

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**VESTİBÜLER SİSTEM KAYNAKLI RAHATSIZLIKLARIN KUVVET
ALGILAYICILARI TABANLI ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tunay ÇAKAR

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Programı

EKİM 2019

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**VESTİBÜLER SİSTEM KAYNAKLI RAHATSIZLIKLARIN KUVVET
ALGILAYICILARI TABANLI ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Tunay ÇAKAR
(504101125)**

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Serhat İKİZOĞLU

EKİM 2019

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504101125 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Tunay ÇAKAR, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “VESTİBÜLER SİSTEM KAYNAKLI RAHATSIZLIKLARIN KUVVET ALGILAYICILARI TABANLI ANALİZİ” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr. Serhat İKİZOĞLU**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri: **Prof. Dr. Hakan ÜNDİL**
Nişantaşı Üniversitesi

Dr. Öğr. Üy. Deniz YILDIRIM
İstanbul Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : 09 Eylül 2019
Savunma Tarihi : 07 Ekim 2019



ÖNSÖZ

Bu çalışma denge sorunları tespiti ve analizi için yapılmış olup, veri toplama ünitelerinin hazırlanması ve alınan değerlerin aktarılması odaklıdır.

Bu kapsamda hasta ve sağlıklı deneklerin, belirlenen parkur üzerinde yürümesi sağlanmış, hazırlanan sistem ile de veriler toplanmış ve kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Verilerin elde edilmesi ve yorumlanması aşamalarında çalışmamıza destek veren İstanbul Üniversitesi Odyoloji Bölüm başkanı Prof.Dr. Ahmet Ataş ve Dr. Eyüp Kara hocalarıma ve tez danışmanım olan İTÜ Kontrol ve Otomasyon Bölümü öğretim üyesi Doç.Dr. Serhat İkizoğlu hocama sonsuz teşekkür ederim. Çalışmamız, TÜBİTAK 1001 Projesi çerçevesinde desteklenen ‘Dinamik Vestibüler Sistem Analiz Algoritması Geliştirilmesi ve Denge Tespit Cihazı Tasarımı’ başlıklı projenin bir parçasıdır (Proje no: 115E258). Desteklerinden ötürü Tübitak’a teşekkürlerimi sunarım.

Ekim 2019

Tunay Çakar
Elektrik-Elektronik Mühendisi



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
KISALTMALAR.....	xi
SEMBOLLER.....	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
ÖZET	xix
SUMMARY.....	xxi
1. GİRİŞ	1
1.1 Amaç.....	2
1.2 Literatür Araştırması	2
2. VERİ TOPLAMA	5
2.1 Veri Toplama Sistemi Gereksinimlerinin Belirlenmesi	5
2.2 Algılayıcı Seçimi	5
2.3 Algılayıcı Yerleşimleri	7
2.4 Veri Toplama Seti.....	10
2.5 Veri Toplama Seti Programı Akış Diyagramı	12
2.6 Veri Toplama Ortamı	13
2.7 Algılayıcı Düzeneginin Karakteristik Eğrisinin Elde Edilmesi.....	14
3. VERİ ANALİZİ.....	17
3.1 Algılayıcıların Aktif Olma Oranlarının Bulunması.....	18
3.2 Algılayıcıların Yüklenme Oranlarının Bulunması	19
3.3 Algılayıcıların Bozulma Değişkenlerinin Bulunması	19
4. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	21
4.1 Deneysel Sonuçlar	21
4.1.1 Algılayıcıların aktif olma oranlarına ait veriler.....	21
4.1.2 Algılayıcıların yüklenme oranlarına ait veriler	22
4.1.3 Algılayıcıların bozulma değişkeni verileri.....	22
4.2 Değerlendirme	23
4.3 Sonuçlar	25
4.4 Çalışmanın Uygulama Alanı	25
KAYNAKLAR.....	27
EKLER.....	29
ÖZGEÇMİŞ.....	35

KISALTMALAR

BPPV	: Benign paroksizmal pozisyonel vertigo
ABD	: Algılayıcı Bozulma Değişkeni
SVM	: Support Vector Machines
KNN	: K-Nearest Neighbors





SEMBOLLER

A_T	: Bir adımda algılayıcıya ait toplam yüklenme değeri.
C_k	: k'ıncı harmoniğin efektif değeri.
C_0	: DC bileşen
kg	: Kilogram
g	: Gram
mm	: Milimetre
cm	: Santimetre
m	: Metre
t	: Zaman
Ω	: Direnç birimi
g	: Yerçekimi ivmesi
s	: Saniye



ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 : Algılayıcı özellikleri	6
Çizelge 4.1 : Denek özellikleri	21
Çizelge 4.2 : Temel öznitelikler için etkili olan algılayıcı verileri	23
Çizelge 4.3 : Makine öğrenimi başarımları	24





ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : PL-2728 kuvvet algılayıcısı görseli.....	6
Şekil 2.2 : Örnek algılayıcı yerleşimi 1	7
Şekil 2.3 : Örnek algılayıcı yerleşimi 2	7
Şekil 2.4 : Örnek algılayıcı yerleşimi 3	8
Şekil 2.5 : Örnek algılayıcı yerleşimi 4	8
Şekil 2.6 : Örnek algılayıcı yerleşimi 5	8
Şekil 2.7 : Tabanlık üzerinde algılayıcı yerleşimi	9
Şekil 2.8 : Tabanlık iç görünüş ve algılayıcı numaralandırma	9
Şekil 2.9 : Veri toplama seti.....	10
Şekil 2.10 : Veri toplama ünitesi şeması.....	11
Şekil 2.11 : Veri toplama programı akış diyagramı.....	12
Şekil 2.12 : Denek üzerine yerleştirilmiş veri toplama seti	13
Şekil 2.13 : Algılayıcı karakteristik eğrisi	14
Şekil 2.14 : A0 Algılayıcısı örnek gerilim-zaman grafiği	15
Şekil 2.15 : A0 Algılayıcısı örnek ağırlık-zaman grafiği.....	15
Şekil 3.1 : Bir adımda algılayıcıların aktif olma süreleri.....	18
Şekil 3.2 : Adım süresince algılayıcıların yüklenme oranlarının görseli.....	19
Şekil 3.3 : Örnek frekans spektrumları	20
Şekil 4.1 : Örnek ‘algılayıcıların aktif olma oranları’	21
Şekil 4.2 : Örnek ‘algılayıcıların yüklenme oranları’	22
Şekil 4.3 : Örnek ‘algılayıcıların bozulma değişkenleri’	23



VESTİBÜLER SİSTEM KAYNAKLI RAHATSIZLIKLARIN KUVVET ALGILAYICI TABANLI ANALİZİ

ÖZET

Bu çalışma, denge sorunu yaşayan kişilerin rahatsızlıklarının belirlenmesine yönelik geniş kapsamlı bir projenin önemli bir parçasıdır. Tüm proje temel olarak iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada kişinin “hasta” ya da “sağlıklı” gruplardan hangisine ait olduğu belirlenmekte; kişi hasta grubuna dahil olduğu takdirde, ikinci aşamada hastalığı tespit edilmeye çalışılmaktadır. Çalışmamızda, öncelikle birinci aşamada kullanılacak olan verilerin elde edilmesi faaliyetleri yürütülmüştür. Bu amaçla, üzerine kuvvet algılayıcılarının yerleştirildiği tabanlar üretilmiştir. Tabanlar, deneklere ait ayakkabılar içerisine konularak yürüyüş boyunca gerçek zamanlı veri toplanmış, sağlanan verilerden hareketle yürüyüşü karakterize edecek çeşitli öznitelikler elde edilmiştir. Bu öznitelikler değerlendirilerek hasta-sağlıklı şeklinde bir ikili sınıflama yapılmıştır. Bu işlemdeki başarı %96 olarak belirlenmiştir. Her ne kadar geline nokta önemli bir başarıyı işaret ediyor ise de, çalışma, güvenilirliğin artırılması amacıyla denek sayısı hacminin yükseltilmesi, ayrıca yeni öznitelikler elde edilmesi doğrultusunda sürdürülmektedir. Sağlık dışında spor vb. farklı alanlarda da uygulanabilecek olması, çalışmanın değerini önemli ölçüde arttırıcı niteliktedir.



