış kulak kemikçikleri ve orta kulaktan geçişi sırasında meydana gelen işitme eşiğinin azalması, iletim tipi işitme kaybı olarak adlandırılır. İletim tipi işitme kayıplarında kemik yolu işitme eşiği normal seviyede iken hava yolu işitme eşiği ile kemik yolu işitme eşiği arasında 5 dB'den daha fazla fark bulunmaktadır. Şekil 3.3'te iletim tipi işitme kaybına ait odyogram örneği verilmiştir.

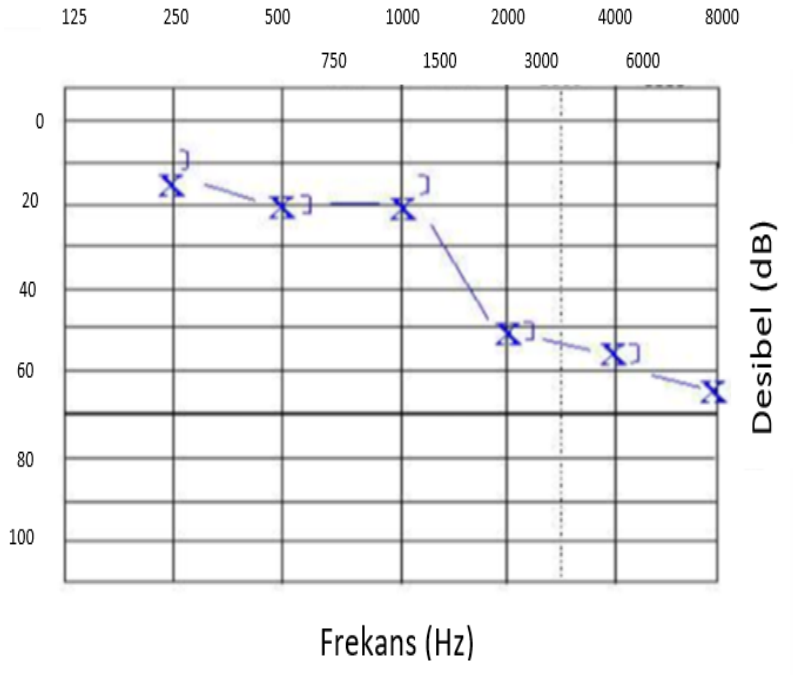


Şekil 3.3 İletim tipi işitme kaybına ait odyogram.

İletim tipi işitme kaybı alerji, östaki borusu disfonksiyonu, kulak zarı perforasyonu, serümen, eksternal otit, kulak kanalına yabancı cisim kaçması veya kulaktaki malformasyona bağlı olarak gelişmektedir (Gürgür vd. 2017).

3.1.2 Sensörinöral İşitme Kaybı

Hava yolu işitme eşiklerinin normal sınırlarında olmadığı ve hava yolu işitme eşiği ile kemik yolu işitme eşiklerinin çakışık (Şekil 3.4) olduğu durum sensörinöral işitme kaybı olarak adlandırılmaktadır. Bu tip işitme kayıplarında iç kulaktan gelen cevaplar ile hava yolundan elde edilen cevaplar aynı olduğu için ses iletimini engelleyecek bir durum olmadığı değerlendirilmektedir. Sensörinöral tip işitme kaybı genel olarak işitme sinirlerindeki disfonksiyon veya iç kulakta oluşan lezyonlardan dolayı oluşmaktadır (McCabe 1979).

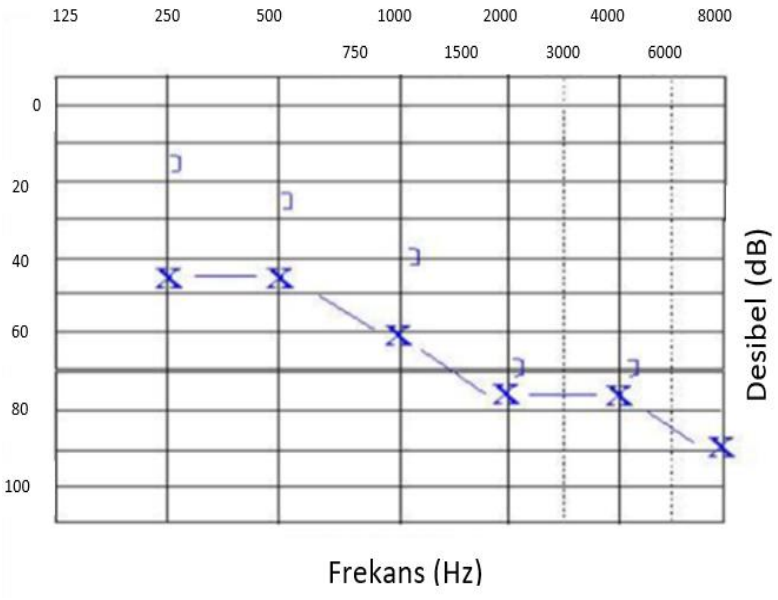


Şekil 3.4 Sensörinöral tip işitme kaybına ait odyogram.

3.1.3 Mikst Tipi İşitme Kaybı

Mikst tipi işitme kaybı hem işitme sinirlerinde hem de dış, orta veya iç kulaktaki anomalilerin birlikte olması durumunda ortaya çıkmaktadır. Bu tip işitme kaybında kemik

yolu ve hava yolu işitme eşikleri normal değerlerin dışına çıkmıştır. Ayrıca kemik yolu ile hava yolu arasında 5 dB'den fazla fark (Şekil 3.5) bulunmaktadır (Beltrame vd. 2009).



Şekil 3.5 Mikst tip işitme kaybı örnek odyogramı.

3.2 İşitme Kaybının Derecelendirmesi

İşitme kaybının derecelendirilmesinde, konuşma frekanslarındaki (500 Hz, 1 kHz ve 2 kHz) hava yolu saf ses işitme eşiklerinin ortalamasına bakılarak karar verilmektedir. İşitme kaybı derecelendirilmesinde kulağın işitme durumu, Goodman tarafından geliştirilen sınıflandırma yöntemi ile 1989 yılında American National Standards Institute (ANSI) tarafından standart olarak kabul edilmiştir. Çizelge 3.2'de yetişkinler için kabul edilen işitme kaybı derecelendirilmeleri görülmektedir (ANSI 1989).

Çizelge 3.2 ANSI 1989 standartlarına göre yetişkin bireyin işitme dereceleri.

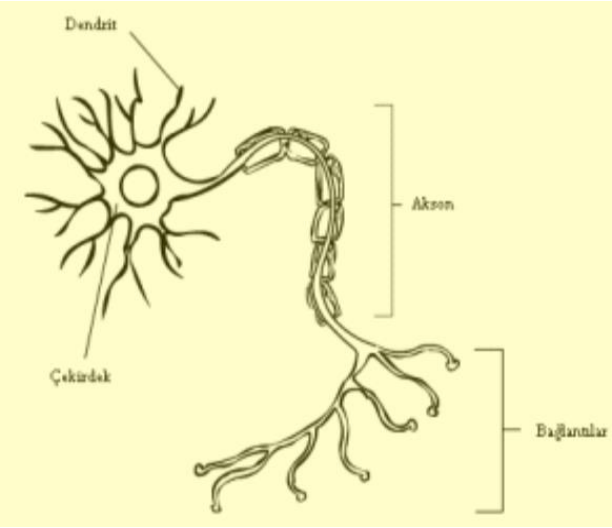
Saf Ses Şiddeti	**Tanım**
10-26 dB	Normal İşitme
27-40 dB	Çok Hafif Derece İşitme Kaybı
41-55 dB	Hafif Derece İşitme Kaybı
56-70 dB	Orta Derece İşitme Kaybı
71-90 dB	İleri Derece İşitme Kaybı
91 dB ve Üstü	Çok İleri Derece İşitme Kaybı

3.3 Makine Öğrenmesi

Geçmişte elde edilen çoklu veri kümelerini kullanarak gelecek ile ilgili tahminlerinde bulunmak için büyük veri kümelerinin analizi gerekmektedir. Makine öğrenme yöntemleri, geçmişteki verileri kullanarak mevcut veya olası gelecek bir verinin sınıflandırılması için en uygun modeli bulmaya çalışmaktadır. Sınıflandırma algoritmalarından olan doğrusal regresyon, karar ağaçları, en yakın K-Komşu algoritması, K-ortalama, öz düzenleyici haritalar ve yapay sinir ağları akademik çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır.

3.3.1 Yapay Sinir Ağları

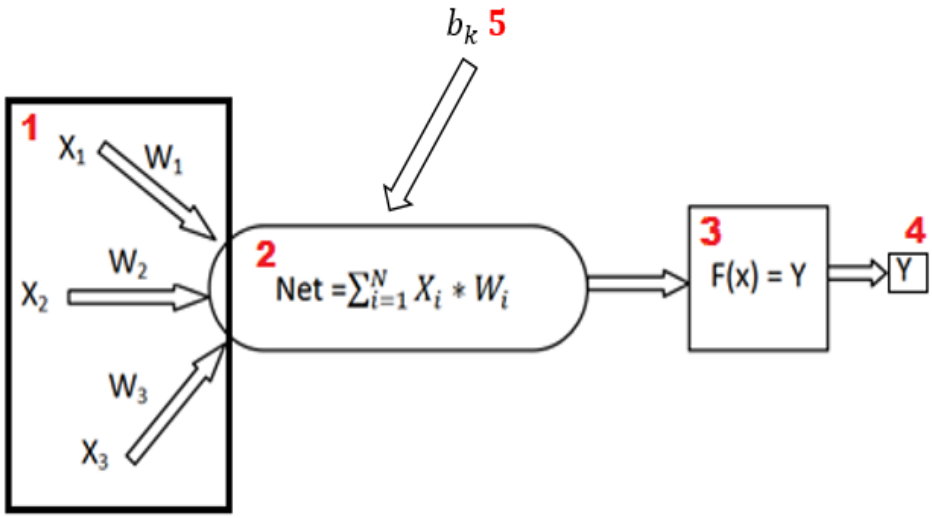
Yapay sinir ağıları (YSA), insan beyninin çalışma prensibinden yola çıkılarak türetilen veri işleme teknolojileridir. İnsan vücudunda bulunan biyolojik sinir hücrelerine benzer yapıda çalışmaktadırlar (Şekil 3.6). Yapay nöronlar kendi aralarında bağlar kurarak yapay sinir ağlarını meydana getirirler. Biyolojik nöronlarla benzer biçimde yapay nöronlar da giriş sinyallerini toplayıp, bu sinyalleri işleyerek çıktılara iletmektedirler (Woelfel 1993).



Şekil 3.6 Sinir hücresi yapısı.

YSA ile basit biyolojik sinir sisteminin çalışma şekli taklit edilmektedir. Çalışma şeklinin formülizasyonu Şekil 3.7'de gösterilmiştir. Şekil 3.7'de, 1 numara ile gösterilen bölüm sistem girdi değerlerini, 2 numara ile gösterilen bölüm toplama fonksiyonunu, 3 numara

ile gösterilen bölüm oluşturulan aktivasyon fonksiyonunu, 4 numara ile gösterilen bölüm sistem çıktı değerlerini, 5 numara ile gösterilen bölüm ise sapma (bias) değerlerini ifade etmektedir.



Şekil 3.7 Yapay sinir hücresi yapısı.

Şekil 3.7'de gösterilen yapay sinir hücresi çalışma fonksiyonunda,
X_1, X_2, X_3: Nöronlara gelen girdi verilerini,
b_k: Sapma (Bias) değerini,
W_1, W_2, W_3: Girdinin nörona iletildiğinde çarpıldığı ağırlık değerini,
Y: Çıktı değerini simgelemektedir.

Girdiler, nöronlara gelen veri kümeleridir. Girdiler nöronlara doğrudan dış dünyadan iletilebileceği gibi farklı bir nöron etkisi ile de tetiklenebilmektedirler. Nörona gelen girdi verilerinin tümü nöron çekirdeğinde toplanmaktadır.

Ağırlıklar, yapay sinir ağında verilen girdi, nörona ulaştığında belirli bir ağılık ile çarpılır. Ağırlıklar ilk olarak rastgele verilip, model eğitimi boyunca güncellenmektedir. Eğitim sonrasında daha önemli görülen girdilere daha büyük ağırlık değerleri verilmektedir. W_1 ağırlığına sahip X_1 girdisinin çarpımları sonucu düğüm ağırlığını vermektedir.

Sapma, girdi verisine ağırlıktan farklı olarak, bir doğrusal bileşen uygulanmaktadır. Bu sapma veya bias olarak adlandırılmaktadır.

Toplama Fonksiyonu, nöron çekirdeğinde toplanan verilerin ağırlıklarla çarpımı sonucu üretilen verilerin her birini toplayarak net girdiyi belirleyen fonksiyondur.

3.3.2 Levenberg-Marquardt Öğrenme Algoritması

Dik iniş ve Newton algoritmalarından türetilmiş Levenberg-Marquardt öğrenme algoritması yaygın kullanılan bir optimizasyon tekniğidir (Fidan vd. 2016). Levenberg-Marquardt algoritması yapay sinir ağının katmanlar arası bağlantı ağırlıklarını denklem (3.1)'deki eşitlik ile hesaplamaktadır.

$$\Delta w = (J^T * J + \mu * I) * J^T * e \qquad (3.1)$$

Denklem (3.1)'de kullanılan değişkenler;
w: Ağırlık vektörünü,
J: Jacobian matrisini,
I: Birim vektörünü,
M: Kombinasyon sayısını,
*T: K*atman sayısını ifade etmektedir.

3.4 İkili Sınıflandırma

İkili sınıflandırma bir giriş veri seti için iki çıktıdan birini üreten pozitif sınıf ve negatif sınıf olarak ayrılan bir sınıflandırma yöntemidir. Sınıflandırmada, pozitif olan verinin negatif sınıfa alınmasına Yanlış-Pozitif, negatif sınıfta bulunan bir verinin pozitif sınıflandırılması ise Yanlış-Negatif olarak adlandırılmaktadır. İkili sınıflandırmada değerlendirme sonuçlarını gösterilirken hata matrisi (Çizelge 3.3) kullanılmaktadır.

Çizelge 3.3 2*2 hata matrisi.

	***Pozitif (1)**	***Negatif (0)**
True	TP	TN
False	FN	FP

Çizelge 3.3'te verilen,
TP: Tahmin sonucu pozitif gerçek değer pozitif,
FN: Tahmin sonucu negatif gerçek değer pozitif,
TN: Tahmin sonucu negatif gerçek değer negatif,
FP: Tahmin sonucu pozitif gerçek değer negatif değerleri göstermektedir.

Hata matrisleri bir sınıflandırma modelinin tahminlerinin başarımını özetleyen 2x2 boyutundaki bir tablodur. Tablonun bir ekseninde gerçek sonuçlara, diğer ekseninde ise tahmin edilen sonuçlara yer verilmektedir. Hata matrisleri, sınıflandırıcıdan kaynaklanan hataları, modelin performansını ve hata türleri hakkında bilgi vermektedir (Nickerson 1972, Satı 2015).

Hata matrisi ile duyarlılık, kesinlik, doğruluk ölçümleri yapılabilmektedir. Duyarlılık, tüm pozitif sınıflardan ne kadar doğru tahmin edildiğini gösteren bir değişken olup denklem (3.2)'deki eşitlik ile hesaplanmaktadır.

$$Duyarlılık = \frac{TP}{TP + FN} \tag{3.2}$$

Denklem (3.2)'de;
TP, doğru-pozitif sayıları,
FN, yanlış negatif sayılarıdır.

Modelin çok sayıda yanlış pozitif üretmemesi yani yüksek bir hassasiyete sahip olması önemlidir. Pozitif olarak tahmin edilen örneklerin kaç tanesinin gerçek pozitif olduğu kesinlik parametresi ile ölçülmektedir. Hedef, yanlış-pozitiflerin (FP) sayısını sınırlamak olduğunda, kesinlik bir performans ölçütü olarak kullanılmaktadır. Kesinlik parametresi denklem (3.3)'te verilen eşitlik ile hesaplanmaktadır.

$$Kesinlik = \frac{TP}{TP + FP} \tag{3.3}$$

Denklem (3.3)'te,
TP: Doğru-pozitif sayıları,
FP: Yanlış-pozitif sayılarıdır.

Doğruluk denklem (3.4), doğru tahmin edilen örneklerin sayısının (TP ve TN) toplam tahmin edilen örnek sayısına bölünmesiyle elde edilir.

$$\text{Doğruluk} = \frac{TP + TN}{TP + FP + TP + TN} \tag{3.4}$$

Denklem (3.4)'te,
TP: Doğru-pozitif sayıları,
TN: Doğru-negatif sayıları,
FP: Yanlış-pozitif sayıları,
FN: Yanlış-negatif sayılarıdır.

Kesinlik ve duyarlılık çok önemli metrikler olsa da bunlardan sadece birine bakarak iki modeli karşılaştırmak zordur. Bunları karşılaştırılabilir hale getirmenin bir yolu, kesinlik ve duyarlılığın harmonik ortalaması olan F-Skor, denklem (3.5)'te gösterilmiştir. F-Skor hem kesinlik hem de duyarlılığı ölçmeye olanak sağlar.

$$F_Skor = \frac{2}{\frac{1}{Kesinlik} + \frac{1}{Duyarlılık}} \tag{3.5}$$

3.5 Veritabanı Sistemleri

Belirli bir amaca yönelik düzenlenmiş kayıt ve dosyaların tümü veritabanı olarak adlandırılmaktadır. Veri tabanının amacı büyük miktardaki verileri işlemektir. Veri tabanları, sorgulama metoduyla çalışmaktadır. Sorgulama işleminde bir ya da birden fazla tablo arasındaki ilişkiler sorgulanabilmektedir. Sorgulama için SQL (Structured Query Language-Yapısal Sorgulama Dili) veya QBE (Query By Example-Örnekle Sorgulama)

araçları kullanılmaktadır. Veritabanı işlemlerinde kullanılan standart programlama dili SQL olarak bilinmektedir. SQL veritabanı tanımlama (DDL-Data Definition Language) ve veri işleme komutlarını (DML-Data Manipulation Language) içermektedir. Çizelge 3.4'te görülen DDL komutları veri tabanında tablo ve kolonları tanımlamak, eklemek, silmek için kullanılır (Özsu ve Valdurıez 1999).

Çizelge 3.4 DDL Komutları.

Komut	**Komut Görevi**
Create table	Yeni bir tabloda alan ve indeks oluşturma
Create index	Belirlenmiş tablo için dizin oluşturma
Drop table	İstenilen tablo ve dizinleri veritabanından silme
Alter table	Tabloya yeni alan ekleme-alan tanılamalarını değiştirme

DML Komutları (Çizelge 3.5) ise veri oluşturma, düzenleme ve sorgulamada kullanılan komut dizisidir. DML komut dizi temel dört fonksiyondan oluşmaktadır. Ancak bu komutlar tek başına kullanılamamaktadır. İşlevlerini yerine getirmeleri için yardımcı deyimlerle birlikte kullanılmaktadır.

Çizelge 3.5 DML komutları.

Komut	**Komut Görevi**
Insert	Tabloya yeni kayıt girme
Select	Girilen komutları okuma
Update	Tabloda içindeki kaydı güncelleme
Delete	Tabloya girilen kayıtları silme
From	Sorgunun hangi tablodan yapılacağını belirleme
Where	Sorgu anında kullanılacak kıstası tanımlama
Group By	Kayıtları belirlenen alana göre gruplama
Having	Her grubun uyması gereken kıstası tanımlama
Order By	Seçilen kayıtların sıralanması
Constraint	Dizin tanımlanması ve başka bir tabloyla ilişki

Sonuç olarak veritabanı;

- İstenilen alanda ve birbiriyle ilişkili olarak hazırlanan veriler topluluğudur.

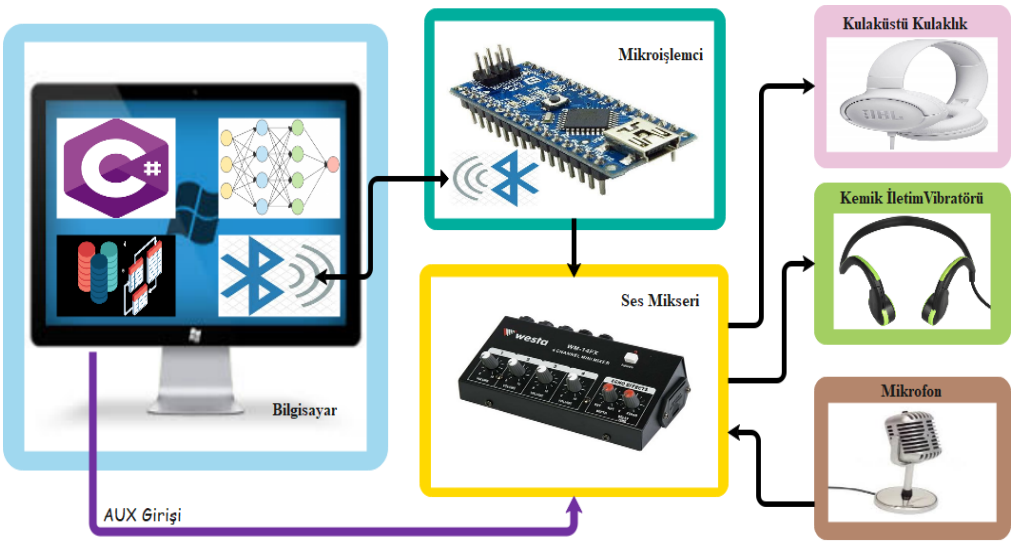
- Veri kümelerinin depolanması, sorgulanması ve düzenlenmesi için kurulan sistemlerdir.
- Sistemde kullanılan verilerin merkezi kontrolünü sağlamaktadır.

3.6 Yapay Zekâ Destekli Odyometri Ölçüm Sistemi

Yapay zekâ destekli odyometri ölçüm sistemi donanım ve yazılım olmak üzere iki temel bölümden oluşmaktadır.

3.6.1 Yapay Zekâ Destekli Odyometri Ölçüm Sistemi Genel Sistem Mimarisi

Şekil 3.8'de yapay zekâ destekli odyometri ölçüm sisteminin blok diyagramı görülmektedir.



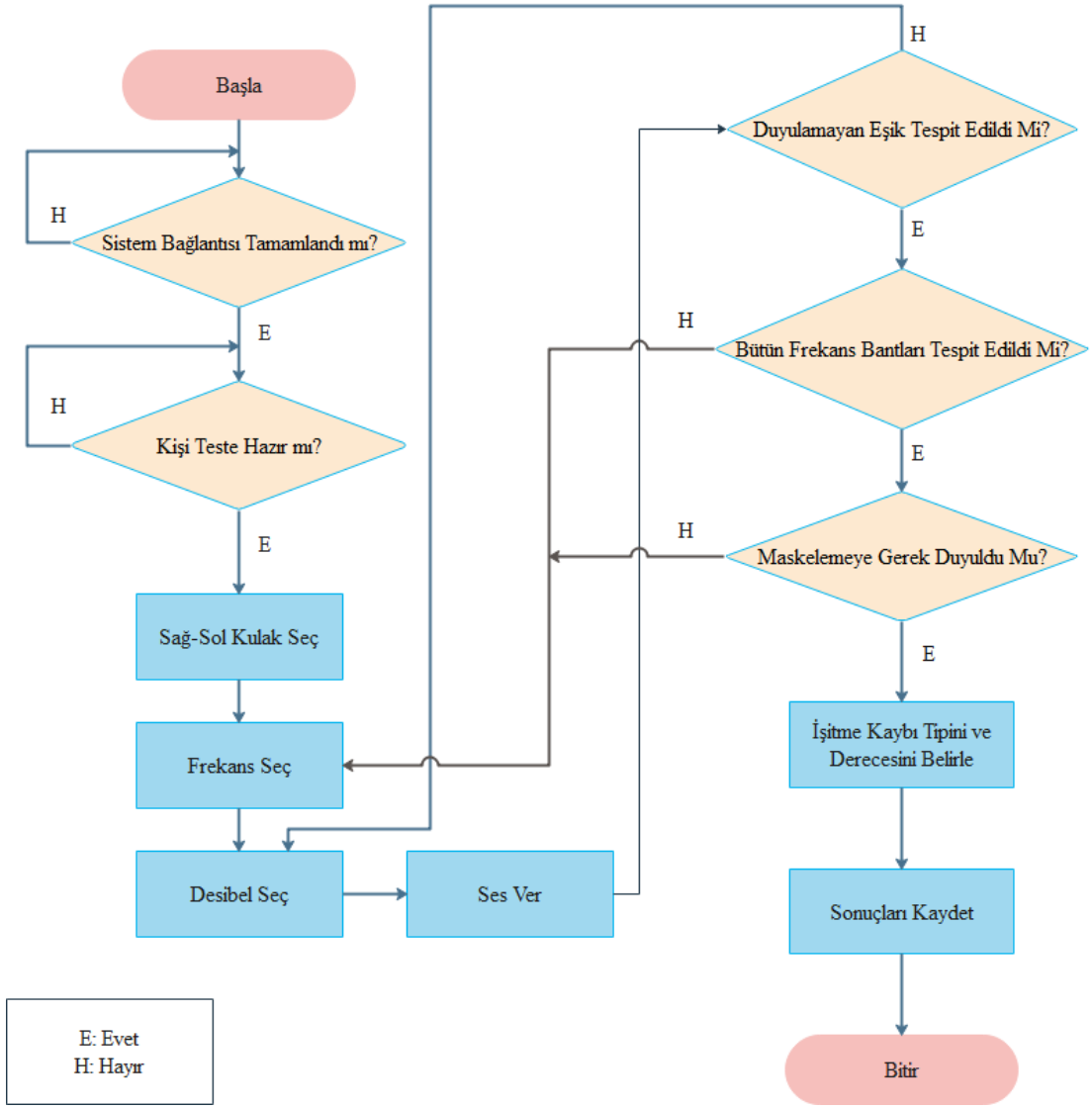
Şekil 3.8 Geliştirilen sistemin blok diyagramı.

Blok diyagramından da anlaşılacağı üzere Visual Studio C# programında yazılımı gerçekleştirilen odyometri ölçüm sistemi içerisinde; yapay sinir ağı algoritması, veri tabanı sistemi ve RS-232 haberleşme protokolü bulundurmaktadır. Test sırasında hava yolu veya kemik yolu testi seçimine göre ses mikseri sesi kemik vibratöre veya kulaküstü kulaklığa iletir. Eğitmen tarafından desibeli ve frekansı belirlenen ses hastaya dinletilir. Duyma eşiği sağlandığında hastanın verdiği cevaplar RS-232 haberleşme protokolü ile

çalışan bluetooth aracılığıyla bilgisayar ortamında toplanır. Test sonunda yapay sinir ağlarından oluşan sonuç ile işitme kaybı tipi ve derecesi belirlenmektedir. Testten elde edilen veriler Access veri tabanına kaydedilmektedir.

3.6.2 Yapay Zeka Destekli Odyometri Ölçüm Sistemi Yazılım Mimarisi

Şekil 3.9'da gerçekleştirilen yazılıma ait programın akış diyagramı görülmektedir.

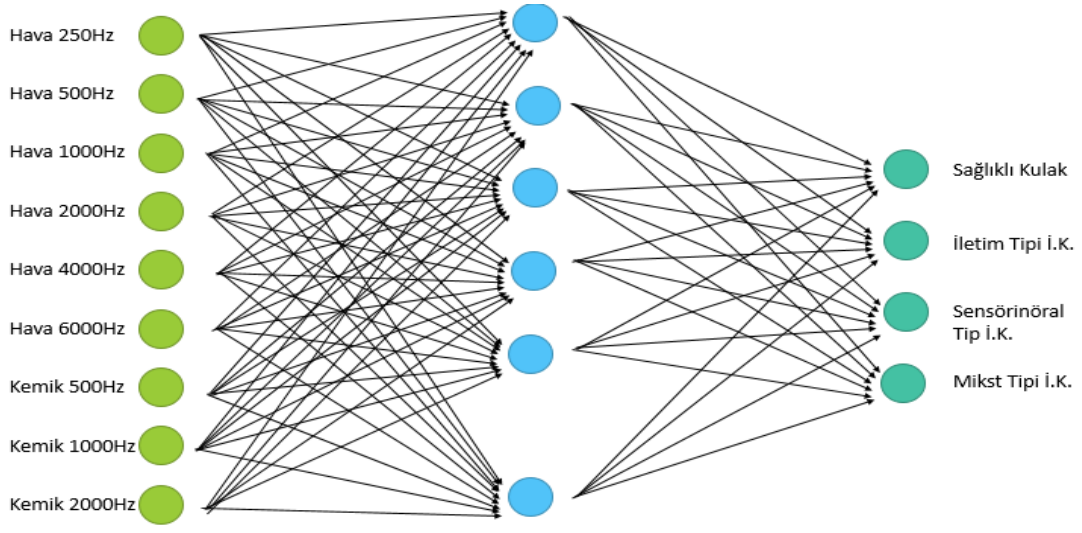


Şekil 3.9 Geliştirilen sistemin akış diyagramı.

İlk olarak hastanın test sırasında kullanacağı bluetooth bağlantılı buton ile bilgisayar bağlantıları tamamlanmış olmalıdır. Ardından kişi ses geçirmeyen kabinde, kulak üstü

kulaklığı ve kemik iletim vibratörü kulağında hazır biçimde bulunmalıdır. Teste başlandığında uzman tarafından seçilen frekans bandından düşük desibelden yüksek desibele doğru sesler sırasıyla dinletilir. Hasta tarafından duyma gerçekleşmedikçe sesin desibeli yükseltilir ve duyma eşiği tespit edildiğinde bir diğer frekans bandında teste devam edilir. Her iki kulak içinde bütün frekanslarda ölçüm gerçekleştikten sonra sistem tarafından test sırasında maskeleme gerekip gerekmediğini kontrol edilir. Eğer maskeleme ihtiyacı duyuluyorsa sistem tarafından belirlenen frekans bandında, iyi duyan kulak maskelenmiş olarak test tekrar edilir. Sistemde bulunan yapay sinir ağları ile test tamamlandığında tespit edilen duyma eşikleri işlenerek, işitme kaybı tipi ve işitme kaybı derecesi belirlenir. Sonuçlar veri tabanına kaydedilip test bitirilir.

Çalışmada kullanılan yapay sinir ağını oluşturmak için Matlab 2017b programında yapay sinir ağları modellenmesi için kullanılan "nftool (Neural Fitting Toolbox)" geliştirme aracı kullanılmıştır. Yapay sinir ağı eğitimi Levenberg-Marquardt algoritması ile gerçekleştirilmiştir. Sistem Şekil 3.10'da görüldüğü gibi 11 giriş katmanına, 18 gizli katmana ve 4 çıkış katmanına sahiptir. Hava yolu ölçümleri için 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz ve 6000 Hz frekans bantlarında, kemik yolu ölçümleri için ise 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz ve 4000 Hz frekans bantlarındaki veriler YSA giriş verileri olarak kabul edilmiştir. 18 gizli katmanda üretilen ağırlıklarla sağlıklı işitme, iletim tipi işitme kaybı, sensörinöral tip işitme kaybı veya mikst tip işitme kaybı olmak üzere 4 farklı çıkış verisi üretilmektedir.



Şekil 3.10 Tasarlanan yapay sinir ağı yapısı.

Bu çalışmada kullanılan yapay sinir ağı eğitiminde Afyonkarahisar Devlet Hastanesi Odyometri Bölümü'nden alınan veri seti kullanılmıştır. Çalışmada 63 adet sağlıklı, 62 adet iletim tipi işitme kaybı, 61 adet sensörinöral işitme kaybı ve 61 adet mikst tip işitme kaybı olan bireylere ait odyogram verilerinden oluşan toplam 247 veri seti kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan veri seti EK 2'de verilmiştir.

3.6.3 Tasarlanan Sistemde Kullanılan Temel Donanımlar

Bu başlık altında saf ses odyometri test sisteminde kullanılan donanımların teknik özellikleri açıklanmıştır. Bu tez çalışmasında kulak üstü kulaklık, kemik iletim vibratörü, push buton ve mikroişlemci kontrollü mikser kullanılmıştır.

Kulak Üstü Kulaklık: Kulak üstü kulaklıklar dışarıdaki ortam gürültüsünü önlemek ve dinlenen sesi daha net algılamak için kullanılmaktadır. Çalışmada Şekil 3.11'de görülen JBL marka TUNE 500 model kulak üstü kulaklık kullanılmıştır.



Şekil 3.11 Kullanılan kulak üstü kulaklık.

Kemik iletim vibratörleri: Kemik iletim vibratörleri (Şekil 3.12) sesleri titreşim yoluyla doğrudan iç kulağa göndermeye yarayan cihazlardır. Hava yolu iletiminde ise ses, dış

kulak ve orta kulak yolunu takip ederek iç kulağa iletilir. Orta kulakta bulunan özel kas yapıları yüksek seslerde kasılarak ses seviyesini düşürüp, iç kulağa iletmektedir. Bu yüzden kemik iletim vibratörlerinde kulak kendini yüksek seslere karşı koruyamamaktadır ve uzun süreli kullanımları tavsiye edilememektedir. Ancak kemik yolu iletim vibratörlerinden saf ses odyometri testlerinde işitme kaybının hangi bölgeden kaynaklandığını tespit etmek ve işitme cihazı yapımında yararlanılmaktadır (Uzun vd. 2016).



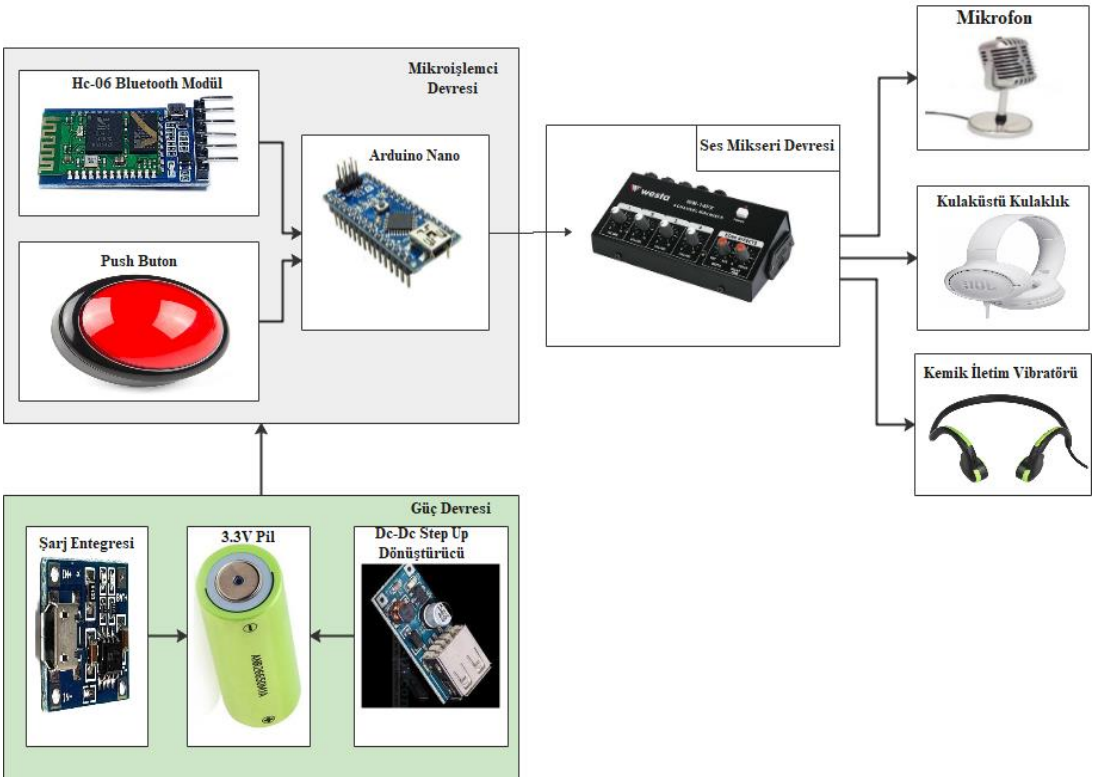
Şekil 3.12 Sistemde kullanılan kemik iletim vibratörü.

Push Buton; Çalışmada test yapılan kişiye test esnasında dinletilen sesleri duyduğunda "Duydum" yönergesini iletebilmesi için 100 mm çapında basit mekanik yapıya sahip push buton (Şekil 3.12) kullanılmıştır.



Şekil 3.13 100 mm push buton.

Ses Mikseri: Butondan elde edilen verilerin RS-232 haberleşme hattı ile terminale aktarılması için mikroişlemciye ihtiyaç duyulmaktadır. Bunun için Atmel Atmega328 mikroişlemcisini üzerinde barındıran Arduino NANO geliştirme kartı ile Şekil 3.14'te blok diyagramı verilen elektronik sistem gerçekleştirilmiştir. Sistemin açık devre şeması ve 3D baskı devre görüntüsü EK 3'te verilmiştir.



Şekil 3.14 Sistemde kullanılan mikroişlemci devresinin blok diyagramı.

3.7 Test Düzeneği ve Sistem Kalibrasyonu

Tasarlanan sistemde oluşturulan seslerin doğru kazanç ve frekansta üretildiği belirlemek için test ve kalibrasyon sistemi oluşturulmuştur. Aşağıda test düzeneğinde kullanılan donanımlar ve bu donanımların teknik özellikleri detaylandırılmıştır.

3.7.1 Ses Seviyesi Ölçüm Cihazı

Ses seviyesi ölçüm (Şekil 3.15) cihazları hem iş yerinde hem özel alanda ses seviyesini desibel cinsinden ölçmeye yardımcı olur. Çalışmada bilgisayar tarafından oluşturulan saf

ton ses düzeylerinin doğruluğunu ölçümlemek için Lutron marka SL4012 model ses seviyesi ölçüm cihazı kullanılmıştır. Kullanılan cihazın teknik özellikleri Çizelge 3.6'da görülmektedir. Ayrıca oluşturulan saf seslerin frekansları Rigol marka DS1102D model dijital osiloskop ile ölçülmüştür.



Şekil 3.15 Lutron SL4012 ses seviyesi ölçer.

Çizelge 3.6 Lutron SL4012 teknik özellikleri.

Parametre	**Ölçüm Sonucu**
Mikrofon	Elektrik Kondensör(1/2inch)
Ölçüm kademeleri	30~80 dB / 50 ~ 100 dB / 80 ~ 130 dB
Örnekleme	Hızlı, 200 ms / Yavaş, 500 ms
Çıkış Sinyali	AC

3.7.2 Ses Ölçüm Cihazı Kalibratörü

Ses seviyesi sayaçlarını, mikrofonları, ses ölçüm cihazlarını ve ekipmanlarını kalibre etmek için referans olarak ses ölçüm kalibratörü kullanılmaktadır. Sistem güvenilirliğini test eden ses seviyesi ölçüm cihazının doğruluğunu tespit etmek için bu çalışmada Lutron marka SC-942 model ses ölçüm kalibratörü (Şekil 3.16) kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan Lutron SC-942 ses ölçüm kalibratörünün teknik özellikleri Çizelge 3.16'da detaylandırılmıştır.



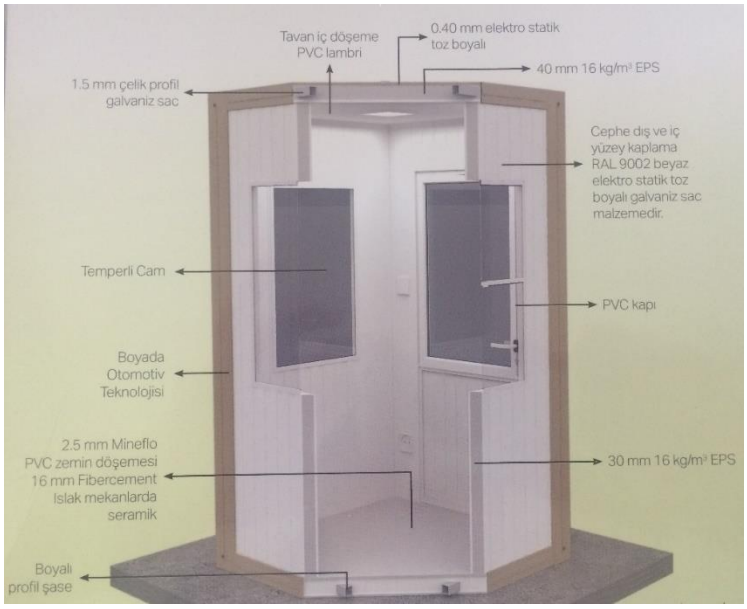
Şekil 3.16 Lutron SC-942 ses ölçüm cihazı kalibratörü.

Çizelge 3.7 Lutron SC-942 ses ölçüm kalibratörü teknik özellikleri.

Parametre	**Ölçüm Sonucu**
Frekans	1000 Hz %2
Ses Seviyesi	94 dB kademesi , 0,75 dB / 114 dB kademesi, 0,9 dB
Toplam Harmonik Gürültü	94 dB %2 / 114 dB %5

3.7.3 Test Kabini

Sistemin çalışma güvenilirliğini arttırmak ve ortamda bulunan sesleri test sırasında minimum seviyeye indirebilmek için saf ses odyometri testi ses yalıtımlı bir test kabininde (Şekil 3.17) gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.17 Sistemin kullanıldığı yalıtımlı test kabini.

Test kabininin ses yalıtımını arttırmak amacıyla kabin içi ilave ses yalıtım malzemeleriyle donatılmıştır. Çalışmada kullanılan Karmod marka test kabinin teknik özellikleri Çizelge 3.17'de görülmektedir. Kullanılan kabinin teknik çizimi EK 4'te verilmiştir.

Çizelge 3.8 Test kabini teknik özellikleri.

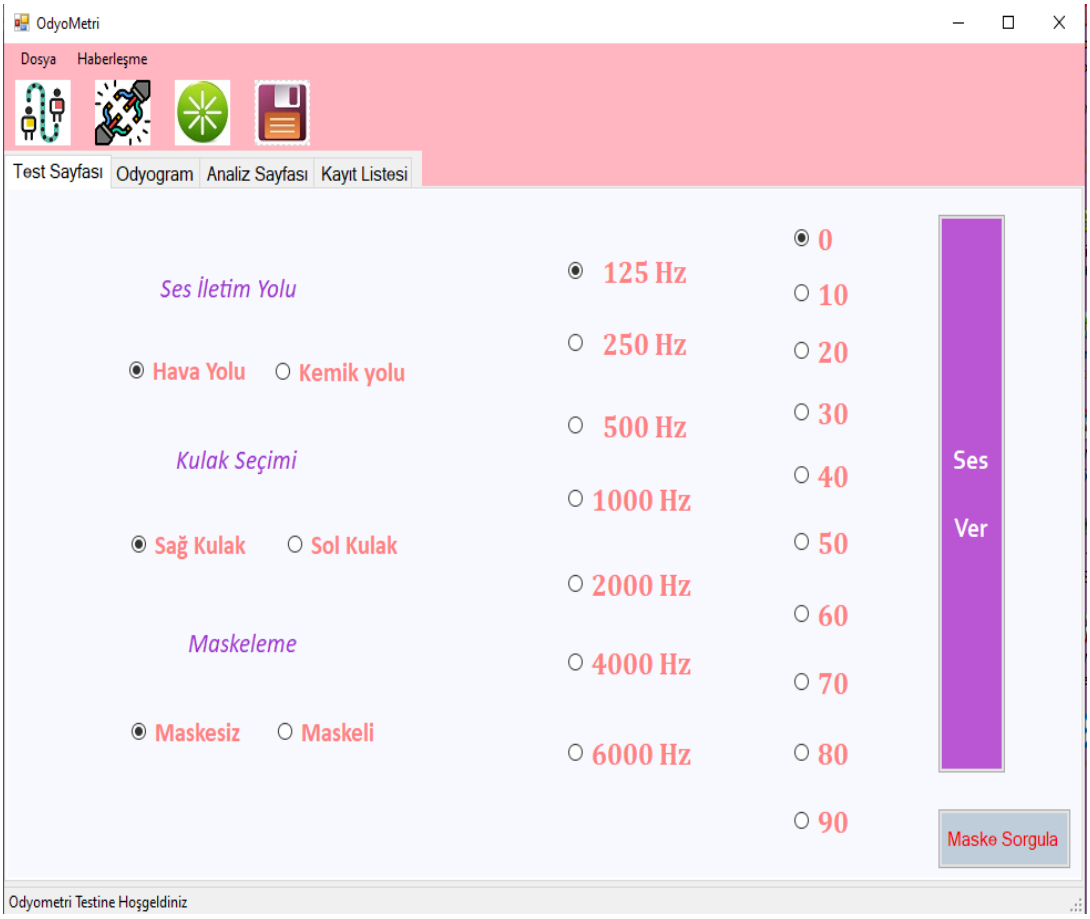
Özellik	**Yapısı**
Metal malzeme	ST 37 Galvaniz metal profil
Polistren köpük	TS EN 13163
Dış duvar iletim katsayısı	0,46 W/m^2K
Çatı iletim katsayısı	0,26 W/m^2K
Taban ısı iletim katsayısı	1,24 W/m^2K
Zemin yayılı yük kapasitesi	200 kg/m^2
Zemin yapısı	30*50 tek parça çelik profil
Taban kaplaması	14 mm kalınlıklı zemin kaplaması fibercement
İç-dış yüzey kaplama	RAL 9002 elektrostatik sac
Duvar izolasyonu	40 mm kalınlıklı, 14 kg/m^3 polistren köpük ile kaplıdır.