FORCE SENSOR BASED ANALYSIS OF VESTIBULAR SYSTEM DISORDERS

SUMMARY

The vestibular system is a system that allows us to keep our balance. This system senses the position and motion of our head in three-dimensional space through its sensors in our inner ear, automatically generates the necessary signals and thus enables us to maintain our balance. Vestibular system-related disorders can significantly affect the daily life of an individual and reduce the quality of life.

This study is an important part of the comprehensive project that aims to identify the discomfort of people who experience balance problems. The project consists of two phases. The first phase is to determine that an individual belongs to which of the “patient” or “healthy” groups. The second phase is to determine the type of disease of the individual identified as being included in the patient group. The activities of gathering the data to be used in the first stage were firstly carried out in this study.

For this purpose, it was aimed to walk the subject along the specified path and to measure the weight changes under the soles of the feet during this walk. Accordingly, a system was designed which could be placed into the shoes of the subjects and would allow real-time data collection during their walks. The characteristics and requirements of such systems were investigated by making a literature review before designing the system. Products were made by taking into consideration such data.

The components of this system consist of the insoles with force sensors placed into the subject's own shoes and of an electronic unit that transfers data from these insoles wirelessly to the computer. The durable and soft plastazote material used in the production of orthopedic products were used in the production of insoles. In addition, insoles were manufactured for five different sizes of the shoe so that different subjects could use them (36-38-40-42-44).

Literature research has been made for the selection of the sensor to be used, sensor types have been investigated and, consequently, it has been decided to use the PL-2728 coded resistive sensor. The sensor has high repeatability of measurement and light, thin, flexible and durable structure, ease of application, cost-effective and low power consumption. All these factors have become effective in its selection.

The literature review was also made for the sensor placement to be made inside the insoles, the sensor placement in the previous studies was examined and the locations were determined for accurate measurement of body weight distribution. Arduino Mega set and HC-06 Bluetooth module connected to this set were used to transfer the data obtained from the soles to the computer in the wireless environment. In addition, the data from the sensors were transferred to a voltage divider circuit, and thus the values corresponding to the weight of the subject were obtained. Data from four sensors in each shoe of the subject were transferred to analog inputs of Arduino Mega set placed on the subject. Next, these data were transferred to a computer via Bluetooth module in real-time.

Since the output of the sensor and of the voltage divider circuit was not linear, it was needed to obtain the characteristic curve of the sensor. Necessary apparatus was established, weights were placed on the sensor, output values were recorded and the characteristic curve was drawn. Then, the equation giving the result closest to the characteristic curve was obtained by the curve fitting method. The tension values were calculated through this equation and the weight values were obtained.

The data required for walking analysis were obtained through the walking of diseased and healthy subjects on the path in the Audiology Department, Cerrahpaşa Medical School, İstanbul University; all following ethics committee approval.

Data analysis studies were performed in time and frequency domains in order to determine the attributes to be used in the analysis. The aim of this study was to examine individually each of the steps taken during the walking analysis and to evaluate any gait abnormalities that might occur.

Time-dependent studies were conducted in two phases. In the first phase, at what rate the force sensors are active during a step was evaluated. For this purpose, the time the sensor is active during a step was proportioned to the duration of the step. Here, the step time was defined as the time passing from the heel touching to the ground to discontinuation of contact of the big toe with the ground. In the second phase, the distribution of the weight applied by the subject to the sensors in one foot was examined during a step and the result of the relation used here was called the sensor loading rate. The sensor loading ratio was calculated by dividing the area value under the weight-time curve of the respective sensor in one step by the sum of the area values of all sensors in the same foot.

In the frequency domain analysis, harmonic distortion variables of the force sensor data were evaluated as a measure of staggering. In our analysis, the force data of the sensors in each step were examined by Fourier Transform and the harmonic distortion variables were calculated using the data.

In the experimental results section, sensor activation rates, sensor loading rates and sensor harmonic distortion variables of a patient and a healthy subject were presented.

When the data were examined, it was seen that different sensor data were effective for different attributes. It has been found necessary and sufficient to consider the data of certain sensors in order to obtain the attributes to be used in the classification process. In light of this information, 18 attributes based on the correlations between the selected sensors were decided to use in the data analysis. By evaluating these attributes, a dual classification was made as patient-healthy.

The machine learning algorithms were assessed by transferring the attributes obtained from the subjects to Matlab. As a result of 12 machine learning algorithms, the highest performance was achieved with Support Vector Machines (SVM) by 96% accuracy. Support Vector Machines are an effective and simple method used to classify data. For classification, two groups are formed in the plane using the data obtained from the patient and healthy subjects, then parallel lines are drawn closest to the two groups in the same plane and a common boundary line is created by being approached these lines. In this respect, it should be noted that each attribute used to separate the two groups will define a new plane. The evaluation at this point shows that increasing the number of attributes will increase the performance rate.

Although the present situation is an important achievement, the study should be carried out in a way that will increase the number of subjects and obtain new features in order to increase reliability. In addition, the creation of disease libraries using the data on subjects diagnosed with the disease for the disease diagnosis phase is one of the objectives in comprehensive research including this study.

The fact that the data obtained through the studies carried out within the scope of this project can be applied to different fields such as sports and games, as well as health, would increase the value of the study significantly.





1. GİRİŞ

Bu çalışma, denge sorunu yaşayan kişilerin, klinik bulgularının elde edilmesi amacı ile yapılmıştır. Bu amaç ile kuvvet algılayıcıların kullanıldığı tabanlıklar imal edilerek, hasta ve sağlıklı deneklerden alınan veriler kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılmış ve analizleri gerçekleştirilmiştir.

Vestibüler sistem, dengemizi korumamızı sağlayan bir sistemdir. Bu sistem iç kulağımızda bulunan algılayıcılar aracılığı ile uzayda başımızın konumunu ve hareketlerini tespit ederek, gerekli sinyalleri otomatik olarak üretir ve böylece dengemizi korumamızı sağlar.

Net sınırlamaları olmamasına rağmen, denge bozuklukları aşağıdaki şekilde sınıflanır:

1. Dizziness (mutlak bir baş dönmesi)
2. Unsteadiness (sallanma, sersemlik, sendeleme)
3. Lightheadedness (başta hafiflik hissi)

Çalışmamıza konu olan vestibüler sistem hastaları aşağıdaki şekilde sınıflandırılır [1]:

1. Labirent Bozuklukları

- a. Labirentit: İç kulağın herhangi bir zararlı etkiye karşı verdiği yanıttır.

Meniere Hastalığı: Sıklıkla kulaklarda aural basınç hissinin eşlik ettiği, dalgalanma gösteren sensörinöral işitme kaybı, tinnitus, spontan ve epizodik vertigo atakları ile seyreden bir iç kulak hastalığıdır.

BPPV (Benign paroksizmal pozisyonel vertigo): Başın hareket ettirilmesi sırasında ortaya çıkan kısa süreli şiddetli baş dönmeleridir.

- b. Travmatik Lezyonlar: Beklenmeyen doku zedelenmeleridir.

Ototoksik Lezyonlar: İlaç veya kimyevi maddenin iç kulağa zarar vermesi olarak tanımlanır.

c. Labirentit Vasküler Bozuklukları: İç kulaktaki damar bozukluklarıdır.

2. Nöronal

a. Vestibüler Nörinit: Vertigonun saatler içinde başlaması, günleri kapsaması ve sonra haftalar içinde düzelmesi şeklinde belirti gösterir.

Vestibüler Nörektomi: Hasta kulak etrafındaki denge sinirlerinin kesilmesi olarak tanımlanan cerrahi yöntemdir.

b. Akustik Nörinoma: İşitme ve denge sinirinde oluşan iyi huylu tümörün etkisidir.

Travmatik Lezyonlar: Sinir zedelenmeleridir.

3. Nükleer

Wallenberg Sendromu: beyin kökünün alt kısmını besleyen beyincik arterinin veya kollarından birisinin tıkanması ya da daralması sonucunda yüzde, damakta, yutakta ve gırtlakta ağrı ve sıcaklık hissi kaybı gibi semptomlara yol açan bir kan dolaşımı bozukluğudur.

1.1 Amaç

Vestibüler hastalıkların teşhis ve tedavi süreçlerinde kullanılabilecek verilerin elde edilme sürecinde karşılaşılan zorluklar, genellikle kullanılan cihazların ve bakımlarının yüksek maliyetli oluşu ve uzman kullanıcı gerekliliğidir. Bu tip verilerin az oluşu, bu alanda yapılan çalışmaları da sınırlamaktadır.

Teknoloji ve giyilebilir algılayıcılardaki gelişmeler, yürüme analizi için oldukça umut verici bir gelecek vaat etmektedir. Öyle ki, algılayıcıların günlük hayatta kullanılabilme imkanlarının artması ile analizlerin kliniklerden bağımsız olarak yapılabilmesi bile mümkün hale gelmiştir.

Yapılan bu çalışmada, deneklere ait verilerin elde edilmesi, kablosuz ortamda bilgisayara aktarılması ve analizlerinin yapılması amaçlanmıştır.

1.2 Literatür Araştırması

Denge sistemi rahatsızlıkları gerek iş gerekse sosyal açıdan kişinin günlük yaşantısını önemli ölçüde etkilemektedir. Bu alandaki sorunların tespitine yönelik

olarak başlıca üç temele dayanan yöntem uygulanmaktadır. Bunlar: Kuvvet algılayıcıları kullanılarak gerçekleştirilen yürüme analizi, hareket algılayıcıları temelli davranış analizi ve kamera verisi ile yapılan analizdir [2-5]. Bu kapsamda, bu çalışmaya da yön veren ve sıkça kullanılan dinamik yöntemlerden biri, ayak altı basınç dağılımı ölçümü ile yapılan yürüme analizidir [6]. Ancak, bu analizin yapılması için gerekli olan cihazların genellikle yüksek maliyetli oluşu, uzman kullanıcı gerekliliği ve bakım maliyetleri nedeniyle, çalışmalar az sayıdaki merkezlerde yapılabilmektedir.

Bununla birlikte, günümüzde teknolojiadaki gelişmeler ve buna paralel olarak giyilebilir algılayıcılardaki yenilikler sayesinde, yürüme analizi çalışmalarının daha ekonomik ve uygulanabilirliği kolay yöntemlerle yapılması gitgide daha fazla gündeme gelmektedir. Bu sayede, analizler klinik ortamdan bağımsız olarak yapılabilir olmaktadır [7-8].

Kuvvet algılayıcıları kullanılarak yapılan çalışmalar incelendiğinde, ağırlıklı olarak kapasitif, rezistif ve piezoelektrik algılayıcılardan yararlanıldığı görülmektedir [6-8].

Yürüyüş analizi için çeşitli öznitelikler değerlendirilmektedir. Kuvvet algılayıcıları kullanılarak yapılan analizler için literatürde sıkça başvurulanan öznitelikler: Birim zamandaki adım sayısı, yürüyüş hızı, adım süresi, adımın evreleri, adım boyunca basınç dağılımları, vb. şeklinde karşımıza çıkmaktadır [8-12].

Bu çalışmada da, yürüme esnasında her bir ayak tabanının uygun dört noktasından toplanan kuvvet verisi ile, denge sorunlarının tespitine yönelik analiz gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın özgün yönü, denge sorununa neden olan hastalıkların belirlenmesinde bugüne kadar literatürde dikkate alınmamış olan özniteliklerin değerlendirilmiş olmasıdır. Bu çerçevede her bir algılayıcının adım boyunca aktif olma süresi, yüklenme oranları ve bozulma değişkenleri girdi olarak kullanılmıştır. Ayrıca, çalışmanın benzer çalışmalara göre üstün yönlerinden biride, özniteliklerin analizinde her adımın ayrı ayrı incelenmesi ve böylece yürüyüş esnasında gerçekleşebilecek anlık değişimlerin belirlenebilmesi amacıdır.

2. VERİ TOPLAMA

2.1 Veri Toplama Sistemi Gereksinimlerinin Belirlenmesi

Yapılan literatür taramasında, genellikle veri toplama sistemlerinin genel tasarım ihtiyaçlarının aşağıdaki maddeler olduğu görülmüştür [6].

- Yüksek hareket kabiliyeti: Kullanılan algılayıcılar hafif, küçük boyutta ve ayakkabıya takılan cihaz ise 300 gr veya daha az ağırlıkta olmalıdır.
- Kablosuz iletişim: Doğal yürüyüş karakteristiğinin elde edilmesi için en ideali, tasarlanan sistemin kablosuz şekilde veri aktarmasıdır.
- Algılayıcılar: Ayakkabı tabanına yerleştirilen algılayıcılar, ince, hafif, esnek ve dayanıklı olmalıdırlar.
- Düşük maliyet: Algılayıcı ve veri aktarma sisteminin maliyetinin düşük olması, sistemin yaygın kullanımı için önemlidir.
- Düşük güç tüketimi: Gerekli verilerin toplanması ve kayıt edilmesi için bir pil enerjisinin yeterli olması gerekmektedir.

2.2 Algılayıcı Seçimi

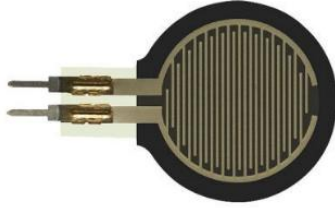
Uygulamada kullanılan basınç algılayıcıları aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır:

1. Kapasitif basınç ölçme algılayıcıları: Kondasatör temelli algılayıcılardır. Yapılarında kullanılan plakaların boyutlarının, plakalar-arası mesafenin ya da dielektrik malzemenin bağıl dielektrik sabitinin değiştirilmesi, algılayıcının kapasitesini değiştirir.
2. Kuvvet basınç (rezistif) algılayıcıları: Üzerine uygulanan kuvvet değerine göre, direnç değerini değiştiren tip algılayıcılardır. Kuvvet uygulanmadığında direnç değeri $1M\Omega$ civarında iken, uygulanan kuvvetin değerine bağlı olarak direnç değeri $100K\Omega$ civarlarına iner. FSR, force sensitive resistor olarak tanımlanırlar.
3. Şekil değişikliği (Strain Gauge) algılayıcıları: Şekil değişikliği algılayıcılarıdır. Esnek bir tabaka üzerine iletken bir telin yapıştırılması prensibi ile üretilirler.

Algılayıcı üzerine kuvvet uygulandığında tel uzar ve kesiti, dolayısıyla direnç değeri değişir.

4. Yük hücresi (Load Cell) basınç algılayıcıları: Ağırlığın oluşturduğu gerilme veya esnemeyi, şekil değişikliği algılayıcıları ile ölçen, alüminyum veya çelik kasalı algılayıcılardır.
5. Piezoelektrik özellikli basınç ölçme algılayıcıları: Piezoelektrik kristal yapı üzerine kuvvet uygulandığında, malzemenin uçlarında elektrik yükü birikmesi prensibi ile çalışırlar.

Algılayıcılar ile ilgili yapılan analiz sonucunda, ölçüm tekrarlanabilirliğinin yüksek olması; hafif, ince, esnek ve dayanıklı yapıda olduğundan uygulama kolaylığı sağlaması, ayrıca maliyet ve düşük güç tüketimi avantajı gibi açılardan öne çıkması sebebi ile PL-2728 modelinin kullanılmasına karar verilmiştir. Algılayıcıya ait görsel Şekil 2.1’de verilmiştir.



Şekil 2.1 : PL-2728 kuvvet algılayıcısı görseli.

Kullanılan algılayıcıya ilişkin bazı veriler Çizelge 2.1’de verilmiş, veri sayfaları ise EK-B’de verilmiştir.

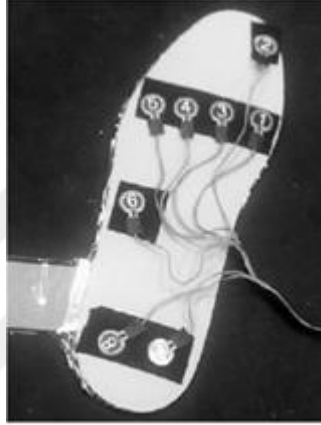
Çizelge 2.1 : Algılayıcı özellikleri.