4. BULGULAR

Bu tez çalışması sonucunda elde edilen bulgular, saf ses odyometrisi test düzeneği, sistem ses kalibrasyonu ve yapay sinir ağı algoritması doğruluk ölçümü alt başlıklarında sunulmuştur.

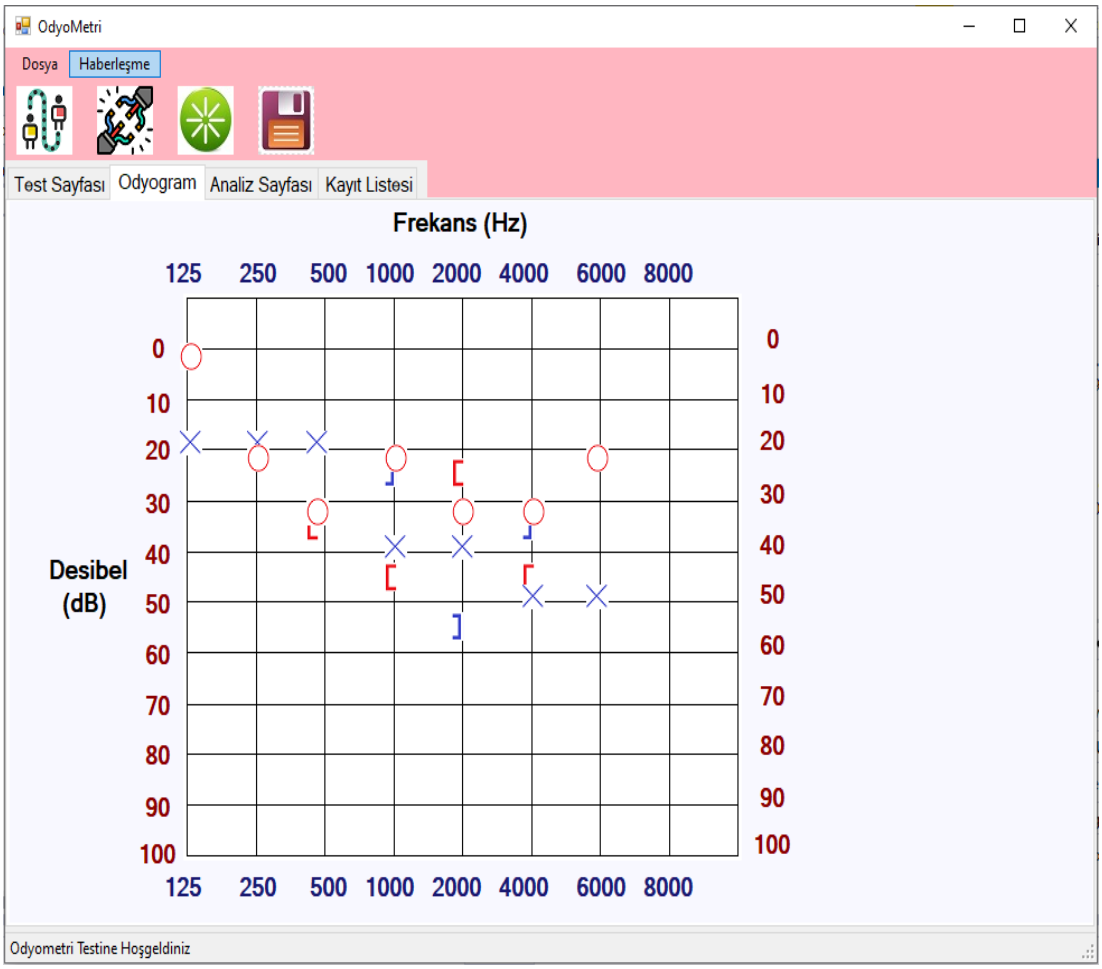
4.1 Saf Ses Odyometrisi Test Düzeneği

Matlab ortamında 176,4 kHz örnekleme frekansıyla oluşturulan saf sesler Visual Studio C# ortamında gerçekleştirilen yazılıma (Şekil 4.1) entegre edilmiştir. Geliştirilen sistem işitme kayıplarını, 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz ve 6000 Hz frekanslarında 0 dB ile 90 dB aralığındaki ses şiddetleri kullanarak test edebilmektedir. Şekil 4.1'den de anlaşıldığı gibi testi yapan uzman test edilecek kulak, test edilecek kulak yolu, maskeli ve maskesiz ses seçimi yapabilmektedir.



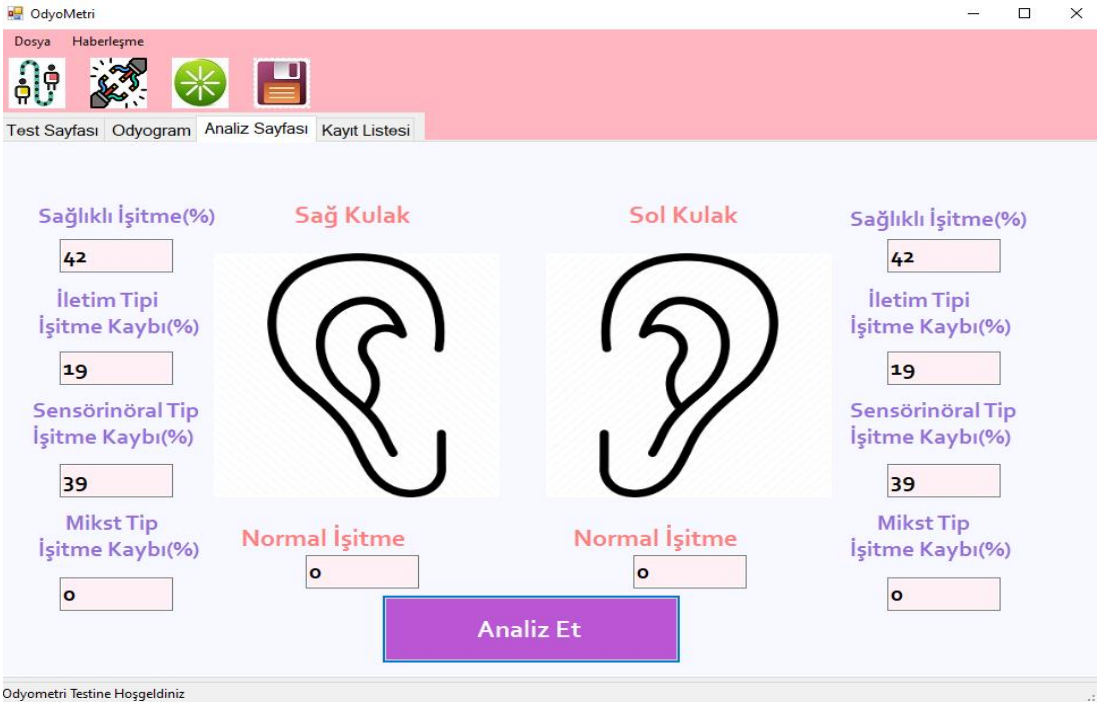
Şekil 4.1 Sistem arayüzü.

İstenen frekans bandı ve desibel düzeyi seçildiğinde odyometri testi yapılan kişiye sesler hava yolu ve kemik yolu üzerinden verilmektedir. Sağ kulağın duyma eşiği ile sol kulağın duyma eşiği arasında fark 40 dB veya üzerindeyse iyi duyan kulak oluşabilecek manipülasyonlara karşı maskelenmektedir. Test tamamlandıktan sonra veya test sırasında Şekil 4.1'de bulunan maske sorgula butonuyla maskeleme gerekliliği öğrenilebilmektedir. Kulak seçimi, test seçimi ve seslerin maskelenme durumlarına göre elde edilen bulgular farklı sembol ve renklerle odyogram üzerine Şekil 4.2 görüldüğü üzere işaretlenmektedir.



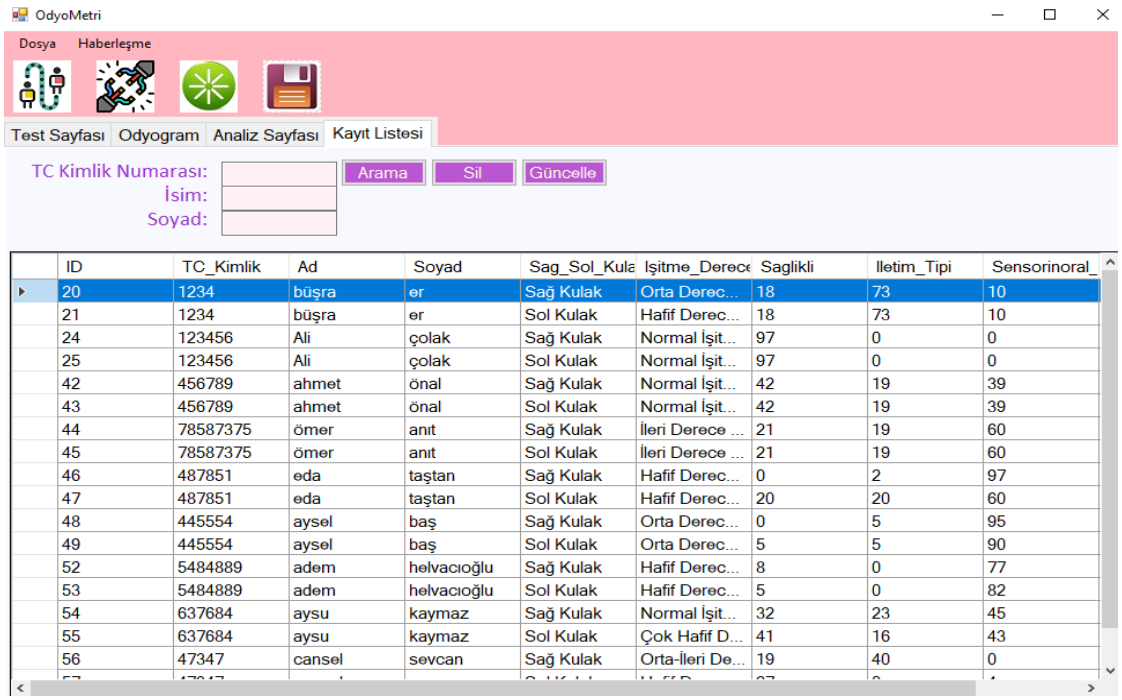
Şekil 4.2 Sistemde bulunan odyogram düzeneği.

Test tamamlandıktan sonra analiz sayfasında (Şekil 4.3) toplanan veriler yapay sinir ağından geçirilerek işitme kaybının derecesi, iletim tipi işitme kaybı, sensörinöral tip işitme kaybı, mikst tip işitme kaybı ve sağlıklı olma durumları yüzde üzerinden oranları analiz edilmektedir.



Şekil 4.3 Odyometri testi analiz sonuçları sayfası.

Test sonunda verilerin kaybolmaması ve elektronik ortamda sürekli saklanabilmesi için test sonuçları her iki kulak verisi için ayrı ayrı kaydedilmektedir. Kayıt ekranı Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



ID	TC_Kimlik	Ad	Soyad	Sag_Sol_Kula	Işitme_Derece	Saglikli	Iletim_Tipi	Sensorinoral_
20	1234	büşra	er	Sağ Kulak	Orta Derec...	18	73	10
21	1234	büşra	er	Sol Kulak	Hafif Derec...	18	73	10
24	123456	Ali	çolak	Sağ Kulak	Normal İşit...	97	0	0
25	123456	Ali	çolak	Sol Kulak	Normal İşit...	97	0	0
42	456789	ahmet	önal	Sağ Kulak	Normal İşit...	42	19	39
43	456789	ahmet	önal	Sol Kulak	Normal İşit...	42	19	39
44	78587375	ömer	anıt	Sağ Kulak	İleri Derece ...	21	19	60
45	78587375	ömer	anıt	Sol Kulak	İleri Derece ...	21	19	60
46	487851	eda	taştan	Sağ Kulak	Hafif Derec...	0	2	97
47	487851	eda	taştan	Sol Kulak	Hafif Derec...	20	20	60
48	445554	aysel	baş	Sağ Kulak	Orta Derec...	0	5	95
49	445554	aysel	baş	Sol Kulak	Orta Derec...	5	5	90
52	5484889	adem	helvacıoğlu	Sağ Kulak	Hafif Derec...	8	0	77
53	5484889	adem	helvacıoğlu	Sol Kulak	Hafif Derec...	5	0	82
54	637684	aysu	kaymaz	Sağ Kulak	Normal İşit...	32	23	45
55	637684	aysu	kaymaz	Sol Kulak	Çok Hafif D...	41	16	43
56	47347	cansel	sevcan	Sağ Kulak	Orta-İleri De...	19	40	0

Şekil 4.4 Tonal odyometri testi kayıt ekranı.

Odyometri test düzeneği, yaşları 23 ile 46 arasında değişen, 5 erkek 5 kadından oluşan, işitme cihazı kullanmasını gerektiren herhangi durum olmadığı bilinen 10 kişilik bir test grubunda denemiştir. Test için sessiz bir ortam tercih edilmiştir. Kişilere test anlatılıp, test sırasında sesi duyduklarında yanlarında bulunan butona basmaları istenmiştir (Şekil 4.5). Test edilecek kişilere kulak üstü kulaklık ve kemik iletim vibratörünü takılmıştır.



Şekil 4.5 Saf ses odyometrisinde kullanılan buton.

Bilgisayar ile mikroişlemci bağlantısı tamamlandıktan sonra test başlanmıştır. Saf ses odyometrisi boyunca kişilerden sağ ve sol kulak için hava yolu ve kemik yolu iletim eşikleri tüm frekans bantlarında ölçülmüştür (Şekil 4.6).



Şekil 4.6 Test grubuna yapılan odyometri testi sırasında çekilen görüntü.

Elde edilen veriler odyometri veri tabanına kaydedilmiştir. Sonuçların kişilerin mevcut durumlarına göre tutarlılık içerisinde olduğu görülmüştür. Test grubunun işitme ölçüm sonuçları Çizelge 4.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 Test grubu ölçüm verileri.

Kulak	İşitme Kaybı Derecesi	Normal İşitme(%)	İletim Tipi İ.K.(%)	Sensörinöral Tip İ.K.(%)	Mikst Tip İ.K.(%)
Sağ	Orta-Derece	18	73	10	10
Sol	Hafif-derece	10	80	10	0
Sağ	Normal	97	0	0	3
Sol	Normal	96	0	0	4
Sağ	Normal	99	0	1	0
Sol	Normal	98	0	2	0
Sağ	Hafif derece	0	2	97	1
Sol	Hafif derece	20	20	60	0
Sağ	Orta derce	5	5	90	0
Sol	Orta derece	5	5	90	0
Sağ	Normal	95	0	5	0
Sol	Çok hafif derece	41	16	43	0
Sağ	Çok hafif derece	41	16	43	0
Sol	Normal	85	10	5	0
Sağ	Orta derce	2	3	40	55
Sol	Orta derce	10	10	33	57
Sağ	Normal	95	0	5	0
Sol	Hafif derece	0	97	2	1
Sağ	Normal	97	0	3	0
Sol	Çok hafif	3	97	0	0

4.2 Sistem Ses Kalibrasyonu

Matlab ortamında yapay olarak oluşturulan sesler Lutron marka SL-4012 model ses düzeyi ölçüm cihazı ile sistemde kullanılan seslerin desibelleri ölçülmüştür. Kulak üstü kulaklık ve kemik iletim vibratörü için ayrı ayrı ses düzeyi ölçümleri alınmıştır. Kalibrasyona başlamadan önce ses ölçüm cihazı kalibrasyonu gerçekleştirilmiştir. Ses

ölçüm cihazının kalibrasyonu için kullanılan Lutron marka SC-942 model ses kalibratörü 94 dB ve 114 dB düzeylerinde ses üretmektedir. Ses düzeyi ölçüm cihazının kalibrasyonu Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de görüldüğü gibi yapılmıştır.



Şekil 4.7 94 dB düzeyi ses kalibrasyonu.



Şekil 4.8 114 dB düzeyi ses kalibrasyonu.

Kulak üstü kulaklık ile hava yolundan verilen 0 dB ile 90 dB aralığındaki seslerin; 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz ve 6000 Hz frekans bantlarında ölçümlemeleri gerçekleştirilmiştir. Ölçüm yapılırken kulak üstü kulaklık ile dış kulak yolu arasında bulunan yaklaşık 3,5 cm'lik mesafe dikkate alınarak test düzeneği (Şekil 4.9) hazırlanmıştır. 1000 Hz frekans bandında ölçümü yapılan desibel değerleri Çizelge 4.2'de verilmiştir. Mutlak sessiz ortam oluşturulamamasından dolayı 0 dB ve 10 dB değerlerinin doğruluğu gözlemlenememiş fakat yapay ses oluşturulurken kullanılan formülizasyon diğer desibellerden elde edilen sonuçlara göre uyarlanmıştır.



Şekil 4.9 Kulaküstü kulaklık ile ses kalibrasyonu (80 dB).

Çizelge 4.2 Kulaküstü kulaklık ses kalibrasyonu sırasında 1000 Hz'te elde edilen ölçüm sonuçları.

Desibel Düzeyi	Ölçülen Değer
0 dB	12,2 dB
10 dB	12,4 dB
20 dB	20,8 dB
30 dB	29,9 dB
40 dB	42,5 dB
50 dB	51,5 dB
60 dB	62,6 dB
70 dB	70,2 dB
80 dB	80,8 dB
90 dB	89 dB

Kemik iletim vibratörü ile kemik yolundan verilen 0 dB ile 90 dB aralığındaki seslerin 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz frekans bantlarında üretilen seslerin ölçümlemeleri gerçekleştirilmiştir. Hava yolu ölçümlemesinde kullanılan sesler kemik iletim vibratöründe kullanıldığında istenilen düzeyde sesler elde edilememiş ve sesler bununla

orantılı olarak düzenlenmiştir. Kemik iletim vibratörü frekans bantları ölçümlerinde hata payının ∓ 5 dB olduğu görülmüştür. Kalibrasyon sırasında elde edilen örnek görüntü Şekil 4.10'da gösterilmiştir. 1000 Hz frekans bandında ölçümü yapılan desibel değerleri Çizelge 4.3'te verilmiştir.



Şekil 4.10 Kemik iletim vibratörü ile ses kalibrasyonu (80 dB).

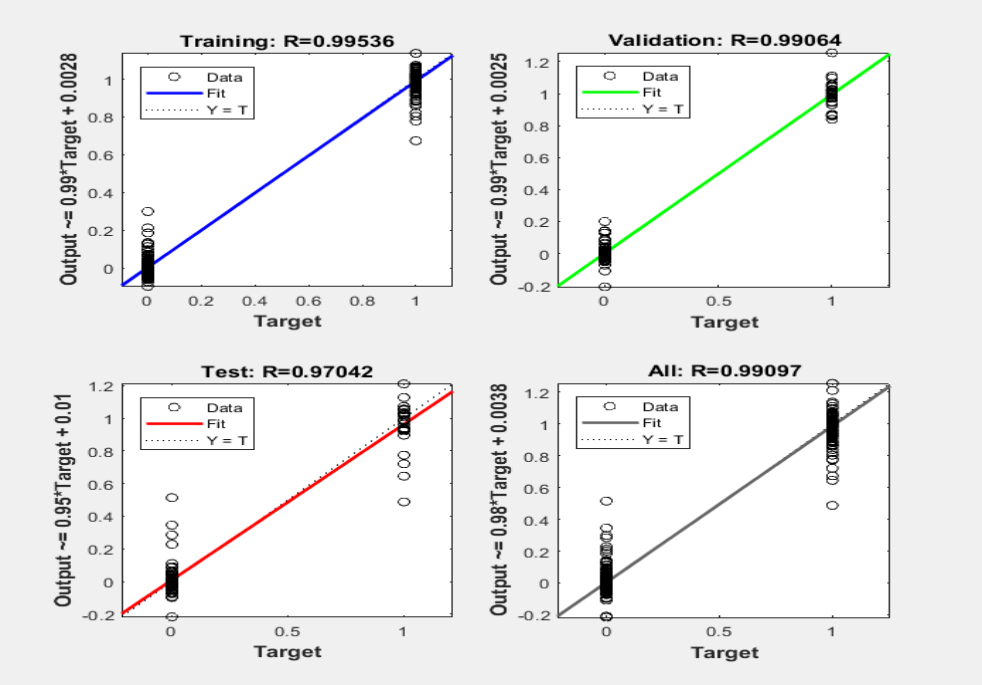
Çizelge 4.3 Kemik iletim vibratörü ses kalibrasyonu sırasında 1000 Hz'te elde edilen ölçüm sonuçları.

Desibel Düzeyi	**Ölçülen Değer**
0 dB	11,2 dB
10 dB	13,4 dB
20 dB	19,8 dB
30 dB	29,9 dB
40 dB	42,5 dB
50 dB	50,2 dB
60 dB	59,6 dB
70 dB	71,2 dB
80 dB	81,2 dB
90 dB	90,2 dB

4.3 Yapay Sinir Ağı Algoritması Doğruluk Ölçümü

Bu çalışmada kullanılan yapay sinir ağının eğitiminde kullanılan veriler Afyonkarahisar Devlet Hastanesi Odyometri Bölümü'nden alınmıştır. Çalışmada 63 adet sağlıklı, 62 adet iletim tipi işitme kaybı, 61 adet sensörinöral işitme kaybı ve 61 adet mikst tip işitme kaybı olan bireylere ait odyogram verilerinden oluşan toplam 247 adetlik veri seti kullanılmıştır.

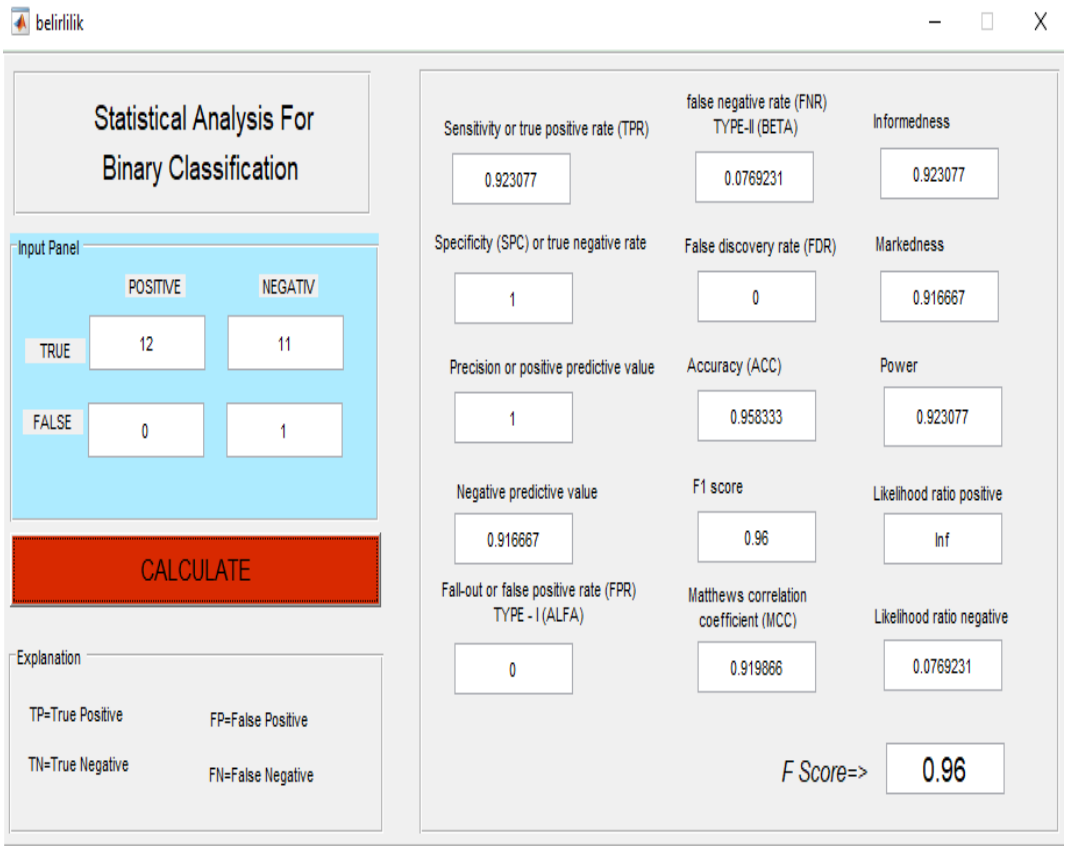
Yapay sinir ağı algoritmasında 200 adet odyometri sonucu eğitim verisi olarak, 47 adet veri ise sistem test mekanizmasında kullanılmak üzere ayrılmıştır. Yapay sinir ağlarından elde edilen sonuç ile sistemin eğitilme oranı %99,536, doğrulama oranı %99,064, test oranı %97,042 ve genel öğrenme oranı ise %99,097 olduğu (Şekil 4.11) görülmüştür.



Şekil 4.11 Matlab öğrenme grafikleri.

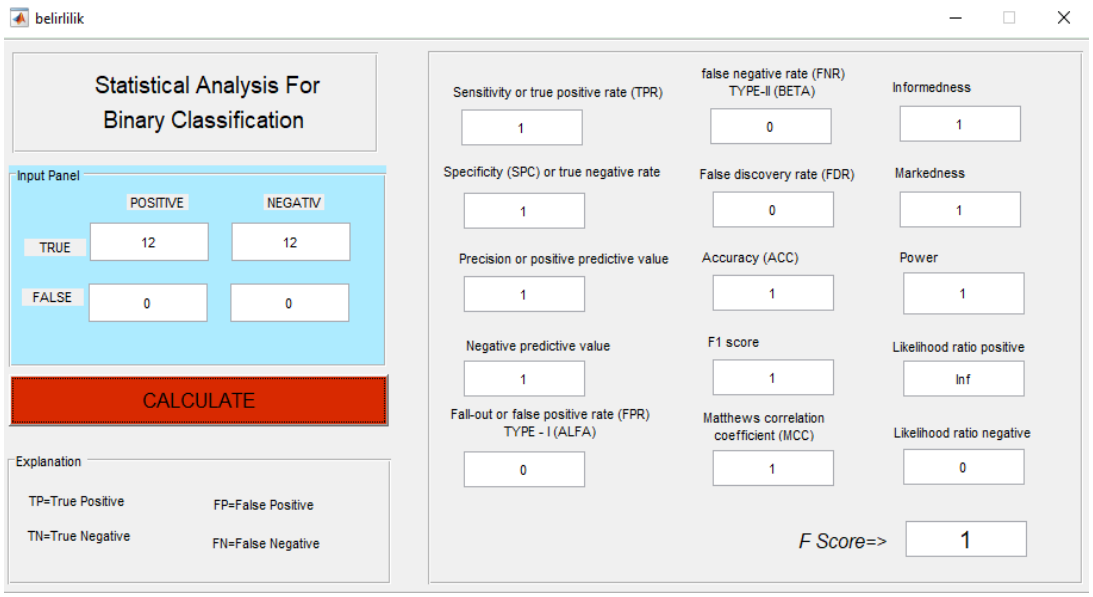
Yapay sinir ağlarının doğruluğu test etmek için sisteme gösterilmemiş 47 test verisi ikili sınıflandırma yöntemi kullanılarak ölçülmüştür. 47 test verisi içinde 11 sağlıklı, 12'si iletim tipi işitme kaybı, 12'si mikst tip işitme kaybı, 12'si sensörinöral tip işitme kaybı verisi bulunmaktadır. Test için kullanılan verilerin tamamı Afyonkarahisar Devlet Hastanesi Odyometri Bölümü'nden alınan odyometri testi yapılmış hastalara ait verileridir. Bu veriler EK 5'te gösterilmiştir.

Sisteme gösterilmeyen 48 adet veri ile sistemin başarısı test edilmiştir. 48 adet test verisinin sınıflandırılması öncelikle Afyon Devlet Hastanesinde görev yapan Kulak Burun Boğaz uzmanı tarafından yapılmıştır. Veriler arasında 12 adet iletim tipi işitme kaybı, 12 adet sensörinöral tip işitme kaybı, 12 adet mikst tip işitme kaybı ve 12 adet sağlıklı birey sonuçları bulunmaktadır. Bu veriler ikili sınıflandırma yöntemi ile analiz edilmiştir. Mikst tip işitme kaybı bulunan bireyler ile sağlıklı bireyler kıyaslandığında (Şekil 4.12) hassasiyet %92,3, doğruluk oranı %95,8, negatif prediktif değer %91,6 ve F-skor değerinin %96 olduğu görülmüştür.



Şekil 4.12 YSA'nın ikili sınıflandırma metotu ile mikst tip işitme kayıpları ve sağlıklı bireylerin kıyaslanması.

İletim tipi işitme kaybı bulunan bireyler ile sağlıklı bireyler kıyaslandığında (Şekil 4.13) hassasiyet %100, doğruluk oranı %100, negatif prediktif değer %100 ve F-skor değerinin %100 olduğu görülmüştür. Ayrıca sensörinöral tipi işitme kaybı bulunan bireyler ile sağlıklı bireyler kıyaslandığında da (Şekil 4.13) hassasiyet %100, doğruluk oranı %100, negatif prediktif değer %100 ve F-skor değerinin %100 olarak bulunmuştur.



Şekil 4.13 YSA'nın ikili sınıflandırma metotu ile iletim tipi/sensörinöral tip işitme kayıplarının sağlıklı bireylerin kıyaslanması.

Elde edilen bulgular geliştirilen sistemin işitme kaybının tipini ve derecesini sınıflandırmada ve ön tanı koymada etkin olduğunu göstermektedir. Ancak bu tarz sistemlerin sağlık alanında hekimlerin yerini alması mümkün değildir. Çünkü hastalıkların altında yatan birçok alt etmenin bulunma olasılığı bu sistemlerin hastalıkların sınıflandırılmasında destekleyici sistem ve yazılımlar olarak tanımlanmasının daha doğru bir yaklaşım olacağı değerlendirilmektedir. Sonuç olarak tez çalışması sırasında edinilen bulgular 14-16 Ekim tarihleri arasında düzenlenen 3. Uluslararası Bilimsel Çalışmalar (UBCAK 2019) Kongresi'nde sözlü sunum olarak sunulmuş ve tam metin bildiri şeklinde yayınlanmıştır. Yayınlanan tam metin bildiri EK 6'da verilmiştir.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Dünya Sağlık Örgütü tarafından toplanan verilere göre dünyada 466 milyon kişinin özürlülük derecesinde işitme kaybının olduğu ve bu kişilerin 34 milyonunun çocuk olduğu bilinmektedir. Çocuklar için 30 desibel erişkinler için ise 40 desibellik kayıplar özürlülük derecesinde işitme kaybını olarak nitelendirilmektedir. Özürlülük derecesinde işitme kaybı bulunan kişiler dünya nüfusunun %5'inden fazlasını oluşturmaktadır. Ülkemizde de işitme kaybı bulunan kişi sayısının bu rakamlara paralel olduğu düşünülmektedir. İşitme kayıplarının yaklaşık %50-60 kadarı engellenebilir nedenlerden meydana gelmektedir. Dünyada "bebek ölümleri" ve "bulaşıcı hastalıkların yaygınlığı" gibi durumlarda iyileşmeler sağlanmasına rağmen işitme kaybı bulunan kişi sayıları sürekli artmaktadır. Doğumsal işitme kaybı, gelişmiş batı ülkelerinde %1 iken, ülkemizde bu oranın %3 civarında olduğu bildirilmektedir.

Tez çalışması sürecinde yapılan literatür taramasında saf ses odyometri testiyle ilgili yapılan ulusal çalışmalarda cihaz geliştirme yönünden eksiklik olduğu ve genellikle çalışmaların Kulak Burun Boğaz uzmanları tarafından yürütülen işitme sonuç bulgularından yola çıkılarak yapılan çalışmalar olduğu görülmüştür. Bu tez çalışmasında geleneksel odyometriden yola çıkılarak geliştirilen saf ses odyometrisi ölçüm sistemine entegre edilen yapay sinir ağları ile işitme testi sonunda işitme kaybı tipi ve derecesi belirlenebilmektedir. Oluşturulan Yapay Zeka Destekli Odyometri Sistemi işitme testlerinin daha yaygın ve daha fazla alanda kullanılması amaçlamaktadır. İşitme kaybı derecesine göre; hafif/orta işitme kayıplarında kişiler duyabilir ancak duyduklarını anlamlandıramazlar. Bu durumdan yola çıkılarak geliştirilen sistem okullarda, öğretmenleri tarafından öğrencilere uygulanıldığında işitme kaybı dereceleri ve varsa işitme kaybı tipi belirlenebilecektir. Çocuklarda işitme kaybının fark edilememesinden dolayı ortaya çıkan, derslerde öğretmenin anlattıklarını anlamlandıramamaktan ya da duyamamaktan kaynaklanan akademik başarısızlığın önüne geçilmesi, sosyal hayat içerisinde de aktif bireylerin oluşturulması hedeflenmektedir. Ayrıca geliştirilen sistemin aile sağlık merkezlerinde kullanılması ile hastaneye gitmeye gerek kalmadan, kişilerin evine yakın olan aile sağlık merkezlerinde işitme testi yaptırabileceklerdir. Geliştirilen yapay sinir ağında kullanılan verilerin %80,9 öğrenme %19,02 test verisi kullanılmıştır.

Elde edilen F-skor değerlerine bakıldığında işitme kaybı tipinin belirlenebilmesi için yeterli doğruluk ve hassasiyete sahip olduğu görülmektedir. Bir diğer hususta odyoloji kliniklerinde kullanılan bazı odyometri cihazlarının manuel olmasıdır. Bu durumda odyometri ölçüm sonuçları, ölçümü yapan uzman tarafından el ile yazılıp arşive eklenmektedir. Her ne kadar Dünya Sağlık Örgütü hastaya ait sağlık verilerinin HL7'ye göre arşivlenmesi gerektiği yönünde direktiflerde bulunmasa da veri tabanı eksikliğinden dolayı işitme hastalarına ait bu odyogram verilerinin kaybolma ihtimali oldukça yüksektir. Karşılaşılan problemlere çözüm olarak yazılım tabanlı, teşhis koyabilen, veri tabanı bağlantısı bulunan, düşük maliyetli sistem tasarımı gerçekleştirilmiştir. Elde edilen bulgular geliştirilen sistemin işitme kaybının tipini ve derecesini sınıflandırmada ve ön tanı koymada etkin olduğunu gösterse de bu tarz sistemlerin hekimlerin yerini alması mümkün değildir. Çünkü işitme kaybı olan hastalıkların altında yatan birçok alt etmen bulunabilmektedir. Bu sebepten dolayı bu gibi sistemlerin hastalıkların sınıflandırılmasında destekleyici araçlar olarak tanımlanmasının daha doğru bir yaklaşım olacağı değerlendirilmektedir.

6. KAYNAKLAR

Akseki D, Erduran M, Özarslan S, Pınar H, 2010, Parallelism of Vibration Sense With Proprioception Sense in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome: A Pilot Study, Joint Diseases and Related Surgery, 21, 23-30.

Aygül E, Erdem G, Özhan O, 2017, Labview Tabanlı Odyometre ve İşitme Cihazı Tasarımı, 2. Ulusal Biyomedikal Cihaz Tasarımı ve Üretimi Sempozyumu, 16 Mayıs 2019, İstanbul.

Bakır S, 2015, Kulak Burun Boğaz (KBB) Notları, Derman Tıbbi Yayıncılık, 455s, Ankara.

Belgin E (Ed), 2015, Saf ses odyometri, Güneş Yayınları, 69-75, Ankara.

Beltrame A M, Martini A, Prosser S, Giarbini N, Streitberger C, 2009, Coupling the Vibrant Soundbridge to Cochlea Round Window: Auditory Results in Patients with Mixed Hearing Loss, Otology & Neurotology, 30, 194-201.

Buccheri G, Ferrigno D, Tamburini M, 1996, Karnofsky and ECOG Performance Status Scoring in Lung Cancer: A Prospective, Longitudinal Study of 536 Patients From A Single Institution, European Journal Of Cancer, 32, 1135-1141.

Ceyhan Y Ş, Demir G, Ünsal A, Biçer S, 2016, Vision and Hearing Health in the Elderly, Sağlık ve Toplum, 26, 64-73.

Crise A, Kaberi H, Ruiz J, Zatsepin A, Arashkevich E, Giani M, vd., 2015, A MSFD Complementary Approach For The Assessment of Pressures, Knowledge and Data Gaps in Southern European Seas: The PERSEUS Experience, Marine Pollution Bulletin, 95, 28-39.

Costen J B, 1934, A Syndrome of Ear and Sinus Symptoms Dependent Upon Disturbed Function of the Temporomandibular Joint, Annals of Otology, Rhinology & Laryngology, 43, 1-15.

Çelik O, 2007, Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi, Asya Tıp Kitabevi, 538s, İzmir.

Davies R A, 2016, Audiometry and Other Hearing Tests, In Handbook of Clinical Neurology, 137, 157-176.

Derleme B, 2015, Konuşma Odyometrisi ve Çocuklar İçin Kelime Listeleri Geliştirilmesi Üzerine, Türkiye Klinikleri J ENT-Special Topics, 8, 13-25.

Dertlioğlu S B, İynen İ, Sapmaz E, Posta D Ç, Türkiye'de Bulunan Vitilogolu Hastaların İşitmelerinin Değerlendirilmesi, An Evaluation of the Hearing Examinations of Vitiligo Patients in Turkey, Bozok Tıp Dergisi, 6, 10-15.

Dikilitaş M, Balak V, Şimşek E, Karakaş S, 2018, Ses Dalgaları ile Mikroorganizmaların Kontrolü, Harran Tarım ve Gıda Bilimleri Dergisi, 22, 431-444.

Efe Ö, 2007, Auditiory Steady-State Response Hava ve Kemik Yollarının Karşılaştırılması, Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 44s, İstanbul.

Fidan U, Sarı İ, Kumrular R K, 2016, Classification of Skin Lesions Using ANN, In 2016 Medical Technologies National Congress, 27-29 Ekim 2016, Antalya, 1-4.

Frank T, 1997, ANSI Update: Specification of Audiometers, American Journal of Audiology, American Speech-Language-Hearing Association, 6, 29-32.

Foulad A, Bui P, Djalilian H, 2013, Automated Audiometry Using Apple IOS-Based Application Technology, Otolaryngology Head and Neck Surgery, 149, 700-706.

Govender S M, Mars M, 2018, Validity of Automated Threshold Audiometry in School Aged Children, International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 105, 97-102.

Gündoğdu T, 2015, Normal İşiten Bireylerde Kemik Yolu İşitsel Uyarılmış Beyin Sapı Cevaplarının Normalizasyonu, Fırat Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 76s, Elazığ.

Gürgür H, Şafak P, 2017, İşitme ve Görme Yetersizliği, Pegem Akademi, 343s, Ankara.

İçer S, Güven A, Baki M, 2010, Classification with the Neural Network Application of Basic Hearing Losses Determined by Audiometric Measuring, Journal of Networking Technology, 1, 63.

İsler Y, Uzun Y O, 2012, Yeni Bir Odyometri Cihazı Tasarımı, 7. Ulusal Elektrik, Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Ulusal Kongresi, 31-06 Ağustos 1997, Bursa.

Kantardzic M, 2011, Data Mining: Concepts, Models, Methods, and Algorithms, IEEE Press, 529p, New Jersey, USA.

Kaya Erdoğan H, Acer E, Hakkı A, Bulur I, İncesulu A, Pinarbasli M O, Alopesia Areata Hastalarında Saf Ses Odyometri ile İşitmenin Değerlendirilmesi, TÜRKDERM-Deri Hastalıkları ve Frengi Arşivi, 53, 19-23.

Khoza-Shangase K, Kassner L, 2013, Automated Screenıng Audiometry in the Digital Age: Explorıng Uhear and Its Use in A Resource-Stricken Developing Country, International Journal of Technology Assessment in Health Care, 29, 42-47.

Korkmaz D, Habeşoğlu M, Karaaslan A, Sistemik Hipertansiyonlu Hastalarda: Saf Ses Odyometri ve Otoakustik Emisyon Yanıtlarının Değerlendirilmesi, Göztepe Tıp Dergisi, 28, 194-197.

Kumari R, Jain R K, Kumar D, 2019, A Study of Brainstem Evoked Response Audiometry in Children with Severe Hearing Loss, International Journal of Otorhinolaryngology and Head and Neck Surgery, 5, 678-682.

López-González M A, Cambil E, Abrante A, López-Fernández R, Barea E, Esteban F, 2012, Tinnitus Measurement With Conventional Audiometer Versus High-Frequency Audiometer, Acta Otorrinolaringologica, 63, 102-105.

Madanoğlu N, 2003, Dış ve Orta Kulağın İşitme Mekanizmasındaki Yeri, Otoskop, 1, 33-38.

Manganella J L, Stiles D J, Kawai K, Barrett D, LO'Brien L B, Kenna M A, 2018, Validation of A Portable Hearing Assessment Tool: Agilis Health Mobile Audiogram, International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 113, 94-98.

Massaro D W, Simpson J A, 2014, Speech Perception by Ear and Eye: A Paradigm for Psychological Inquiry, Psychology Press, 330p, Newyork, USA.

McCabe B F, 1979, Autoimmune Sensorineural Hearing Loss, Annals of Otology, Rhinology & Laryngology, 88, 585-589.

Minor L B, Glasscock M E, Poe D, 2010, Glasscock-Shambaugh Surgery of the Ear, PMPH-USA, 840p, New Haven.

Nickerson R S, 1972, Binary-Classification Reaction Time: A Review of Some Studies of Human Information-Processing Capabilities, Psychonomic Monograph Supplements, 4, 275–318.

Özsu M T, Valduriez P, 1999, Principles of Distributed Database Systems (Vol. 2), Englewood Cliffs: Prentice Hall, 666p, Ontario, Canada.

Satı N U, 2015, A Binary Classification Algorithm Based on Polyhedral Conic Functions, Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 3, 152-161.

Swanepoel D W, Biagio L, 2011, Validity of Diagnostic Computer-Based Air and Forehead Bone Conduction Audiometry, Journal of Occupational and Environmental Hygiene, 8, 210-214.

Uzun S E, Yıldırım A, Doğan S, Sürücü G D, Karabiber M, Sarıkaya Y, 2016, Evaluation of Hearing Functions with Audiological Tests in Patients with Rheumatoid Arthritis, Journal of Clinical and Experimental Investigations, 7, 63-68.