Model	PL-2728 Kuvvete Duyarlı Kısa Saplı Dairesel Sensör
Pad Çapı:	1,83 cm
Algılama Alanı Çapı:	1,27 cm
Ölçüm Aralığı:	1 gr – 10 kg
Ağırlık:	0,25 gr
Kalınlık:	0,51 mm

2.3 Algılayıcı Yerleşimleri

İmal edilecek olan tabanlıklardaki algılayıcı yerleşimlerinin en doğru şekilde yapılabilmesi için, literatür taraması yapılmış, farklı algılayıcı yerleşimleri incelenmiştir [6].

Healy ve arkadaşları Şekil 2.2’teki yapıyı önermiştir. Yapmış oldukları tabanlık üzerinde 8 adet algılayıcı bulunmaktadır [13].



Şekil 2.2 : Örnek algılayıcı yerleşimi 1.

Shu ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada ise 6 adet kumaş temelli basınç algılayıcısı, Şekil 2.3’te görülen yerleşim ile kullanılmıştır [14].



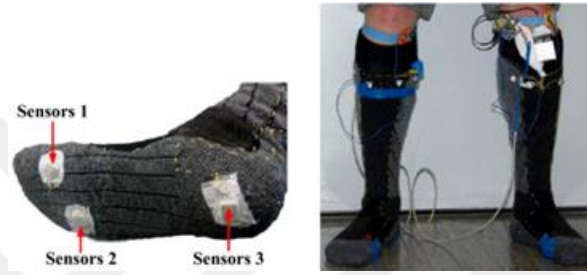
Şekil 2.3 : Örnek algılayıcı yerleşimi 2.

Spor ile ilgili yapılan çalışmalardan biri Salpavaara ve arkadaşlarına aittir [15]. Bu çalışmada Şekil 2.4’te görünen 5 adet algılayıcı kullanılmıştır. Bu çalışmada spor etkinlikleri esnasında, sporcunun fırlatma, atlama ve koşma aktivitelerinde bacaklarının zamanlaması ve hareketleri izlenmiştir.



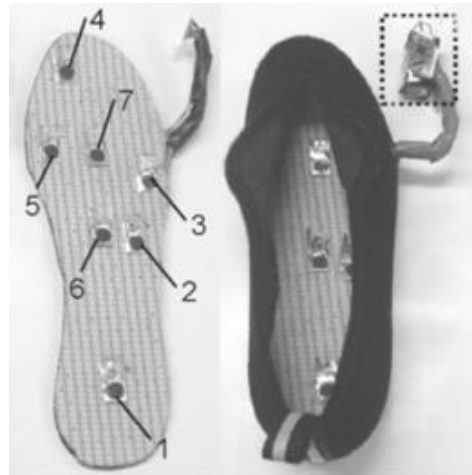
Şekil 2.4 : Örnek algılayıcı yerleşimi 3.

Holleczeck ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada [16], snowboard sporcularının yanlış ağırlık değiştirmesi ile gerçekleşen kazaları incelemiştir. Bu amaçla Şekil 2.5'te görünen düzenek oluşturulmuştur.



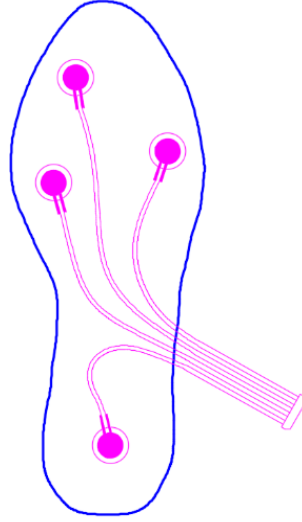
Şekil 2.5: Örnek algılayıcı yerleşimi 4.

Saito ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada kullanılan basınç algılayıcılarının yerleşimi Şekil 2.6'da görülmektedir [17].



Şekil 2.6 : Örnek algılayıcı yerleşimi 5.

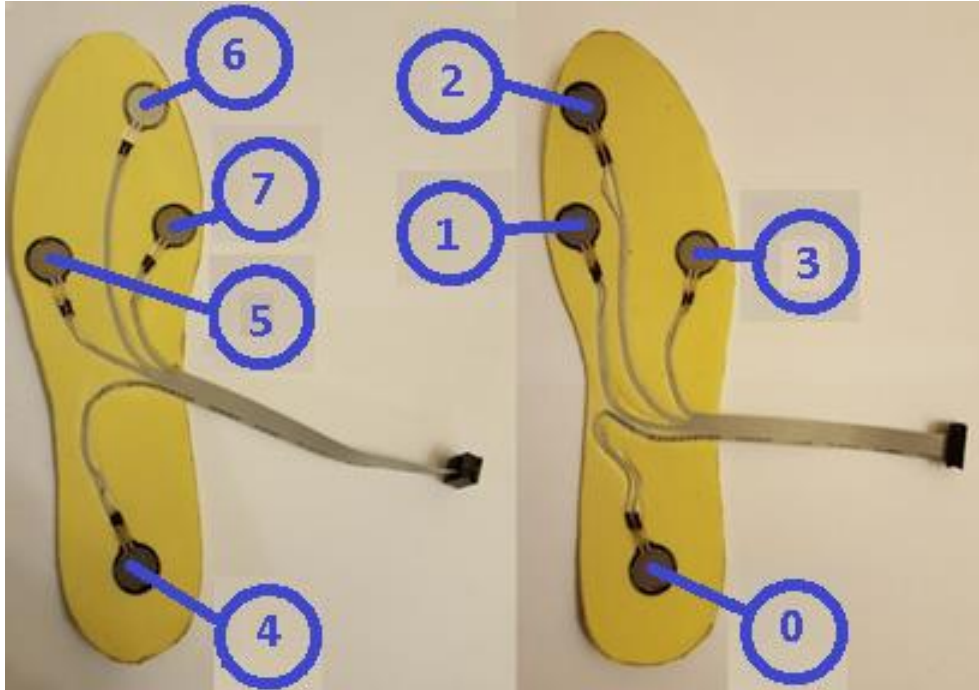
Birçok çalışma, vücut ağırlık dağılımının ayak tabanında Şekil-2.7'deki noktalar üzerinde olduğuna işaret etmektedir [1-17]. Bu neden ile çalışmamızda da algılayıcılar belirtilen noktalara yerleştirilmiştir.



Şekil 2.7 : Tabanlık üzerinde algılayıcı yerleşimi.

Yürüyüş analizinin yapılmasında, kişinin doğal yürüyüş alışkanlıklarını tekrarlaması ile veri alınması oldukça önemlidir. Bu husus dikkate alınarak farklı boyutlarda 5 çift tabanlık, uygun algılayıcı yerleşimleri ile imal edilmiştir.

Tabanlıkların üretiminde, ortopedik ürünlerin imalatlarında kullanılan, dayanıklı ve yumuşak özellikteki plastazot malzemeden faydalanılmıştır. Şekil 2.7’de algılayıcıların tabanlık üzerindeki yerleşimi, Şekil 2.8’de algılayıcıların tabanlık içerisindeki numaralandırmaları görülmektedir.



Şekil 2.8 : Tabanlık iç görünüş ve algılayıcı numaralandırmaları.

2.4 Veri Toplama Seti

Veri toplama seti içerisinde Arduino Mega kartı ve HC-06 Bluetooth modülü kullanılmış, algılayıcılardan alınan değerler gerilim bölücü devre üzerinden geçirilerek, kablosuz ortamda bilgisayara aktarılmıştır.