Woelfel J, 1993, Artificial Neurol Networks in Policy Research: A Current Assessment, Journal of Communication, 43, 63-80.

Wang S H, Hong J, Yang M, 2018, Sensorineural Hearing Loss Identification Via Nine-Layer Convolutional Neural Network with Batch Normalization and Dropout, Multimedia Tools and Applications, 79, 15135-15150.

Yeung J C, Heley S, Beauregard Y, Champagne S, Bromwich M A, 2015, Self-Administered Hearing Loss Screening Using an Interactive, Tablet Play Audiometer with Ear Bud Headphones, International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 79, 1248-1252.

Yavuz H K, 2019, Türkçenin Ses Dizgesi, Dilbilim Araştırmaları Dergisi, 30, 295-298.

Yiğit Ö, Batioğlu Karaaltin A, 2012, İşitme Kayıpları, Klinik Gelişim, 25, 66-72.

İnternet kaynakları

1- http://www.jcam.com.tr/files/KATD-3443.pdf /, 20/07/2020

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Büşra ER

Doğum Yeri ve Tarihi : Isparta - 01/01/1996

Yabancı Dili : İngilizce

İletişim (Telefon / e-posta) : 0 (553) 982 03 95 / bsrer95@gmail.com

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Afyon Kocatepe Anadolu Lisesi (2009 – 2013)

Lisans : Karabük Üniversitesi, Tıp Mühendisliği Böl., (2013–2018)

Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü., Biyomedikal Mühendisliği ABD, (2018 – 2020)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl

: 3D Zeka Yetenek Ar-Ge Yazılım Ticaret Ltd. Şti (2020 – Devam Ediyor)

Yayınları (SCI ve diğer) :

Fidan U, ER B, 2019, Yapay Zeka Destekli Odyometri Ölçüm Sisteminin Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi, 3. Uluslararası Bilimsel Çalışmalar Kongresi, 14-16 Ekim 2019, Antalya, 302-310.

Fidan U, Er B, 2019, Özel Öğrenme Güçlüğü Olan Çocuklar İçin Düşük Maliyetli Psikomotor Beceri Egzersiz Sisteminin Geliştirilmesi, 3. Uluslararası Bilimsel Çalışmalar Kongresi, 14-16 Ekim 2019, Antalya, 348-354.

EKLER

EK 1. Desibel güç oranı tablosu.

Kalan Güç (-)	dB	Artan Güç (+)	Kalan Güç (-)	dB	Artan Güç (+)
0.8	1	1.25	0.0079	21	125.89
0.632	2	1.58	0.0063	22	158.48
0.5	3	2	0.005	23	199.52
0.398	4	2.51	0.0039	24	251.18
0.316	5	3.16	0.0031	25	316.28
0.251	6	3.98	0.0025	26	398.1
0.199	7	5.01	0.0019	27	501.18
0.158	8	6.3	0.0015	28	630.95
0.125	9	7.94	0.0012	29	794.32
0.1	10	10	0.001	30	1000
0.079	11	12.58	0.00079	31	1258.92
0.063	12	15.84	0.00063	32	1584.89
0.0501	13	19.95	0.0005	33	1995.26
0.0398	14	29.11	0.00039	34	2511.88
0.0316	15	31.62	0.00031	35	3162.27
0.0251	16	39.81	0.00025	36	3981.07
0.0199	17	50.11	0.00019	37	5011.87
0.0158	18	63.09	0.00015	38	6309.57
0.0125	19	79.43	0.00012	39	7943.28
0.01	20	100	0.0001	40	10000

EK 2. Yapay sinir ağlarında kullanılan girdi verileri.

	H_250Hz	H_500Hz	H_1000Hz	H_2000Hz	H_4000Hz	H_6000Hz	K_500Hz	K_1000Hz	K_2000Hz	K_4000Hz	İletim	Senorinöral	Mix Tip	Sağlıklı
1	0	5	0	5	0	5	0	0	0	0	0	0	0	1
2	10	15	10	5	20	15	0	0	5	20	1	0	0	0
3	5	0	10	15	20	20	0	10	10	15	1	0	0	0
4	10	10	5	10	15	15	0	10	5	10	1	0	0	0
5	5	10	15	15	15	20	5	5	10	5	1	0	0	0
6	0	10	10	15	15	20	0	5	5	10	1	0	0	0
7	10	10	10	15	15	10	5	10	5	10	1	0	0	0
8	5	10	15	5	20	10	0	10	10	15	1	0	0	0
9	10	15	20	15	10	20	10	5	10	10	1	0	0	0
10	0	5	10	15	20	20	0	5	10	15	1	0	0	0
11	5	5	10	15	15	20	5	5	10	10	1	0	0	0
12	0	5	20	15	10	10	0	5	10	5	1	0	0	0
13	5	10	5	15	5	15	5	5	0	10	1	0	0	0
14	0	5	10	15	15	20	0	5	5	10	1	0	0	0
15	10	10	15	15	20	20	5	10	10	20	1	0	0	0
16	5	10	10	10	20	20	5	0	10	10	1	0	0	0
17	10	15	15	15	15	20	10	15	10	20	1	0	0	0
18	10	15	10	5	10	20	5	5	0	5	1	0	0	0
19	5	5	10	10	20	20	5	5	5	10	1	0	0	0
20	5	5	5	15	15	20	0	0	10	10	1	0	0	0
21	10	15	15	20	20	20	5	5	10	15	1	0	0	0
22	15	15	15	20	10	10	5	10	10	5	1	0	0	0
23	5	10	10	10	10	20	0	0	10	10	1	0	0	0
24	15	15	20	20	20	20	0	0	10	15	1	0	0	0
25	20	20	20	20	20	20	10	10	10	10	1	0	0	0
26	15	15	15	15	15	15	5	5	5	5	1	0	0	0
27	10	15	10	15	10	15	10	5	10	5	1	0	0	0
28	10	10	15	15	20	20	5	10	5	5	1	0	0	0
29	15	15	20	20	20	20	10	5	10	5	1	0	0	0
30	15	15	5	5	20	20	10	0	0	10	1	0	0	0
31	5	15	15	10	15	20	5	5	10	5	1	0	0	0
32	5	10	10	15	10	10	10	5	5	10	1	0	0	0
33	10	10	10	15	15	20	10	5	10	10	1	0	0	0
34	15	15	20	20	10	10	0	10	10	10	1	0	0	0
35	20	20	10	10	5	0	10	5	10	0	1	0	0	0
36	5	5	5	10	20	20	0	5	10	20	1	0	0	0
37	15	10	10	10	15	20	5	5	5	10	1	0	0	0
38	10	10	10	15	20	20	10	10	5	10	1	0	0	0
39	15	15	20	20	20	20	10	10	10	10	1	0	0	0
40	15	15	15	20	20	20	5	10	10	10	1	0	0	0
41	20	20	15	15	5	5	10	10	10	0	1	0	0	0
42	5	5	20	20	15	15	0	10	10	5	1	0	0	0
43	10	15	10	20	15	20	10	5	10	0	1	0	0	0
44	5	5	5	10	15	20	0	0	5	10	1	0	0	0
45	10	10	10	15	10	15	0	0	0	5	1	0	0	0
46	5	10	15	20	20	20	5	5	10	10	1	0	0	0
47	20	25	10	5	10	15	10	10	0	10	1	0	0	0
48	25	20	20	20	10	10	10	10	10	5	1	0	0	0
49	20	20	10	15	20	25	10	10	10	5	1	0	0	0
50	5	25	25	20	25	10	15	15	10	5	1	0	0	0
51	5	15	25	25	10	15	10	0	5	10	1	0	0	0
52	10	10	10	10	25	25	5	5	5	10	1	0	0	0
53	15	25	25	20	20	20	10	15	10	10	1	0	0	0
54	5	10	15	20	25	10	5	5	0	10	1	0	0	0
55	60	80	85	70	100	90	80	85	70	100	0	1	0	0
56	25	30	35	40	45	50	30	35	40	45	0	1	0	0
57	40	50	30	60	60	65	50	30	60	60	0	1	0	0
58	45	55	65	50	70	75	55	65	50	70	0	1	0	0
59	30	30	35	80	80	40	30	35	80	80	0	1	0	0
60	40	20	35	35	40	50	20	35	35	40	0	1	0	0
61	50	50	55	60	40	45	50	55	60	40	0	1	0	0
62	60	70	75	75	80	90	70	70	75	80	0	1	0	0
63	50	55	30	30	70	70	55	35	30	75	0	1	0	0
64	40	40	50	50	55	60	40	50	50	50	0	1	0	0
65	60	65	65	80	85	100	60	65	80	85	0	1	0	0
66	70	75	70	65	80	85	75	70	65	80	0	1	0	0
67	80	85	80	60	100	95	85	80	60	100	0	1	0	0
68	50	55	60	65	70	75	55	60	65	70	0	1	0	0
69	65	60	65	60	65	70	60	65	60	65	0	1	0	0
70	80	85	90	95	100	100	85	90	95	100	0	1	0	0
71	50	60	70	80	90	100	60	70	80	90	0	1	0	0
72	65	65	70	75	80	60	65	70	75	80	0	1	0	0
73	40	25	30	60	65	70	25	30	60	60	0	1	0	0
74	50	55	60	65	65	70	55	60	65	65	0	1	0	0
75	70	70	80	85	90	100	70	80	85	90	0	1	0	0
76	40	40	50	60	80	80	40	50	60	80	0	1	0	0

EK 2. (Devam) Yapay sinir ağlarında kullanılan girdi verileri.

77	25	30	35	35	40	80	30	35	30	40	0	1	0	0
78	50	60	60	65	70	65	60	60	65	70	0	1	0	0
79	45	50	55	60	80	100	50	55	60	80	0	1	0	0
80	60	60	60	65	60	40	65	60	65	60	0	1	0	0
81	35	40	45	50	55	60	40	45	50	55	0	1	0	0
82	80	80	70	75	85	95	80	70	75	85	0	1	0	0
83	60	50	40	50	40	65	50	40	50	40	0	1	0	0
84	55	55	65	65	65	80	55	65	65	65	0	1	0	0
85	70	75	80	85	90	95	75	80	85	90	0	1	0	0
86	30	35	30	25	40	40	35	30	25	40	0	1	0	0
87	40	45	45	60	70	75	45	50	60	70	0	1	0	0
88	50	55	60	65	80	85	55	60	65	80	0	1	0	0
89	35	40	45	60	60	60	40	45	60	60	0	1	0	0
90	40	45	50	55	55	60	45	50	55	55	0	1	0	0
91	70	75	80	80	85	100	75	80	80	85	0	1	0	0
92	85	85	85	90	100	100	85	85	90	100	0	1	0	0
93	70	75	90	95	95	90	75	90	90	95	0	1	0	0
94	50	50	55	60	65	50	50	55	60	65	0	1	0	0
95	65	40	50	70	75	80	40	50	70	75	0	1	0	0
96	70	70	75	80	85	90	70	75	80	85	0	1	0	0
97	80	85	90	100	100	100	85	90	100	100	0	1	0	0
98	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	0	1	0	0
99	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	0	1	0	0
100	60	60	60	60	60	60	60	60	60	60	0	1	0	0
101	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	0	1	0	0
102	40	40	40	40	40	40	40	40	40	40	0	1	0	0
103	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	0	1	0	0
104	65	65	65	65	65	65	65	65	65	65	0	1	0	0
105	50	40	50	50	60	65	30	20	25	35	0	0	1	0
106	80	70	75	80	75	90	40	45	30	60	0	0	1	0
107	100	90	50	60	70	50	70	60	50	50	0	0	1	0
108	90	95	90	80	85	70	60	65	40	30	0	0	1	0
109	50	50	55	60	40	65	30	35	30	35	0	0	1	0
110	65	70	70	80	90	70	50	50	40	45	0	0	1	0
111	100	100	95	90	60	65	70	75	75	20	0	0	1	0
112	80	80	70	60	55	90	60	65	40	60	0	0	1	0
113	70	75	65	65	80	80	50	55	60	60	0	0	1	0
114	110	100	105	90	95	80	90	70	75	75	0	0	1	0
115	95	95	80	85	80	80	60	65	50	65	0	0	1	0
116	70	75	40	50	100	95	45	40	30	75	0	0	1	0
117	80	80	85	85	90	70	60	55	40	70	0	0	1	0
118	60	60	50	55	60	40	30	40	50	55	0	0	1	0
119	60	50	40	50	30	90	40	30	30	25	0	0	1	0
120	40	45	40	45	50	40	20	25	30	35	0	0	1	0
121	50	50	55	40	45	50	30	35	40	45	0	0	1	0
122	70	75	40	60	65	80	50	30	50	35	0	0	1	0
123	60	40	25	30	35	50	20	25	20	30	0	0	1	0
124	50	60	70	80	90	100	30	35	40	45	0	0	1	0
125	60	65	60	65	60	65	30	35	30	35	0	0	1	0
126	50	50	50	50	60	60	30	30	35	35	0	0	1	0
127	40	45	40	40	30	35	20	25	20	30	0	0	1	0
128	80	80	60	85	90	95	60	65	70	75	0	0	1	0
129	85	85	90	90	80	70	65	75	80	65	0	0	1	0
130	35	30	40	45	25	45	20	25	25	25	0	0	1	0
131	40	40	40	50	50	60	35	35	35	40	0	0	1	0
132	45	50	55	60	60	65	35	35	35	40	0	0	1	0
133	60	60	65	70	75	80	40	45	40	45	0	0	1	0
134	50	50	55	60	65	65	30	35	35	50	0	0	1	0
135	55	55	55	55	55	55	35	30	30	25	0	0	1	0
136	40	40	45	50	60	50	20	25	30	35	0	0	1	0
137	60	65	65	70	75	80	40	45	50	55	0	0	1	0
138	50	55	60	50	40	30	35	40	45	50	0	0	1	0
139	80	85	90	90	90	90	60	60	70	70	0	0	1	0
140	100	100	105	110	100	100	80	80	85	75	0	0	1	0
141	90	95	90	95	70	100	70	75	80	85	0	0	1	0
142	70	75	70	60	65	65	50	50	55	60	0	0	1	0
143	65	65	60	50	55	60	40	45	40	50	0	0	1	0
144	70	70	75	60	65	80	50	55	60	50	0	0	1	0
145	40	40	40	40	40	45	30	25	30	25	0	0	1	0
146	50	50	50	45	60	65	30	30	35	40	0	0	1	0
147	55	60	55	45	60	65	40	45	35	40	0	0	1	0
148	75	75	70	80	85	90	60	65	50	55	0	0	1	0
149	95	95	95	100	110	115	80	95	95	90	0	0	1	0
150	80	85	90	95	100	95	75	75	75	80	0	0	1	0
151	60	65	70	75	80	85	45	50	55	60	0	0	1	0
152	35	30	40	50	60	65	20	25	25	40	0	0	1	0
153	50	55	55	60	65	70	50	40	40	45	0	0	1	0

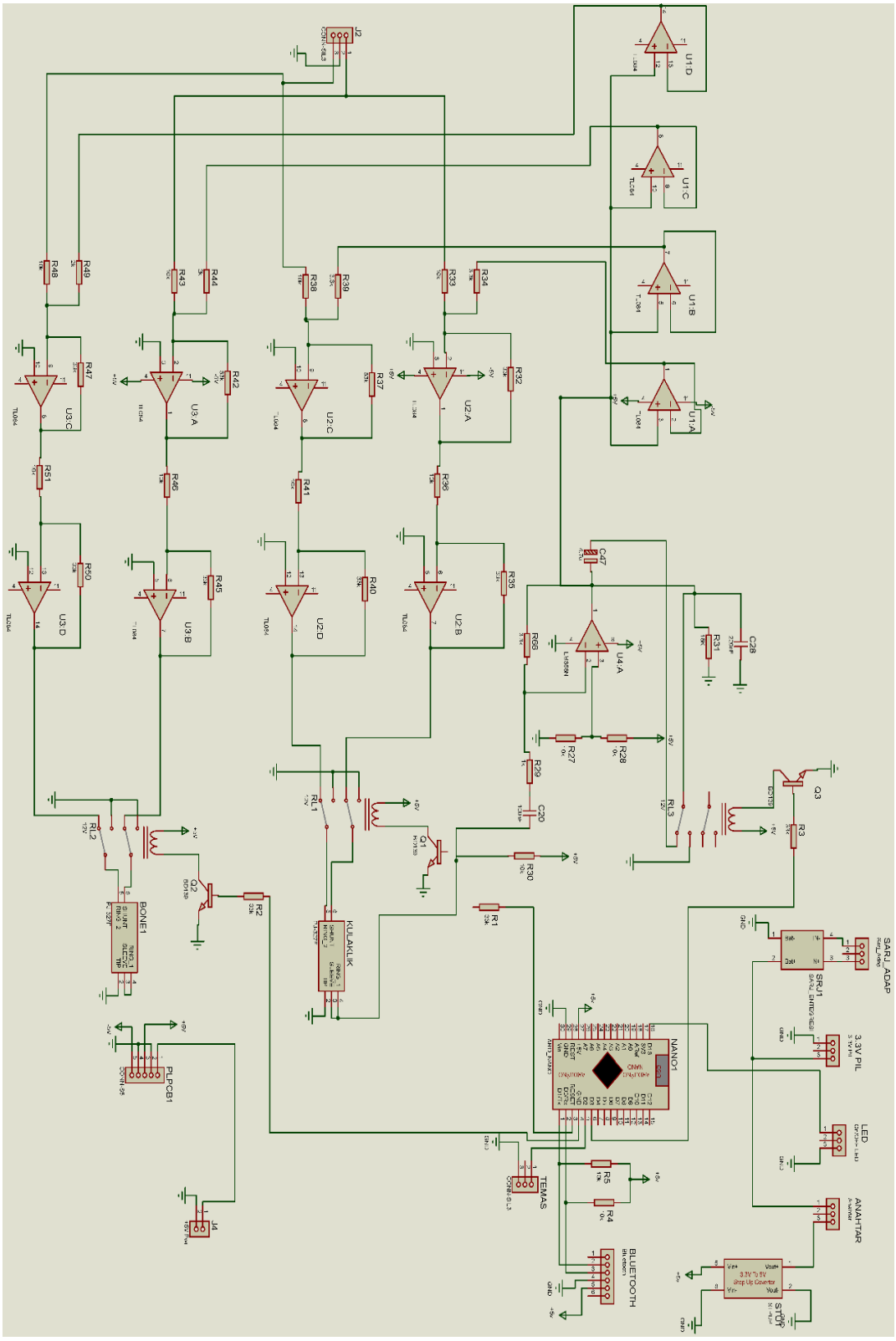
EK 2. (Devam) Yapay sinir ağlarında kullanılan girdi verileri.

154	65	65	70	80	85	100	65	40	50	75	0	0	1	0
155	90	95	80	85	80	100	75	80	80	90	0	0	1	0
156	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
157	5	5	5	5	5	0	0	5	5	5	0	0	0	1
158	0	5	0	0	5	10	0	0	0	0	0	0	0	1
159	5	5	5	5	5	5	0	0	0	0	0	0	0	1
160	0	0	5	5	5	0	0	0	5	5	0	0	0	1
161	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
162	5	10	10	5	5	5	0	5	5	5	0	0	0	1
163	0	0	5	5	5	5	0	5	0	0	0	0	0	1
164	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	0	0	0	1
165	0	0	10	5	5	0	0	5	0	0	0	0	0	1
166	5	5	5	0	0	10	0	0	0	0	0	0	0	1
167	0	5	5	10	5	5	0	5	5	5	0	0	0	1
168	0	0	0	0	5	5	0	0	0	5	0	0	0	1
169	5	5	5	5	0	5	0	0	0	0	0	0	0	1
170	0	0	0	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0	1
171	0	0	5	5	0	0	0	5	0	0	0	0	0	1
172	5	10	10	5	0	0	0	5	0	0	0	0	0	1
173	0	0	10	5	0	0	0	0	5	0	0	0	0	1
174	0	0	0	5	0	5	0	0	5	0	0	0	0	1
175	5	5	5	0	5	5	0	0	0	5	0	0	0	1
176	0	0	0	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0	1
177	5	0	5	5	0	5	0	5	5	0	0	0	0	1
178	0	5	10	5	0	0	5	5	0	0	0	0	0	1
179	0	0	0	5	5	5	0	0	5	5	0	0	0	1
180	0	0	10	5	10	5	0	5	5	10	0	0	0	1
181	5	5	5	5	5	5	0	5	5	5	0	0	0	1
182	0	0	0	5	5	5	0	0	5	5	0	0	0	1
183	5	0	0	0	5	5	0	0	0	5	0	0	0	1
184	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	0	0	0	1
185	0	10	10	10	5	5	5	5	10	0	0	0	0	1
186	5	5	5	5	5	0	0	0	0	0	0	0	0	1
187	10	10	10	10	10	0	5	10	0	0	0	0	0	1
188	0	0	5	5	5	5	0	5	5	5	0	0	0	1
189	0	0	10	10	0	0	0	5	5	0	0	0	0	1
190	0	10	5	5	0	0	5	0	0	0	0	0	0	1
191	5	0	5	5	5	0	0	5	5	5	0	0	0	1
192	10	5	5	5	5	5	5	0	0	0	0	0	0	1
193	5	0	0	0	5	0	0	0	0	5	0	0	0	1
194	5	5	5	10	5	0	5	5	5	5	0	0	0	1
195	0	0	0	5	5	5	0	0	0	5	0	0	0	1
196	0	10	10	5	5	5	5	5	0	0	0	0	0	1
197	5	5	5	5	0	0	0	5	5	0	0	0	0	1
198	10	10	0	0	5	5	5	0	0	5	0	0	0	1
199	5	0	5	0	5	0	0	0	0	0	0	0	0	1
200	0	10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
201	0	5	5	0	5	5	0	5	0	5	0	0	0	1
202	0	0	0	10	10	0	0	0	10	10	0	0	0	1
205	0	5	0	5	0	5	0	0	0	0	1	0	0	0
206	10	10	10	15	25	15	10	10	10	20	1	0	0	0
207	15	0	10	15	25	10	0	5	10	15	1	0	0	0
208	20	10	15	5	10	10	5	10	5	10	1	0	0	0
209	20	10	15	10	15	10	10	5	10	5	1	0	0	0
210	0	10	5	5	15	10	10	5	5	5	1	0	0	0
211	20	20	15	10	10	10	10	15	5	5	1	0	0	0
212	15	10	15	5	20	10	0	10	5	10	1	0	0	0
213	5	10	10	10	15	15	10	5	10	10	1	0	0	0
214	0	5	0	15	20	20	5	0	10	15	1	0	0	0
215	40	40	40	40	40	45	40	40	40	40	0	1	0	0
216	45	50	35	55	55	70	50	35	55	55	0	1	0	0
217	60	55	60	55	75	80	55	60	55	75	0	1	0	0
218	35	30	35	85	90	40	30	35	85	90	0	1	0	0
219	40	35	40	35	40	50	35	40	35	40	0	1	0	0
220	40	55	55	65	40	45	55	55	65	40	0	1	0	0
221	60	80	75	70	85	90	80	70	70	85	0	1	0	0
222	45	50	35	35	60	60	50	35	35	60	0	1	0	0
223	50	40	55	55	55	60	40	55	55	55	0	1	0	0
224	65	70	70	70	75	90	70	70	70	75	0	1	0	0
225	70	70	60	65	85	80	60	55	60	60	0	0	1	0
226	105	100	90	90	95	80	90	75	70	80	0	0	1	0
227	95	90	85	85	100	100	70	70	60	80	0	0	1	0
228	50	75	50	50	100	95	45	45	30	75	0	0	1	0
229	90	90	85	85	95	100	70	75	75	80	0	0	1	0
230	80	80	60	65	65	65	70	60	50	55	0	0	1	0