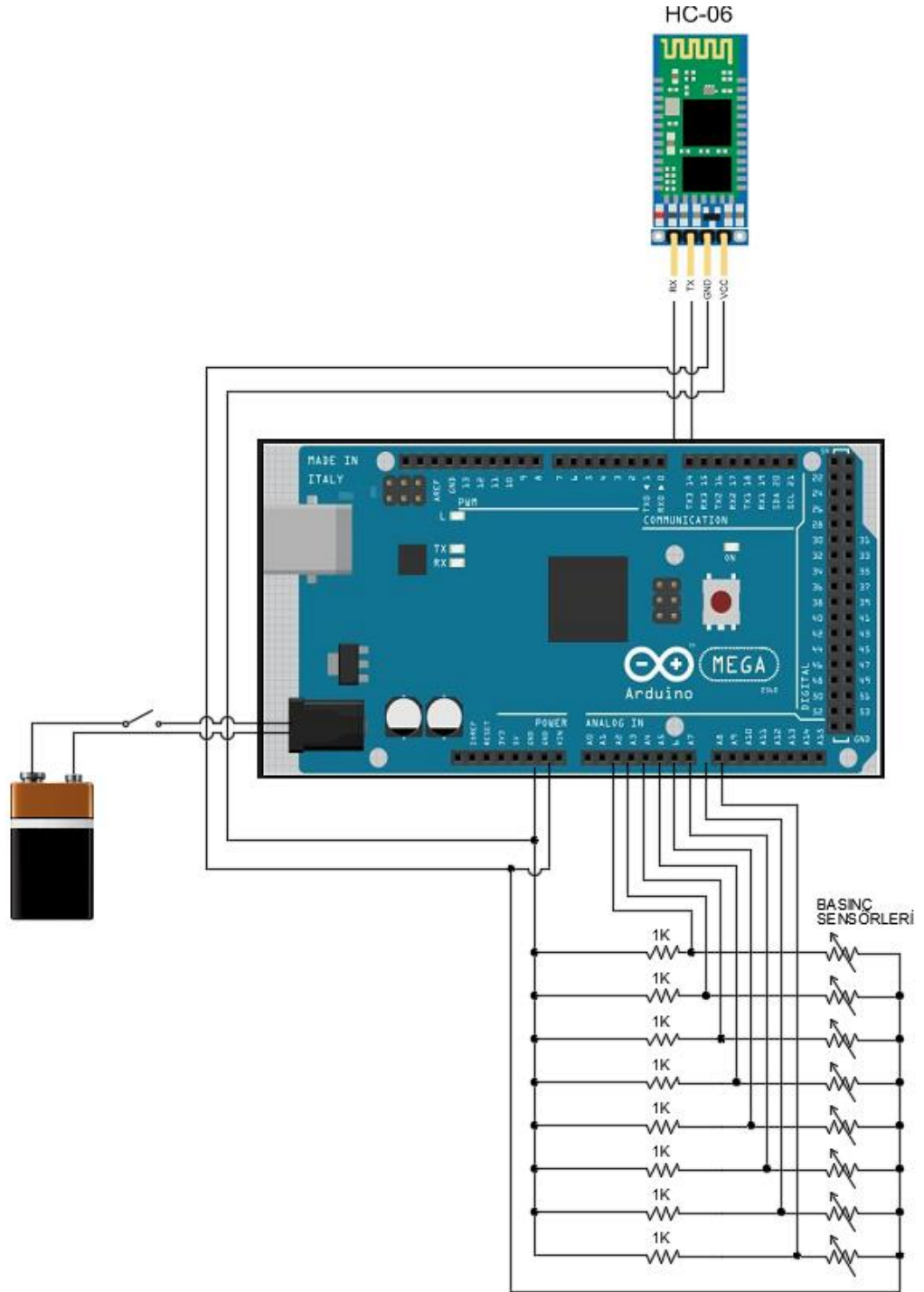
Deneğin her iki ayakkabısı içine imal etmiş olduğumuz özel tabanlıklar, bel kısmına ise kemer ve taşıma çantası yardımı ile Şekil-2.10'da görünen veri toplama seti konulur. Tabanlıklar ve veri toplama seti arası bağlantı, uçlarında uygun soketlerin bulunduğu kablo ile gerçekleştirilmiştir. Böylece tabanlıklarda bulunan ve her iki ayak tabanında dörder adet olmak üzere, toplamda sekiz adet algılayıcıdan gelen analog veriler, veri toplama seti içerisinde bulunan Arduino Mega (16 adet analog giriş) kartının analog girişlerine aktarılmıştır. Gerilim bölücülerin kullanılması amacı, ortalama insan ağırlığı için kabul edilebilir gerilim değerleri elde etmektir. Şekil 2.10'de veri toplama ünitesi şeması görülmektedir.

Arduino Mega'ya aktarılan veriler, yine kendisine bağlanmış olan HC-06 Bluetooth modülü kullanılarak, kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Kullanılan veri toplama sisteminin fiziksel olanakları nedeniyle veri toplama frekansı 20 Hz olarak gerçekleşmiştir. Bu koşullar altında algılayıcılardan saniyede 20 örnek paralel (eş zamanlı) olarak alınmaktadır.

Kullanmış olduğumuz bu sistem sayesinde, denek kendi ayakkabılarını kullanarak yürümekte ve alınan veriler kablosuz olarak aktarılmaktadır. Böylece denekten alınan yürüyüşe ait değerlerin, günlük hayatta elde edilebilecek değerlere oldukça yakın olması amaçlanmıştır. Bu amaç için imal edilmiş beş farklı tabanlık (36-38-40-42-44 numaralı) ve elektronik sistemden oluşan veri toplama seti Şekil 2.9'da görülmektedir.



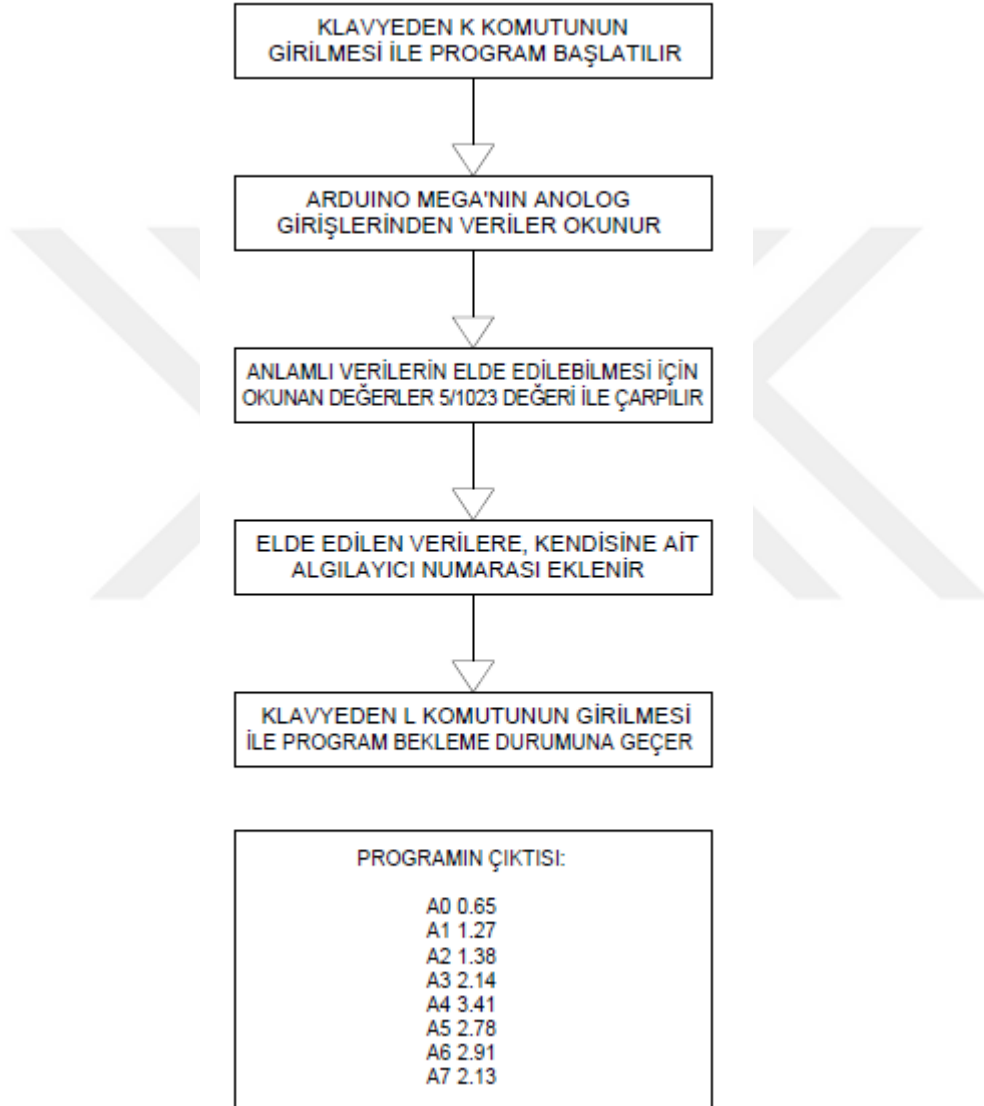
Şekil 2.9 : Veri toplama seti.



Şekil 2.10 : Veri toplama ünitesi şeması.

2.5 Veri Toplama Programı Akış Diyagramı:

Kullanmakta olduğumuz, Arduino Mega içerisindeki programa ait akış diyagramı Şekil 2.11’de görülmektedir.



Şekil 2.11 : Veri toplama programı akış diyagramı.

2.6 Veri Toplama Ortamı

Yürüyüş analizi için gerekli veriler, İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Odyoloji bölümünde hazırlanan, 12 m. uzunluğunda doğrusal parkurda hasta ve sağlıklı deneklerin yürütülmeleri ile kayıt edilmiştir. Bu işlem öncesinde Etik Kurulu onayı alınmıştır.

Deneklerin ayakkabılarının içlerine uygun numarada tabanlıklar yerleştirilmiş, üzerlerine veri toplama kartını taşıyan sistem asılmış ve bunlar arasında uygun soket ve kablo bağlantıları yapılmıştır. Her denekten parkurda iki kez yürümeleri istenmiş, her iki seferinde kayıt alınmıştır. İkinci kayıt daha doğal yürüyüş karakteristiği gösterdiği için, analizlerde bu kayıt tercih edilmiştir. Şekil 2.12’te denek üzerine yerleştirilmiş veri toplama seti görülmektedir.



Şekil 2.12 : Denek üzerine yerleştirilmiş veri toplama seti.

2.7 Algılayıcı Düzeneginin Karakteristik Eğrisinin Elde Edilmesi

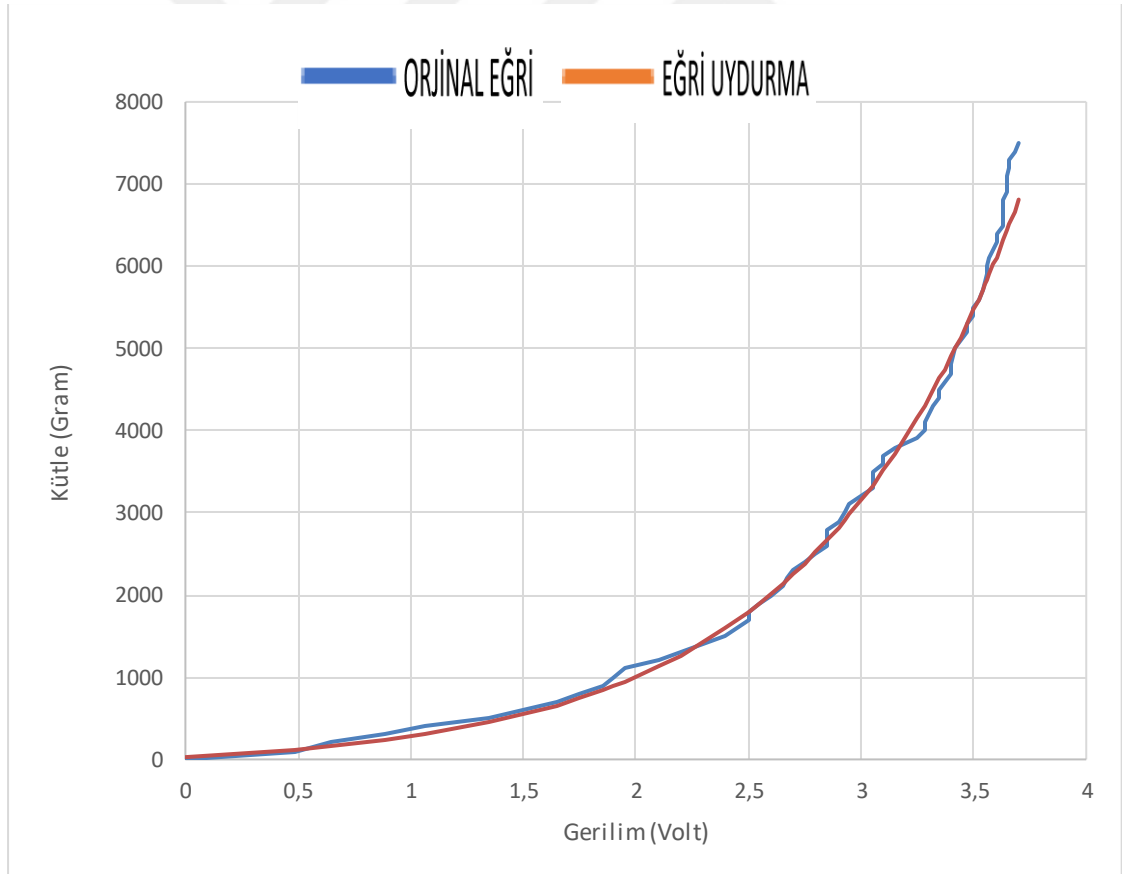
Gerek kullanılan algılayıcı, gerekse gerilim bölücü çıkışı doğrusal karakteristik göstermemektedir. Ayrıca kullanılan veri toplama seti, yürüme analizi esnasında gerilimin zaman ile değişimini ifade eden grafiği sağlamaktadır. Ancak analizlerimizde gerilimin değil, ağırlığın zamanla değişimi değerine ihtiyacımız olduğu için, ağırlık-zaman grafiğinin çıkarılması gerekli olmuştur.

Bu amaç ile kullanmakta olduğumuz algılayıcı 0'dan 7500 gr'a kadar, 100 gr'lık ağırlık artışları yapılarak kalibre edilmiştir.

Elde edilen verilerden hareket ile 'En küçük kareler' yöntemiyle eğri uydurulduğunda, ağırlık-gerilim ilişkisi,

$$y=e^{((x+0,2245)/0,9265)} \quad (2.1)$$

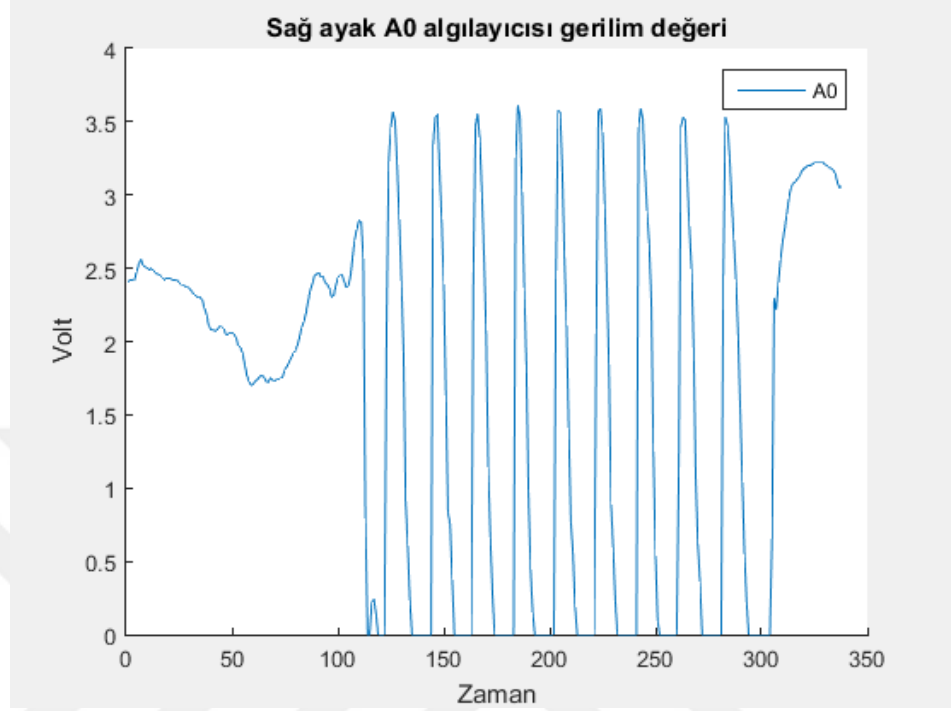
şeklinde elde edilmiştir. Burada y kütleyi, x ise gerilim değerini göstermektedir.