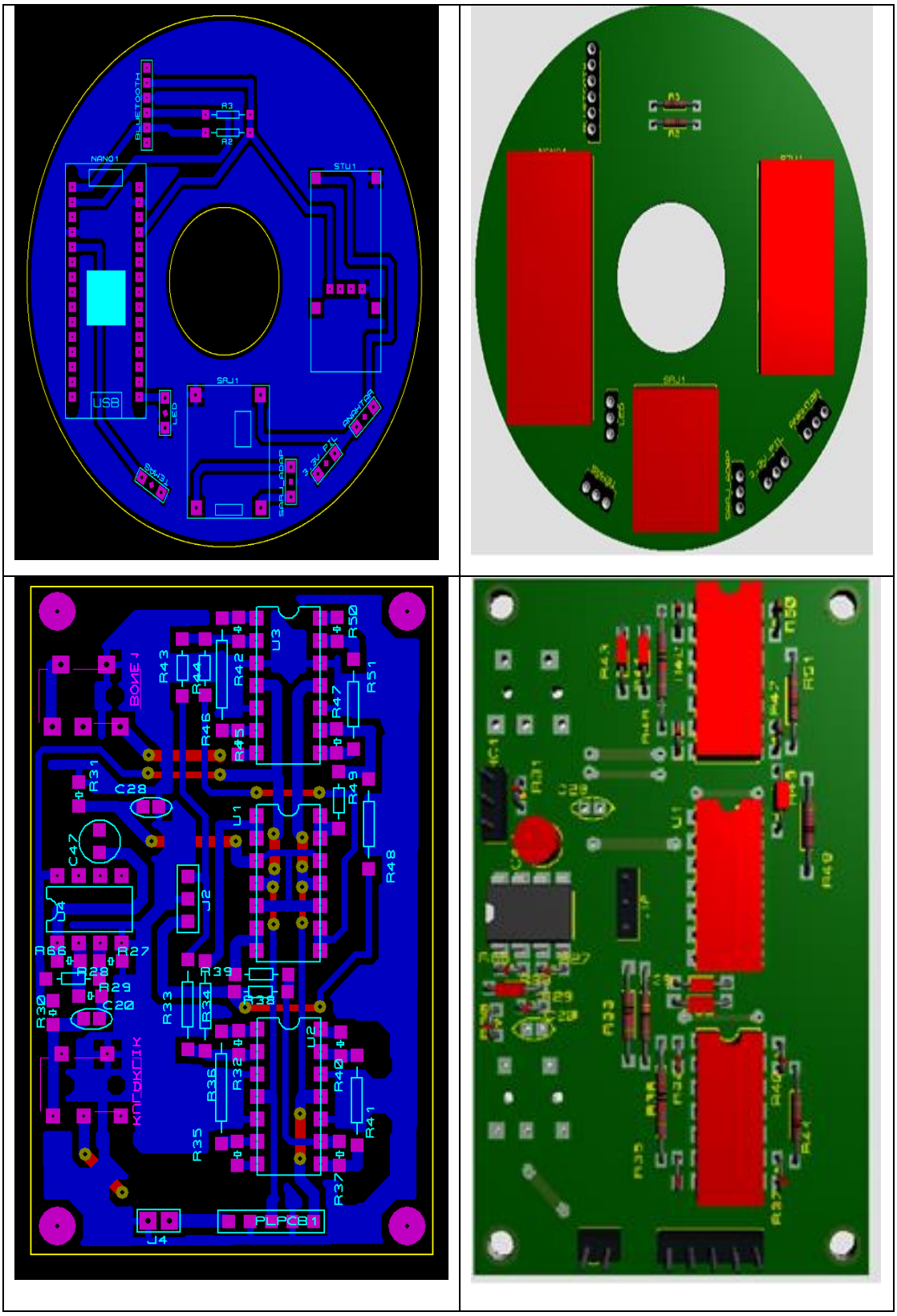
EK 2. (Devam) Yapay sinir ağlarında kullanılan girdi verileri.

231	65	60	50	50	50	80	40	35	35	25	0	0	1	0
232	50	50	60	60	60	65	40	50	45	45	0	0	1	0
233	40	35	35	40	45	50	30	25	30	35	0	0	1	0
234	80	95	100	100	90	95	80	80	80	85	0	0	1	0
235	70	75	70	80	85	90	60	60	65	70	0	0	1	0
236	10	0	5	5	0	5	0	0	0	0	0	0	0	1
237	5	10	0	10	10	0	5	0	5	5	0	0	0	1
238	0	5	0	10	0	0	5	0	5	0	0	0	0	1
239	0	10	0	5	0	5	5	0	0	5	0	0	0	1
240	0	10	15	5	5	5	5	10	0	0	0	0	0	1
241	5	0	5	5	0	0	0	5	0	0	0	0	0	1
242	10	5	0	0	0	0	5	5	0	5	0	0	0	1
243	5	10	5	5	5	0	5	5	5	0	0	0	0	1
244	5	0	0	5	0	5	0	0	5	0	0	0	0	1
245	0	10	10	0	5	5	0	10	0	5	0	0	0	1
246	10	0	0	10	10	0	0	0	5	10	0	0	0	1
247	15	5	0	0	5	5	10	10	5	10	0	0	0	1

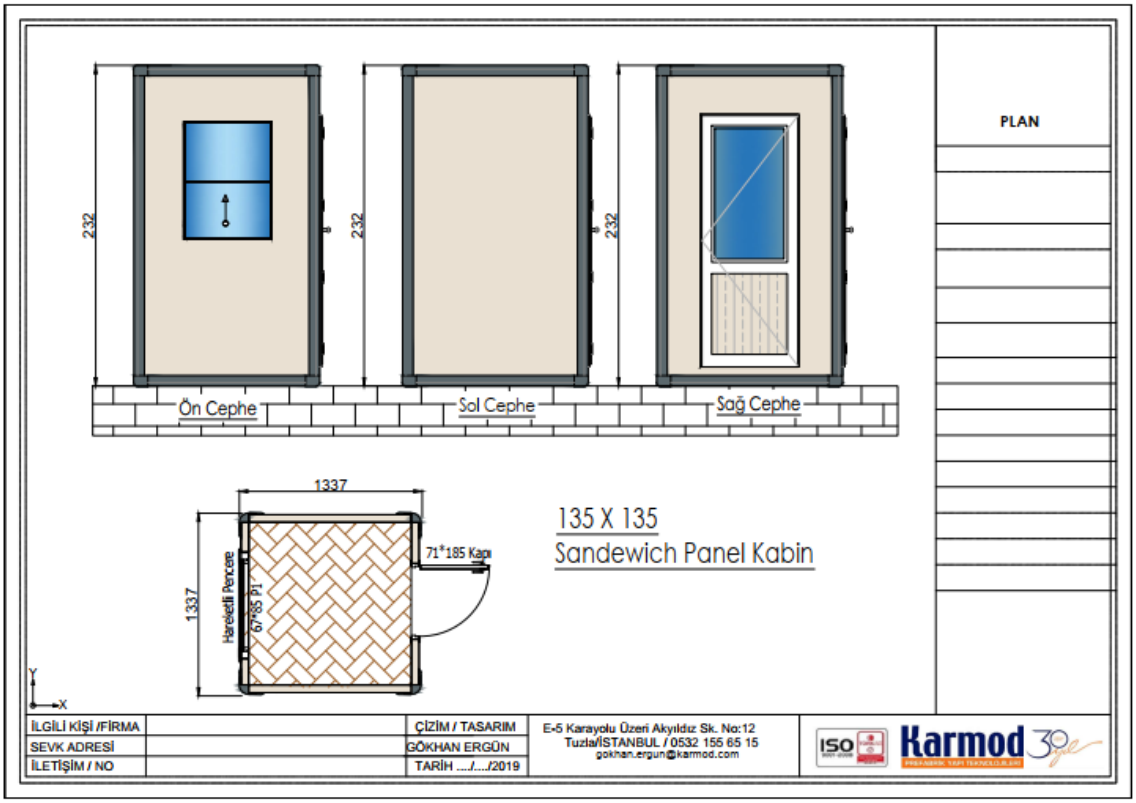
EK 3. Sistemin açık devre şeması ve Ares çizimleri.



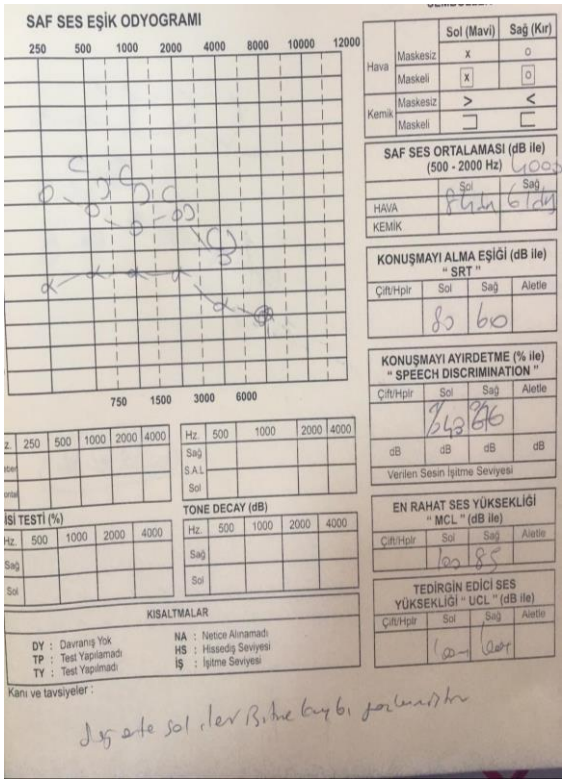
EK 3. (Devam) Sistemin açık devre şeması ve Ares çizimleri.

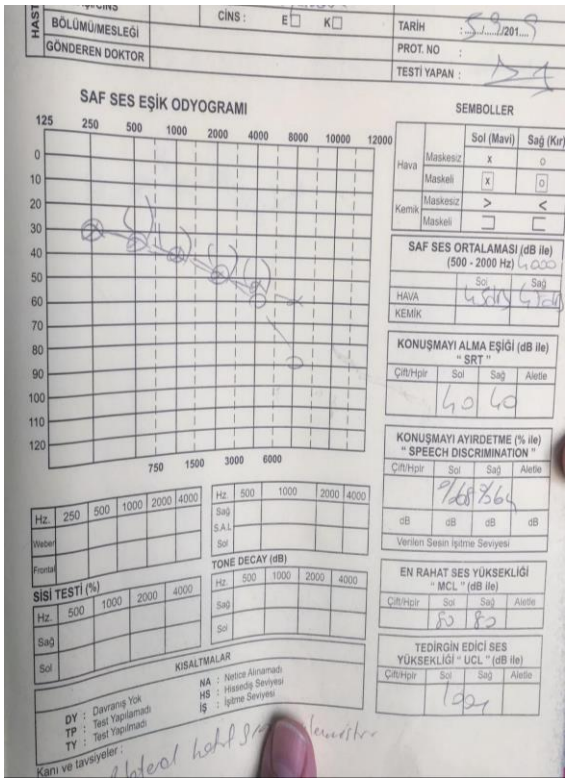


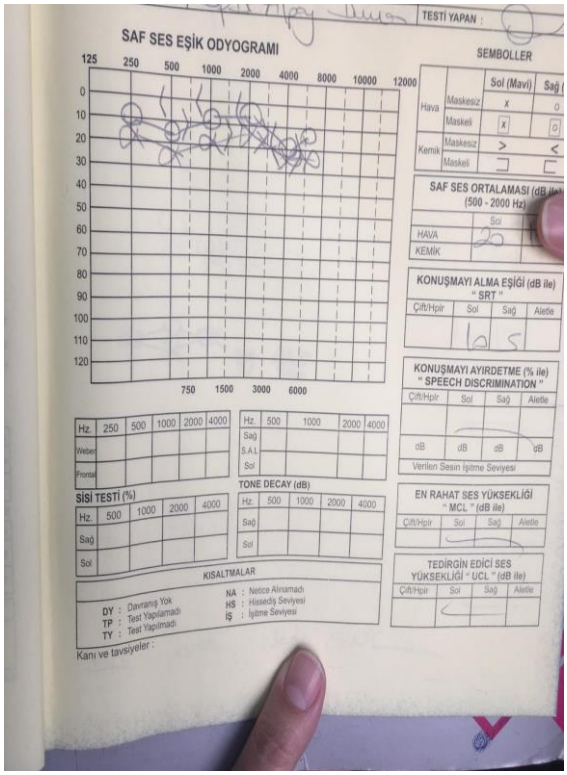
EK 4. Kullanılan test kabininin teknik çizimi.

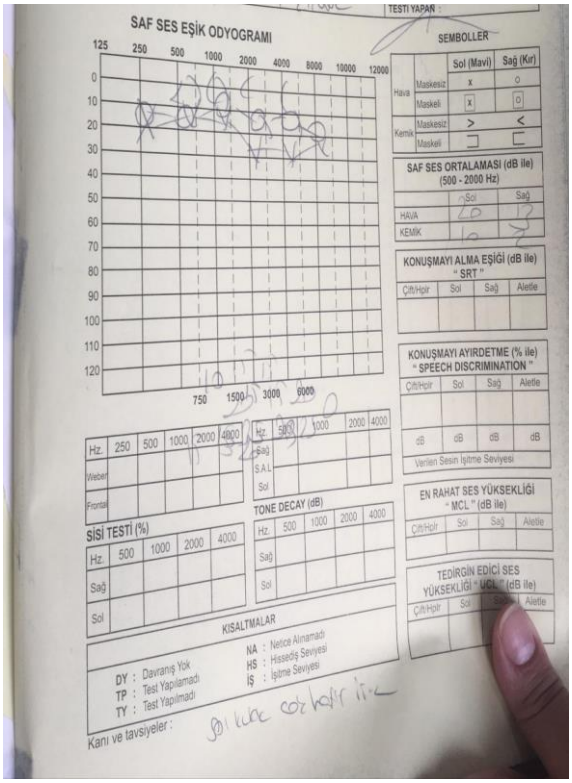


EK 5. Afyonkarahisar Devlet Hastanesi Odyometri Bölümü'nden alınan test verileri.

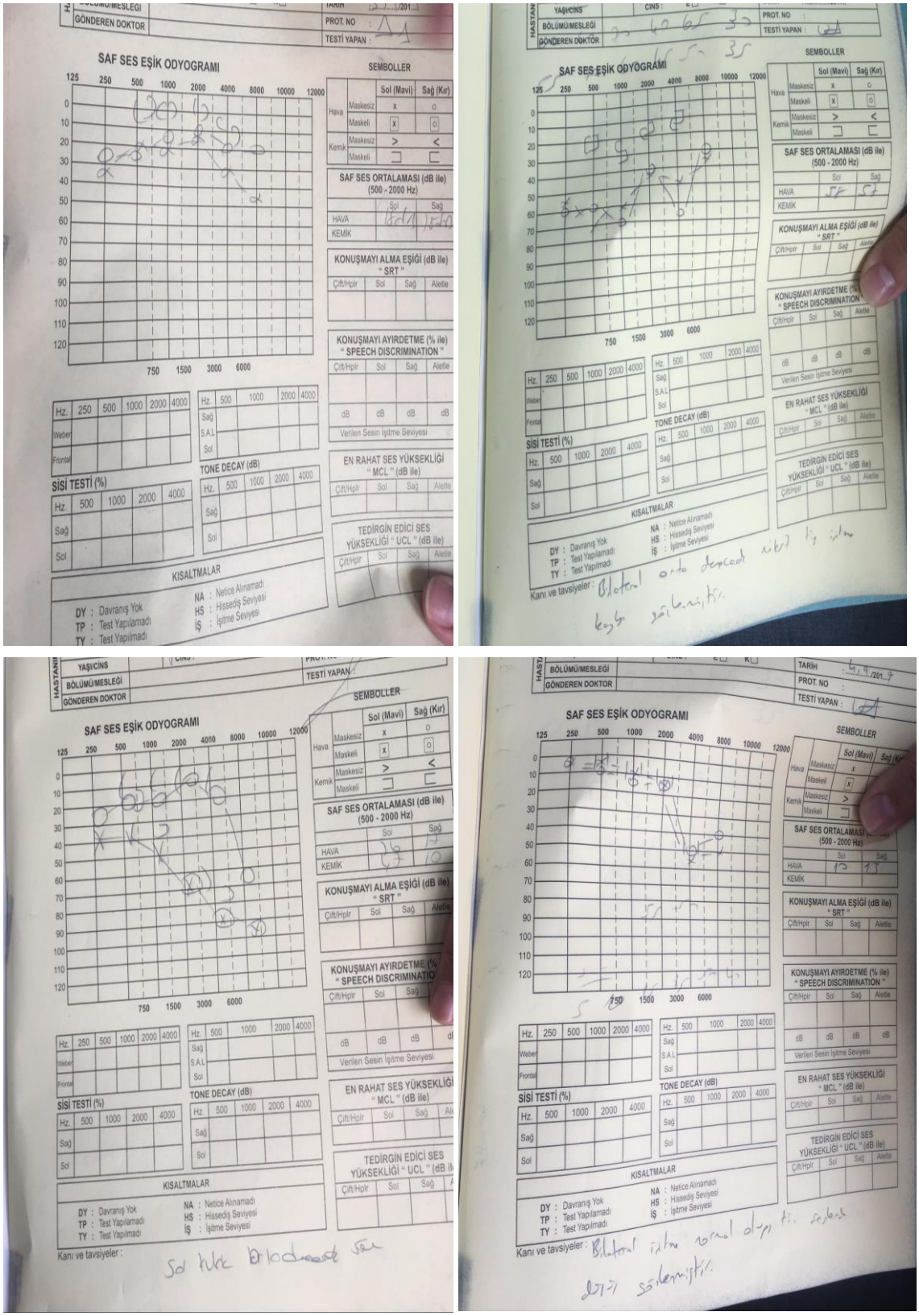




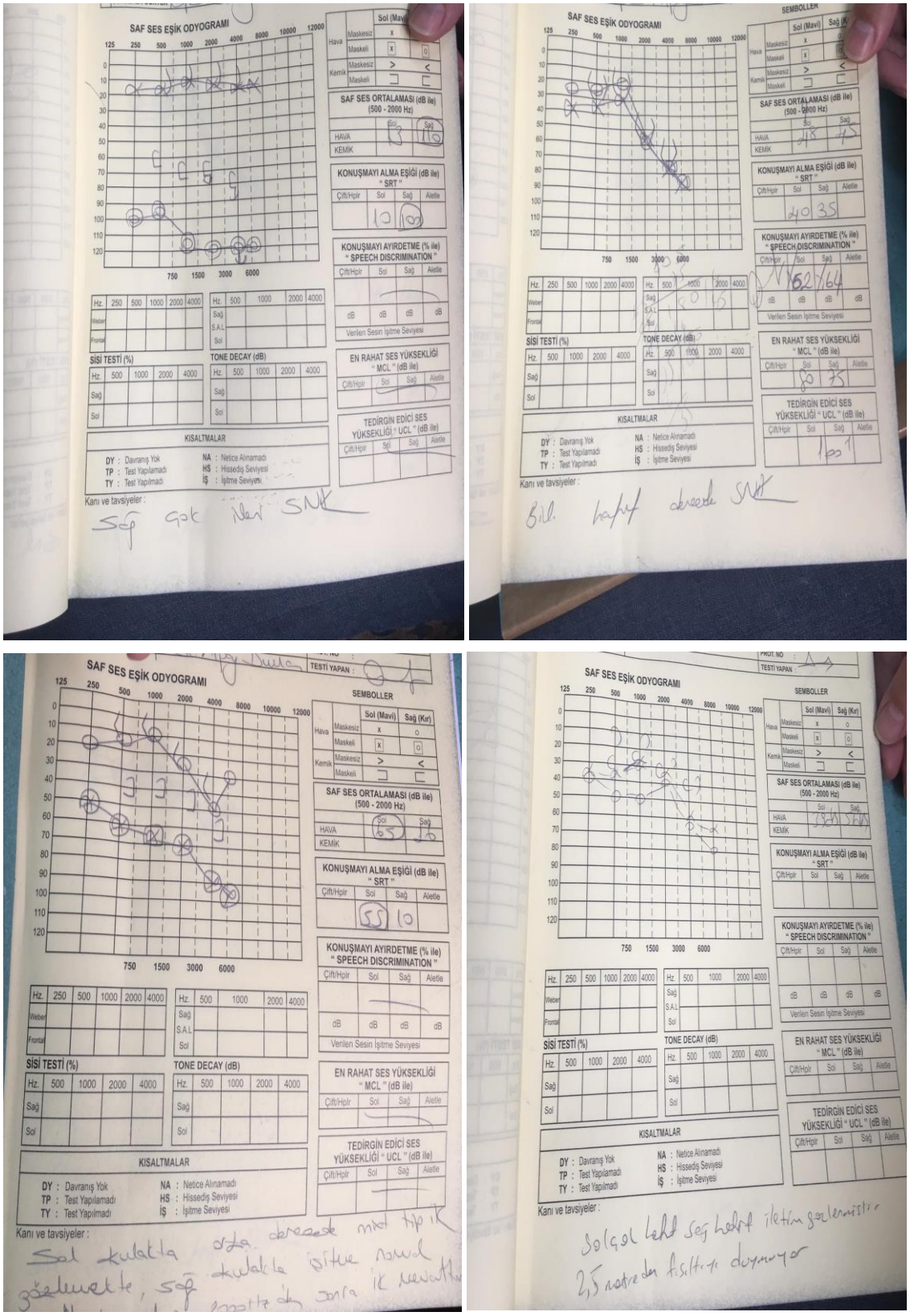




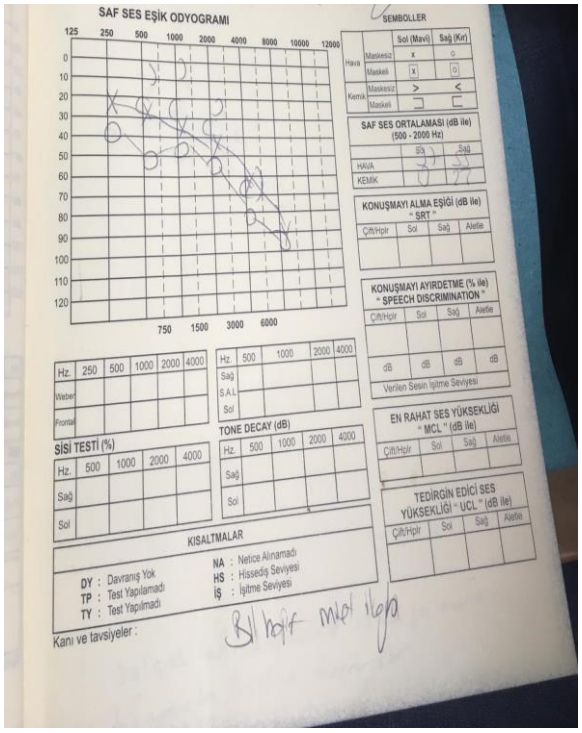
EK 5. (Devam) Afyonkarahisar Devlet Hastanesi Odyometri Bölümü'nden alınan test verileri.