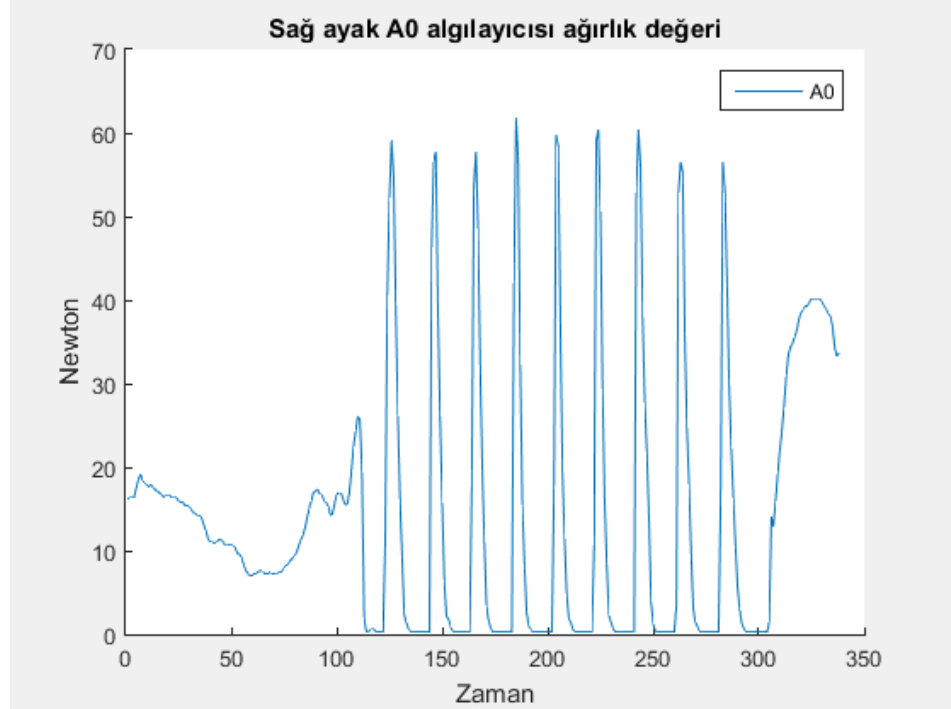
Şekil 2.13 : Algılayıcı karakteristik eğrisi.

Elde edilen denklemin kullanılması ile, Şekil 2.13'te görülen, örnek olarak seçilen A0 algılayıcısına ait kütle-zaman grafiği elde edilmiştir.

Şekil 2.14'te örnek olarak seçilen A0 algılayıcısına ait gerilim-zaman grafiğini, Şekil 2.15'da ise verinin karakteristik denklemden geçirilmiş hali, dolayısıyla ağırlık-zaman grafiğinin elde edilmiş hali görülmektedir. ($g=10\text{m/s}^2$ alınmıştır.)



Şekil 2.14 : A0 Algılayıcısı örnek gerilim-zaman grafiği.



Şekil 2.15 : A0 Algılayıcısı örnek ağırlık-zaman grafiği



3. VERİ ANALİZİ

Veri analizinin yapılabilmesi için gerekli olan yürüme testleri iki grup üzerinde yapılmıştır. Bu gruplar sağlıklı ve hasta deneklerden oluşmaktadır. Hasta denek grubundan alınan kayıtlar da ayrıca daha önce konulmuş teşhisler doğrultusunda hastalıklar bazında gruplandırılmıştır. Bu grublamanın yapılmasındaki amaç, bundan sonraki çalışmalarda verinin hastalık teşhisi için kullanılabilmesidir.

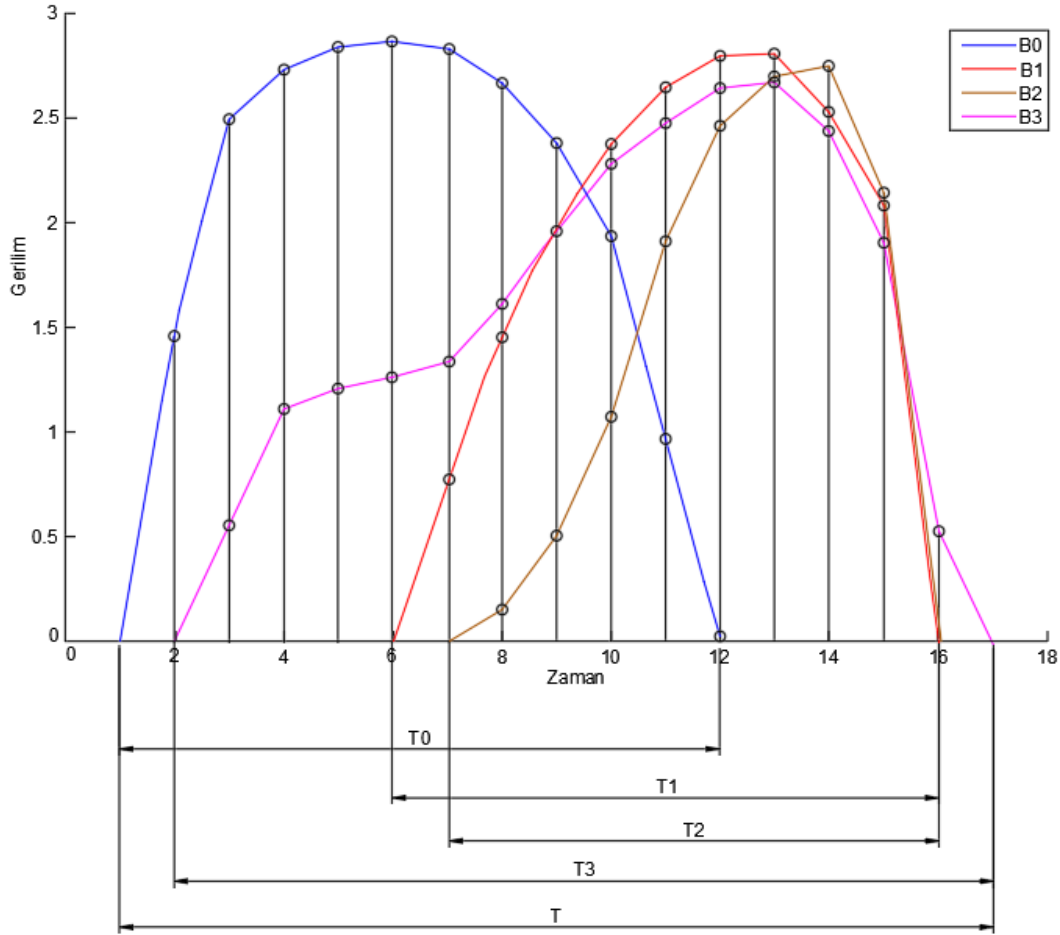
Veri analizi çalışmaları, gerekli özniteliklerin elde edilmesi amacı ile zaman ve frekans domenlerinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmada, yürüme analizi sırasında, atılan adımların her biri tek tek incelenerek oluşabilecek herhangi bir yürüme anomalisinin değerlendirilebilmesi amaçlanmıştır.

Zamana bağlı yapılan çalışmalar iki aşamada yapılmıştır. Birinci aşamada, bir adım süresince, kuvvet algılayıcıların hangi oranda aktif olduğu değerlendirilmiştir. Bu amaç ile algılayıcının bir adım süresince aktif olma süresi, adımın süresine oranlanmıştır. İkinci aşamada ise yine bir adım süresince, denek tarafından uygulanan ağırlığın bir ayakta bulunan algılayıcılara dağılımı incelenmiş, burada kullanılan bağıntı sonucuna ise algılayıcı yüklenme oranı denilmiştir.