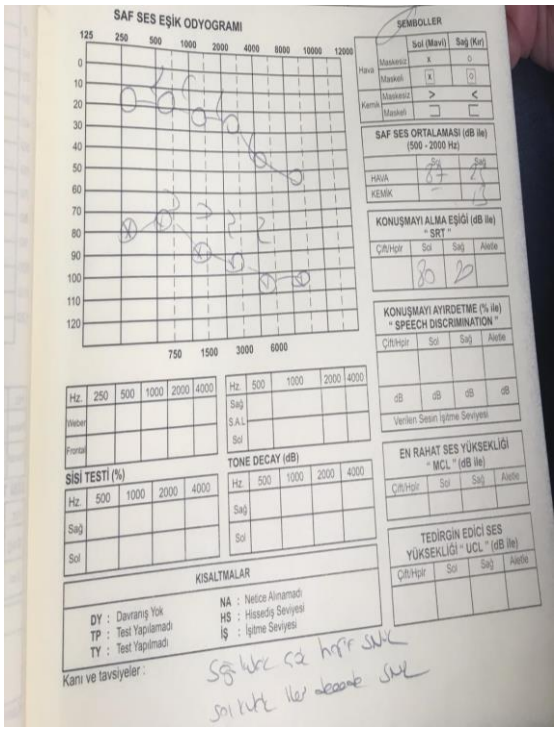


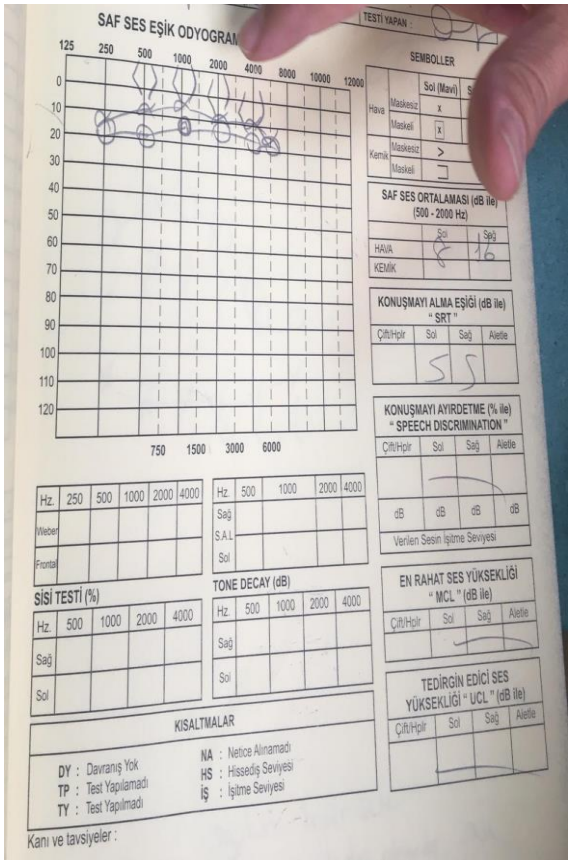
EK 5. (Devam) Afyonkarahisar Devlet Hastanesi Odyometri Bölümü'nden alınan test verileri.

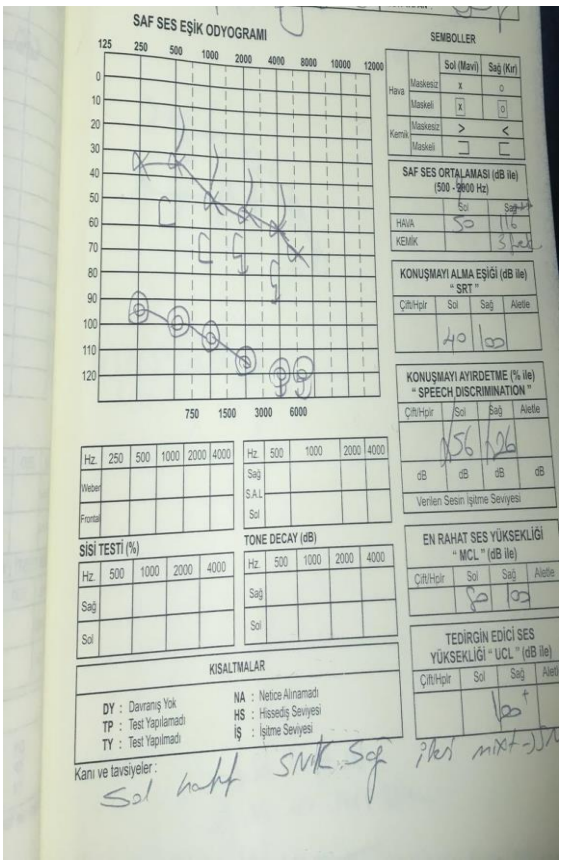


EK 5. (Devam) Afyonkarahisar Devlet Hastanesi Odyometri Bölümü'nden alınan test verileri.

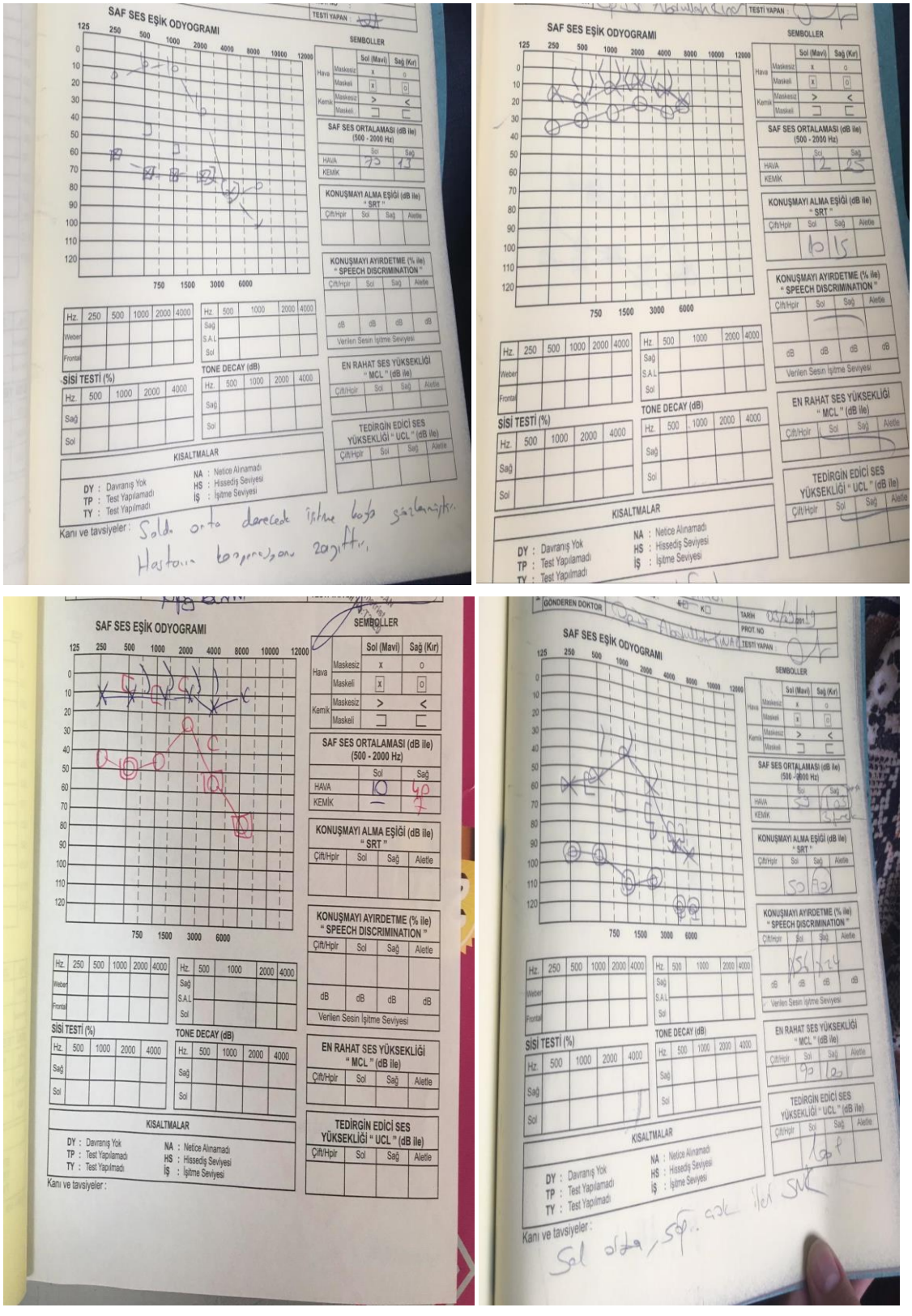




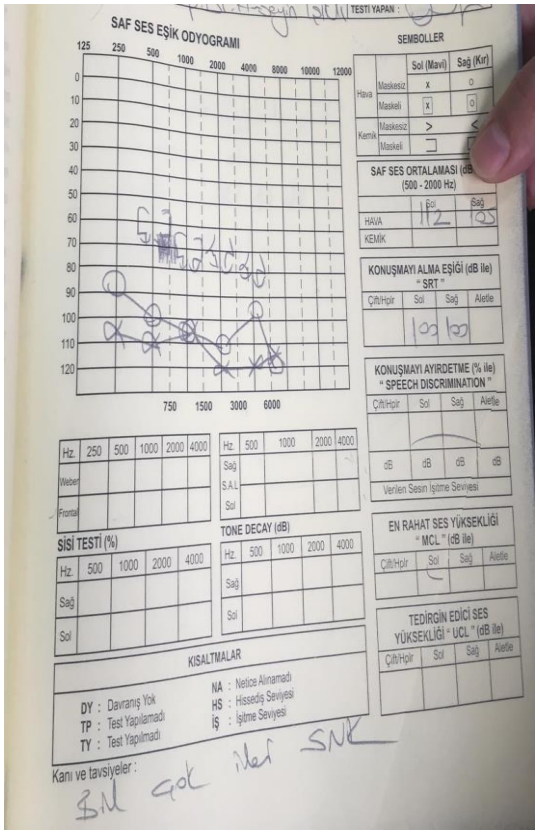


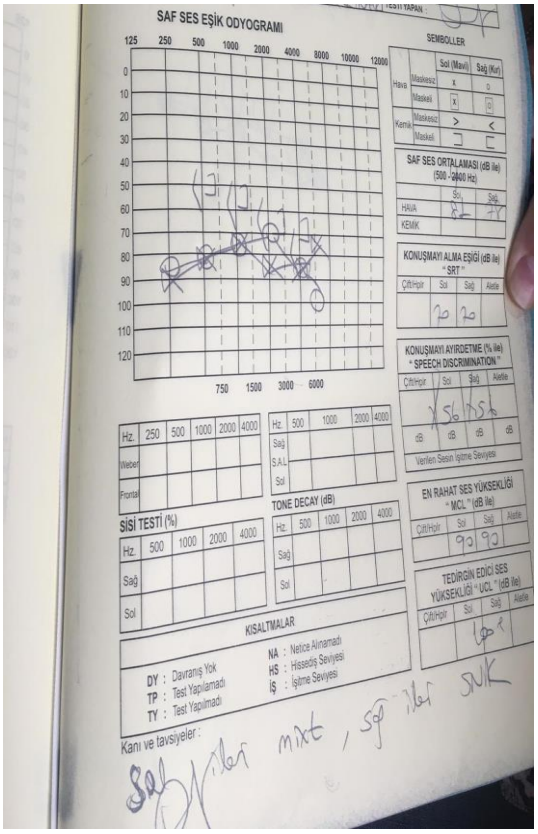


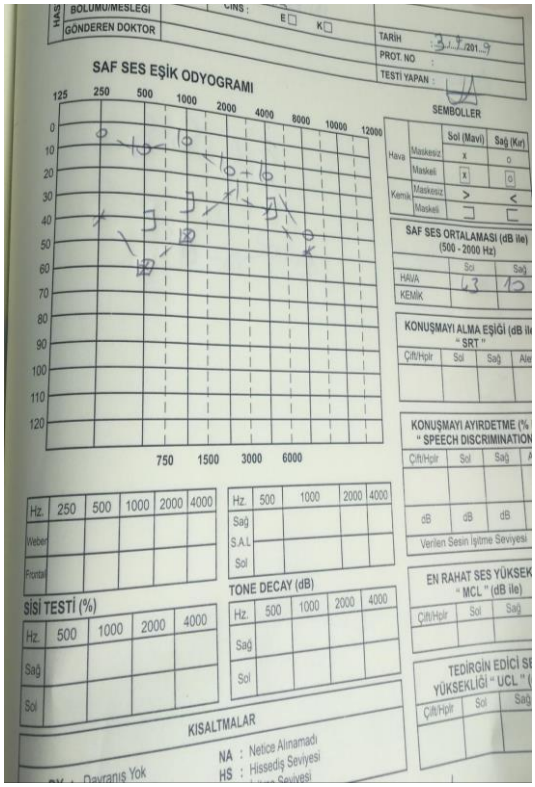
EK 5. (Devam) Afyonkarahisar Devlet Hastanesi Odyometri Bölümü'nden alınan test verileri.

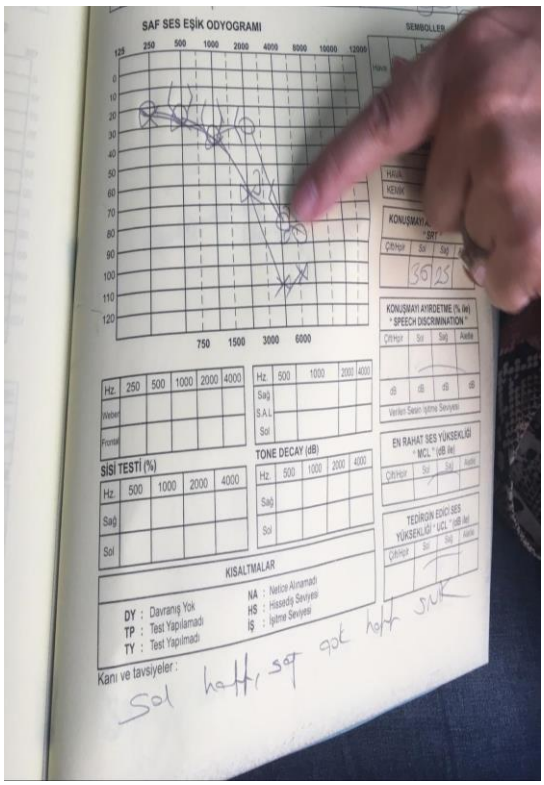


EK 5. (Devam) Afyonkarahisar Devlet Hastanesi Odyometri Bölümü'nden alınan test verileri.









EK 6. Tez için yapılan yayınlar.

YAPAY ZEKA DESTEKLI ODYOMETRI ÖLÇÜM SISTEMININ TASARIMI VE GERÇEKLEŞTIRILMESI

Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN[1], Müh. Büşra ER[2]

[1]Afyon Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi Biyomedikal Müh., ufidan@aku.edu.tr

[2]Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Müh., bsrer95@gmail.com

Özet

İşitme, dış ortamda bulunan akustik işaretlerin dış ve orta kulak yolu ile iç kulağa aktarılması sonucu oluşan fizyolojik işaretlerin işitme korteksine taşınması olayıdır. Dış, orta, iç kulak ve akustik sinirde meydana gelen patolojiler nedeniyle seslerin algılanamaması işitme kaybı olarak adlandırılmaktadır. İşitme kaybı iletim, sensörinöral ve miks tip olarak 3 kategoride sınıflandırılmaktadır. Tonal odyometri testiyle işitme kaybı tipi ve derecesi belirlenmektedir. Saf ses üreten, çeşitli maskeleme sesleri çıkartan, kemik yolu için bone transdüseri bulunan odyometre cihazları uygulayıcı tarafından manupile edilerek kullanılmaktadır. Bu çalışma odyometri uzmanına gerek duymadan okullarda, aile sağlık merkezi ve halk sağlığı merkezlerinde ön teşhis koymak için yapay zekâ destekli yazılım tabanlı bir sistem geliştirmeyi amaçlamaktadır. Bu amaçla geliştirilen sistemin arayüzü MATLAB 2017b programında hazırlanmıştır. Farklı desibel ve frekans değerlerindeki saf ses ve maskeli sesleri yazılım aracılığı ile kişiye uygulayarak hava ve kemik yolu testi yapılmaktadır. Test sonucunda elde edilen veriler yapay zeka algoritması ile analiz edilerek işitme kaybı tipi ve derecesi belirlenmektedir. Çalışma sırasında toplanan 202 adet verinin %70'i öğrenme, %15'i geçerlilik, %15'i test verisi olarak kullanılmıştır. Sisteme gösterilmeyen 41 adet veri ile sistem test edilmiş olup %99 doğruluk ve 0. 989 F-skoru ile sınıflandırma yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar sistemin ön tanı koymada etkin olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: İşitme kaybı, Yapay Zekâ, Tonal Odyometri, Ön Tanı Sistemi

302

ARTIFICIAL INTELLIGENCE SUPPORTED AUDIOMETRY MEASUREMENT SYSTEM DESIGN AND IMPLEMENTATION

Abstract

Hearing is the transfer of physiological signs to the auditory cortex as a result of transferring the acoustic signs in the external environment to the inner ear via the outer and middle ears. Hearing loss is the inability to detect sounds due to pathologies in the outer, middle, inner ear and acoustic nerve. Hearing loss is classified into 3 categories as conduction, sensorineural and mixed type. Tonal audiometry test determines the type and degree of hearing loss. Audiometer devices that produce pure sound, produce various masking sounds, and have a bone transducer for the bone path are used by manipulating the practitioner. This study aims to develop an artificial intelligence supported software based system for prediagnosis in schools, family health centers and public health centers without the need of an

EK 6. (Devam) Tez için yapılan yayınlar.

audiometry specialist. The interface of the system developed for this purpose has been prepared in MATLAB 2017b program. Air and bone path tests are performed by applying pure sound and masked sounds at different decibel and frequency values to the person via software. The data obtained from the test is analyzed by artificial intelligence algorithm and the type and degree of hearing loss is determined. Of the 202 data collected during the study, 70% were used as learning, 15% as validity and 15% as test data. The system was tested with 41 data not shown and 99% accuracy and 0.987 F-score were classified. The results show that the system is effective in the diagnosis.

Keywords: Hearing loss, Artifcial intelligence, Tonal audiometry, Pre-diagnosis System

1.Giriş

Bireyin toplumsal, sosyal, bedensel algısın güçlenmesinde önemli bir yere sahip olan işitme, dış ortamda bulunan ses dalgalarının sinir hücreleri ile işitme korteksine taşınması olayıdır. İşitme sistemi üzerinde meydana gelen fizyolojik problemler işitme kaybına neden olmaktadır. İşitme kaybına paralel olarak bireylerde bedensel, zihinsel ve psikolojik rahatsızlıklar gelişmektedir. Erken teşhis koyabilmek, uygun amplifikasyon aralığını ve tedavi yöntemini belirleyebilmek için işitme testi üzerine literatürde birçok çalışma yer almaktadır.

2011 yılında De Wet Swanepoel ve arkadaşları klinik ve iş ortamlarında işitme değerlendirmesini yapabilecek bilgisayar tabanlı odyometri sistemi geliştirmiş ve geleneksel odyometri yöntemiyle karşılaştırılmıştır. İki odyometri yöntemi için hava iletim yolu eşik farkı hastaların %90'ında ≤5 dB olarak ölçülmüştür. Kemik iletim eşik farkı ise hastaların %92'sinde ≤10 dB olarak belirlenmiştir. Çalışma sonucunda bilgisayar tabanlı odyometrinin, geleneksel odyometri güvenlik sınırları içerisinde olduğu kanıtlanmıştır (De Wet Swanepoel et al. 2011). Diğer bir çalışmada Apple IOS tabanlı otomatik işitme testinin uygulanabilirliği ölçülmüş ve geleneksel odyometri yöntemi ile karşılaştırılmıştır. Sessiz bir odada 42 kişi otomatik IOS tabanlı odyometri ve geleneksel odyometri yöntemi ile test edilmiştir. IOS tabanlı yöntem kullanılarak elde edilen eşik değerlerinin %96'sı, geleneksel odyometri kullanılarak elde edilen eşik değerlerinin ±10dB aralığında olduğu belirlenmiştir. Çalışmanın nitel değerlendirmesinde deneklerin %90'sının geleneksel odyometri yerine IOS tabanlı odyometriyi tercih ettiği belirtilmiştir (Foulad et al. 2013). 2018 yılında Wang ve arkadaşı tarafından yapılan çalışmada geleneksel sensörinoral işitme kaybını tanımlamak için evrişimsel sinir ağı modeli kullanılmıştır. Yaptıkları çalışmada sol taraftaki işitme kaybı % 96.33 ± 2.46, sağ taraftaki işitme kaybı % 96.67 ±2.22 ve sağlıklı olanlar %96.67 ±2.72 duyarlılıkla sınıflandırılmıştır (Wang et al. 2018). 2019 yılında Kumari ve arkadaşları tarafından yapılan diğer bir çalışmada travma veya hastalık öyküsü bulunan 105 çocuk odyometri ile analiz edilmiştir. Çalışmanın sonucunda erken tespit ve zamanında müdahale ile işitme engelini önlemeye yardımcı olacağı belirtilmektedir (Kumari et al. 2019).

303

Çocuklarda görülebilen işitme kaybı çocukların eğitim ortamında derslerini anlayamamasına ve konuya odaklanmamasına neden olup akademik hayatlarını etkilemektedir. İşitme kaybı konuşma bozukluklarını ve anlama bozukluklarını da beraberinde getirdiği için sosyal sorunlara da yol açmaktadır. Bu çalışma okullarda ve halk sağlığı merkezlerinde odyometri uzmanına gerek duymadan işitme yetisini ölçen ve yapay sinir ağı ile karar verebilen bir sistem geliştirmeyi amaçlamaktadır.

2. Materyal Ve Metot

EK 6. (Devam) Tez için yapılan yayınlar.

İşitme duyu sistemi (Şekil 1.) dış kulak, orta kulak ve iç kulak olmak üzere üç bölümden oluşur. Sesin toplanmasını ve ses kaynağının yerinin belirlenmesini sağlayan dış kulakta kulak kepçesi ve dış kulak yolu bulunur (Bakır, 2015). Kulak yolu üzerinden orta kulağa ulaşan ses çekiç, örs ve üzengi tarafından karşılanır. Çekiç ve örs kemikleri manivela gibi hareket ederek sesi 2.5 dB arttırır. Yükseltilmiş ses dalgaları üzengi kemiği üzerinden salyangoz sıvısına iletilir. Salyangozun apikal kıvrımda pes, bazal kısmında tiz sesler analiz edilir ve işitme sinirleri ile elektriksel işaret çevrilerek beynin işitme korteksine gönderilir. İşitme sisteminin çalışma yapısını bozan herhangi bir durumda işitme kaybı meydan gelmektedir (Madanoğlu, 2003).



Şekil 1. İşitime Duyu Sistemi

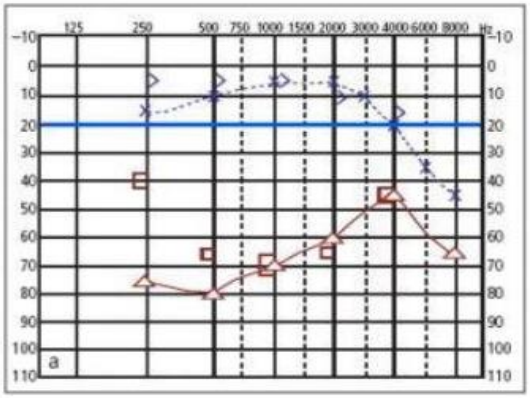
İletim, sensörinöral ve mikst tipi olmak üzere üç tip işitme kaybı bulunmaktadır. Kemik yolu işitme eşikleri normal sınırlarda iken hava yolu işitme eşikleri ile kemik yolu işitme eşikleri arasında 5dB'i aşan farklar varsa iletim tipi işitme kabı olarak adlandırılmaktadır. Dış ve orta kulaktaki problemler iletim tipi işitme kaybına neden olmaktadır. Hava yolu işitme eşikleri normal sınırların dışında iken kemik yolu işime eşikleri hava yolu işitme eşikleri ile çakışık elde edilmişse sensörinöral işitme kaybı olarak sınıflandırılır. Sensörinöral işitme kaybı iç kulaktaki problemi göstermektedir. İletim ve sensörinöral işitme kaybını gösteren parametrelerin ölçülmesi mikst tipi işitme kaybı olarak değerlendirilir (Çelik, 2007., Yiğit, 2012).

2.1 Tonal Odyometri

Tonal odyometri testinde kullanılan odyometri cihazları kalibre edilmiş saf ses üreten, konuşma ve çeşitli maskeleme sesleri çıkartan mikrofonlu, kulaklıklı ve kemik yolu için vibratörlü cihazlardır. İşitme eşiğini saptamaya yarayan tonal odyometri yöntemi, ses yalıtımı olan bir ortamda hava ve kemik yolu iletim değerlerini ölçmek için sağ ve sol kulağa ayrı ayrı uygulanan saf ton seslerini kullanır. Hava yolu testinde -10 dB ve 120 dB arası saf sesler, 125 Hz ve 8000 Hz frekans aralığında kişiye dinletilmektedir. Saf sesler her frekans değeri için düşük desibel değerinden yüksek desibel değerine doğru dinletilmektedir. Kemik yolu iletim eşikleri ölçümü için -10 dB ve 120 dB arası saf sesler 500 Hz ve 4000 Hz frekans aralığında dinletilmektedir. Kişinin test esnasında uygulanan sesi duyduğu, ellindeki butona basması ile kontrol edilmektedir. Kişiden dinletilen seslere verdiği tepkiler odyogram (Şekil 2.) üzerine işaretlenerek işitme testi gerçekleştirilmektedir. Sonuçta duyma eşikleri odyogram adı verilen

EK 6. (Devam) Tez için yapılan yayınlar.

grafik ile tespit edilmektedir. Odyogram üzerinde sesin verildiği yöntemi belirlemek için farklı sembol ve renkler kullanılmaktadır (Davies, 2016).



Sağ kulak hava yolu kırmızı renkli **"O"** işareti ile,
Sağ kulak kemik yolu kırmızı renkli **"<"** işareti ile,
Sağ kulak maskeli hava yolu" kırmızı renkli **[O]** işareti ile,
Sağ kulak maskeli kemik yolu kırmızı renkli **"["** işareti ile,

Sol kulak hava yolu mavi renkli **"X"** işareti ile,

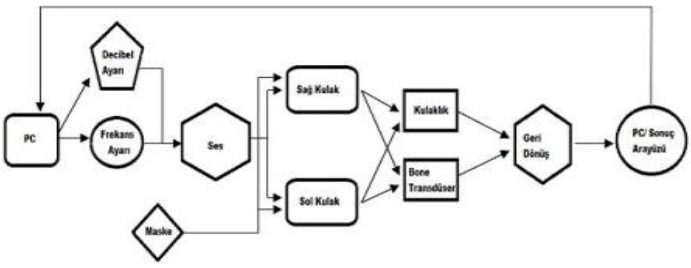
Sol kulak kemik yolu mavi renkli **">"** işareti ile,
Sol kulak maskeli hava yolu mavi renkli **[X]** işareti ile,
Sol kulak maskeli kemik yolu mavi renkli **"]"** işareti ile gösterilmektedir.

305

Şekil 2. Odyogram Grafiği ve Kullanılan Semboller

2.2. Yapay Zeka Destekli Otonom Odyometri Sistemi

Donanım ve yazılım olmak üzere iki temel bölümden sistemin genel blok diyagramı Şekil 3.'te verilmiştir. Sistem yazılım birimi Matlab GUI ortamında tasarlanmıştır. Saf sesler arayüz yazılımında bulunan desibel ve frekans paneliyle istenilen desibel ve frekans değerinde sentetik olarak üretilmektedir.



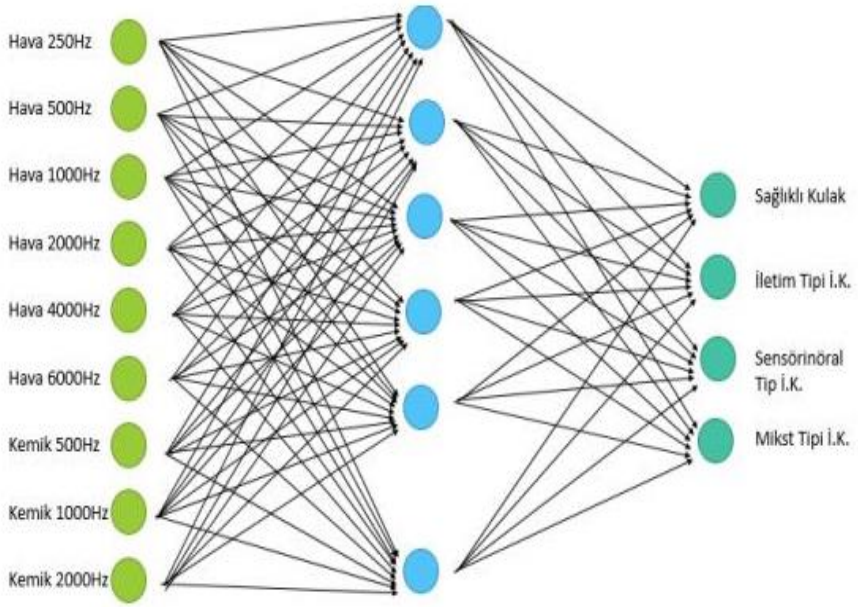
Şekil 3. Gerçekleştirilen Sistemin Genel Blok Diyagramı

Desibel ayarı -10dB ve 120dB arasında frekans ayarı ise 125 Hz ve 8000 Hz arasında ayarlanabilmektedir. Üretilen seslerin frekans değeri dijital osiloskop ile ölçülmüştür. Ancak sesin desibel değeri ölçüm sisteminin etkiliği açısından önem taşımaktadır. Bu sebeple Lutron marka SL-4012 model dijital ses seviye ölçeri ve Lutron marka SC-942 model ses seviyesi ölçüm cihazı sistemin kalibrasyonunda kullanılmıştır. Yapılan kalibrasyonla birlikte oluşan ses çıkışı sağ ve sol kulağa düşük frekans ve desibelden başlayarak bireyin duyma eşiği tespit edilene kadar yükseltilir. Bireyin butona basması sonucunda elde edilen veriler hem odyogram grafiğinin hem de yapay sinir ağı giriş parametrelerini oluşturmaktadır.

306

Sisteme entegre edilen Yapay Sinir Ağı (YSA) Matlab "nftool" aracılığıyla eğitilmiştir. YSA'lar girişi katmanı gizli katmanlar ve çıkış katmanı olarak 3 ana katmanda çalışmaktadır. Bu çalışmada YSA modeli sağlıklı kulak, iletim tipi, sensörinöral ve mikst tip işitme kaybını sınıflandırmakta kullanılmıştır. Şekil 4'de çalışmada kullanılan 11 giriş katmanı, 18 gizli katman ve 4 çıkışlı YSA görülmektedir. YSA eğitiminde Levenberg-Marquardt algoritması kullanılmıştır.

EK 6. (Devam) Tez için yapılan yayınlar.



Şekil 4. Oluşturulan Yapay Sinir Ağları

2.2.1.Levenberg-Marquardt Algoritması

Çalışmada odyometri merkezinden alınan veriler kullanılmıştır. 60 adet sağlıklı, 60 adet iletim tipi, 60 adet sensörinöral ve 60 adet mikst tip işitme kaybı olan toplam 240 kişiye ait veri seti bulunmaktadır. Verilerin 200'ü ağın eğitilmesi, kalan 40'si ise ağın testinde kullanılmak üzere ayrılmıştır. Levenberg-Marquardt yaygın kullanılan bir optimizasyon algoritmasıdır. Dik iniş (steepest descent) ve Newton algoritmalarından türetilmiştir. Yapay Sinir Ağlarının katmanlar arası bağlantı ağırlıkları Eşitlik 1'deki denklem ile sağlanmaktadır.

$$\Delta w = (J^T * J + \mu * I) * J^T * e \qquad (1)$$

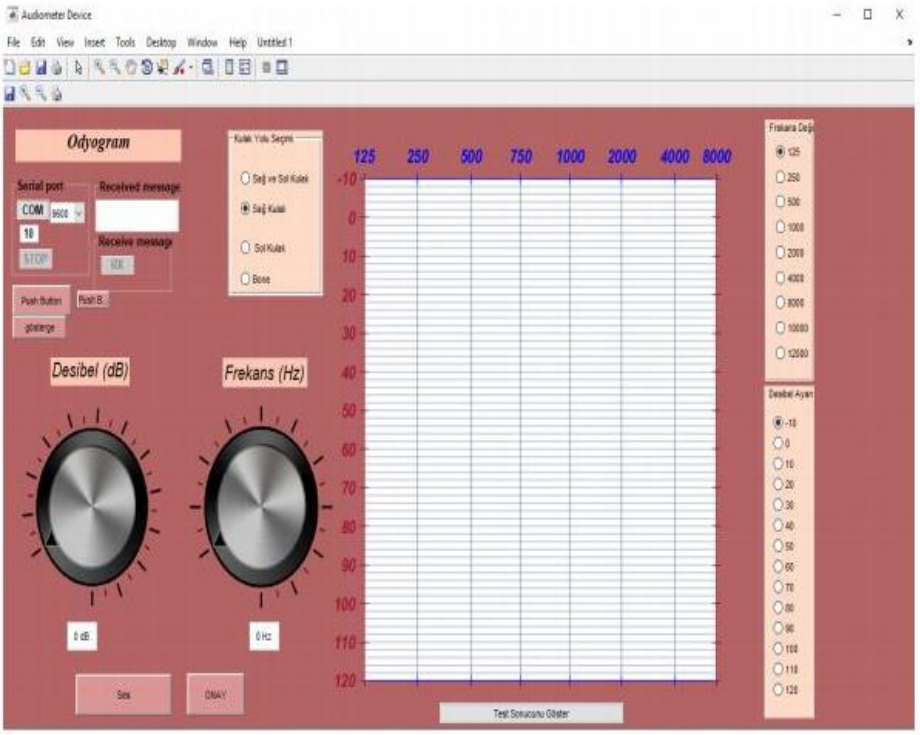
Denklemde w ağırlık vektörünü, I birim vektörünü, μ kombinasyon katsayısıdır. J ile [(Pxn),N] boyutunda Jakobenmatrisini, e ile [(Pxn),1] boyutunda hata vektörünü ifade etmektedir. P, eğitim örnek sayısını, n çıkış sayısını ve N ağırlık sayısını göstermektedir. μ ayarlanabilir bir parametredir. Eğer bu parametre çok büyükse yöntem dik iniş metodu gibi çok küçükse Newton metodu gibi davranmaktadır. Bu parametre için uyarlamalı bir yapı Eşitlik 2'de verilmiştir. Eşitlik 2'de kullanılan E sembolü uygunluk değerini göstermektedir (Fidan et al. 2016).

EK 6. (Devam) Tez için yapılan yayınlar.

$$\mu(t) = \begin{cases} \mu(t) * k & E(t) > E(t-1) \\ \frac{\mu(t)}{k} & E(t) \leq E(t-1) \end{cases} \quad (2)$$

3. Bulgular

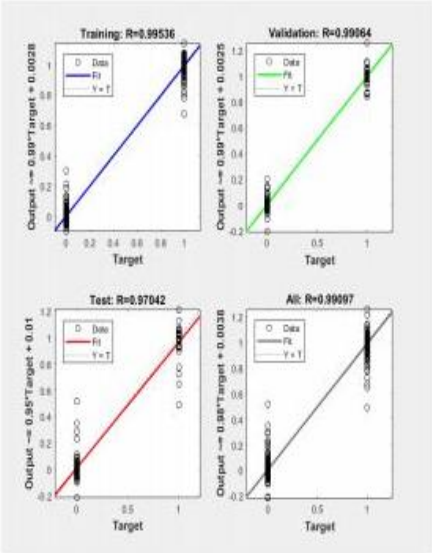
Şekil 5.'te Matlab GUI ortamında hazırlanan programın arayüzü görülmektedir. Yazılım denekten gelen işaretlemeleri almak için 9600baut 8N1 formatındaki RS232 haberleşme protokolünü kullanmaktadır. Kullanıcı kulak yolu seçim bölümünden test etmek istediği kanalı seçmektedir. Seçim yapıldıktan sonra uygulayıcı saf sesin desibel ve frekans değerini ayarlar "Ses" butonu ile çıkışa gönderir. Denek verilen sesi algıladı ise elindeki butona basarak sisteme girdi oluşturur. Elde edilen veriler odyogram grafiğinin oluşturulmasında kullanılır. Test tamamlandıktan sonra "Test Sonucunu Göster" butonuna basarak yapay sinir ağınca verilen kararı görebilmektedir.



Şekil 5. Matlab GUI Arayüzü

EK 6. (Devam) Tez için yapılan yayınlar.

200 veri seti YSA'nın eğitiminde kullanılmıştır. Veri setini %70'i öğrenme, %15'i doğrulama ve %15'i de test için kullanılmıştır. Ağın öğrenme başarımı Şekil 6a'da görülmektedir. Öğrenme oranı %99.54, doğrulama oranı %99.06, test oranı %97.04 ve genel öğrenme oranı ise %99.10 olduğu görülmüştür. Yapay Sinir Ağı'nın doğruluğunu test etmek için öğrenme sürecine dâhil edilmemiş 40 adet test verisi ayrılmıştır. 40 test verisi içinde 10 sağlıklı, 10 iletim, 10 sensörinöral ve 10 adet mikst tipi işitme kaybına ait veriler yer almaktadır. YSA'nın başarımı Şekil 6b.'de görülen ikili sınıflandırma yöntemi test edilmiştir. Sistem 40 verinin 39'unu doğru 1 tanesini yanlış sınıflandırmıştır. Yapılan test sonucunda sistemin doğruluğunu gösteren F-skoru 0.989 olarak belirlenmiştir. Geliştirilen yapay sinir ağının sisteme hiç gösterilmeyen verilerle test edildiğinde elde edilen sonuçlar geliştirilen sistemin başarısının yüksek ve odyometri sisteminde kullanılabilir olduğu görülmektedir.



a) Matlab Öğrenme Grafikleri



b) YSA'nın Gizli Test Verilerindeki Başarımı

Şekil 6. Yapay Sinir Ağının Başarımı

309

4. Sonuç

Kişiler duydukları sesleri işitme kaybı derecesine göre anlamlandırmakta zorluk çekmektedir. Bu durum özellikle okul çağındaki çocukların akademik başarasını etkilemektedir. Öğretmenler öğrencilerin görme ile ilgili problemlerini bilmekte ve ona göre sınıf içi oturma planı hazırlamaktadır. Ancak duyma ile ilgili problemler ileri seviyede veya sağlık kurumlarına başvurulması ile tespit edilebilmektedir. Bu nedenle işitme problemi olan öğrenciler öğrenme güçlüğü olan öğrenciler karıştırılmaktadır. Bu durum hem öğrenci hem de ailesi açısından sosyal ve psikolojik sıkıntılara neden

EK 6. (Devam) Tez için yapılan yayınlar.

olmaktadır. Geliştirilen yapay zekâ destekli bilgisayar tabanlı sisteminin odyometri uzmanına gereksinim duymadan işitme kaybı ön tanısı koymada etkili olacağı değerlendirilmektedir. Ancak elde edilen bulguların genelleştirebilmesi için gerekli etik izinler alındıktan sonra denek grubunun denenerek sistemin geçerlilik ve güvenirlilik testlerinin yapılması gerekmektedir.

Teşekkür

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesi için gereken altyapı desteğinden dolayı Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne teşekkür ederiz (19.FEN. BİL.18).

Kaynakça

Bakır, S. (2015). "KBB notları", Ankara: Derman Tıbbi Yayıncılık.

Çelik, O. (2007). Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi(2. Baskı). İzmir: Asya tıp Kitabevi.

Davies, R. A. (2016). "Audiometry and other hearing tests", In Handbook of clinical neurology 137, 157-176.

Fidan, U., Sarı, İ., & Kumrular, R. K. (2016). Classification of skin lesions using ANN. In 2016 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO) (pp. 1-4). IEEE.

Foulad, A., Bui, P., & Djalilian, H. (2013). "Automated audiometry using apple iOS-based application technology", Otolaryngology–Head and Neck Surgery, 149(5), 700-706.

Kumari, R., Jain, R. K., & Kumar, D. (2019). A study of brainstem evoked response audiometry in children with severe hearing loss. International Journal of Otorhinolaryngology and Head and Neck Surgery, 5(3), 678-682.

Madanoğlu, N. (2003). "Dış ve orta kulağın işitme mekanizmasındaki yeri", Otoskop, 1, 33-38.

Swanepoel, D. W., & Biagio, L. (2011). "Validity of diagnostic computer-based air and forehead bone conduction audiometry", Journal of Occupational and Environmental Hygiene, 8(4), 210-214.

Wang, S. H., Hong, J., & Yang, M. (2018). Sensorineural hearing loss identification via nine-layer convolutional neural network with batch normalization and dropout. Multimedia Tools and Applications, 1-16.

Yiğit Ö., Batioğlu Karaaltin A. (2012). " İşitme Kayıpları", Klinik Gelişim ,25 (4), 66-72.