Frekans alanında yapılan analizlerde, kuvvet algılayıcıların bozulma değişkenleri, sendeleme bir ölçütü olarak değerlendirilmiştir. Analizimizde, her bir adımdaki algılayıcılara ait kuvvet verileri Fourier Dönüşümü ile incelenmiş, elde edilen veriler kullanılarak bozulma değişkenleri hesaplanmıştır.

3.1 Algılayıcıların Aktif Olma Oranlarının Bulunması

Şekil 3.1’de görülen örnek bir adımın başlangıcından (topuğun yer ile temasının başlaması), bitişine (ayak baş parmağının yer ile temasının kesilmesi) kadar geçen süre T olarak adlandırılmıştır. Yine bu adım boyunca algılayıcıların aktif olma süreleri sırası ile T0, T1, T2, T3 olarak isimlendirilmiştir.



Şekil 3.1 : Bir adımda algılayıcıların aktif olma süreleri.

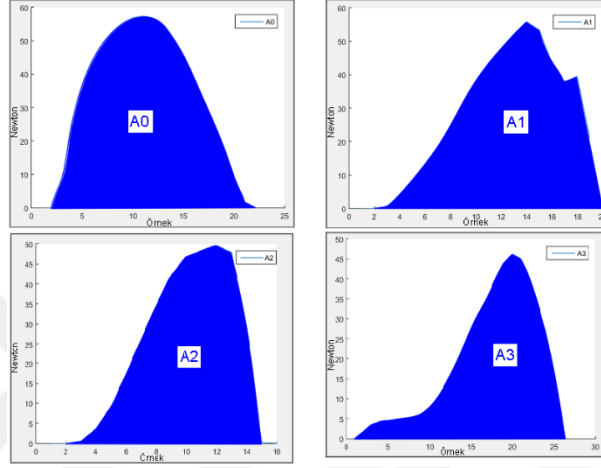
Algılayıcıların bir adım süresi boyunca aktif olma oranları

$$\text{Algılayıcı Aktif Olma Oranı} = \frac{\text{Algılayıcı Aktif Olma Süresi}}{\text{Adım Süresi}} \quad (3.1)$$

ifadesi ile tanımlanmıştır.

3.2 Algılayıcıların Yüklenme Oranlarının Bulunması

Bir adım süresince her bir algılayıcının yüklenme oranının, ilgili algılayıcının verisi ile zaman ekseninde kalan bölgenin alanıyla orantılı olduğu kabul edilebilir. Bu konu ile ilgili örnek bir grafik Şekil 3.2’de görülmektedir. Burada A0-A3 ilgili algılayıcı numaralarıdır.



Şekil 3.2 : Adım süresince algılayıcıların yüklenme oranlarının görseli.

Bir adımda algılayıcıların toplam yüklenmeleri

$$A_T = A_0 + A_1 + A_2 + A_3 \quad (3.2)$$

şeklinde ifade edildiğinde, her bir algılayıcının yüklenme oranı A_i/A_T şeklinde hesaplanmaktadır.

3.3 Algılayıcı Bozulma Değişkenlerinin Bulunması

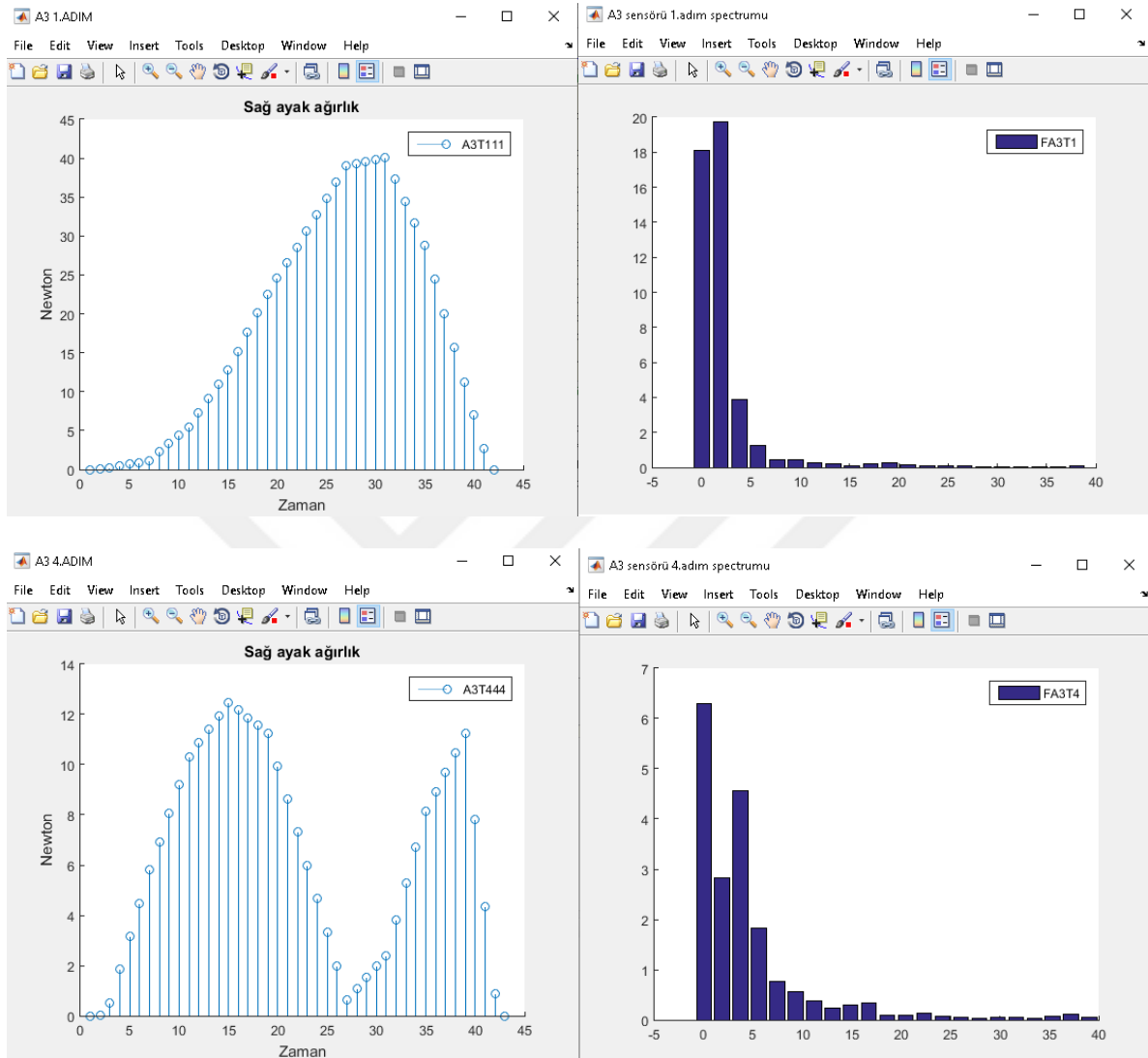
Kuvvet algılayıcı verilerinin bozulma değişkenleri, sendelemenin bir ölçütü olarak değerlendirilmiştir. Algılayıcı bozulma değişkenleri:

$$ABD = \frac{\sqrt{\sum_{k=1}^n C_k^2}}{C_0} \quad (3.3)$$

şeklinde tanımlanmıştır. Burada C_k , ‘k’nci harmoniğin efektif değeri, C_0 ise doğru bileşenin değeridir.

Analizimizde, her bir adımdaki algılayıcılara ait kuvvet verileri Fourier Dönüşümü ile incelenmiş, elde edilen veriler kullanılarak algılayıcıların bozulma değişkenleri

hesaplanmıştır. Hasta ve sağlıklı deneklere ait örnek spektrumlar Şekil 3.3’de görülmektedir.



Şekil 3.3 : Örnek frekans spektrumları. Üstte: Sağlıklı deneğe ait, Altta: Hasta deneğe ait

4. SONUÇ VE ÖNERİLER

4.1 Deneysel Sonuçlar

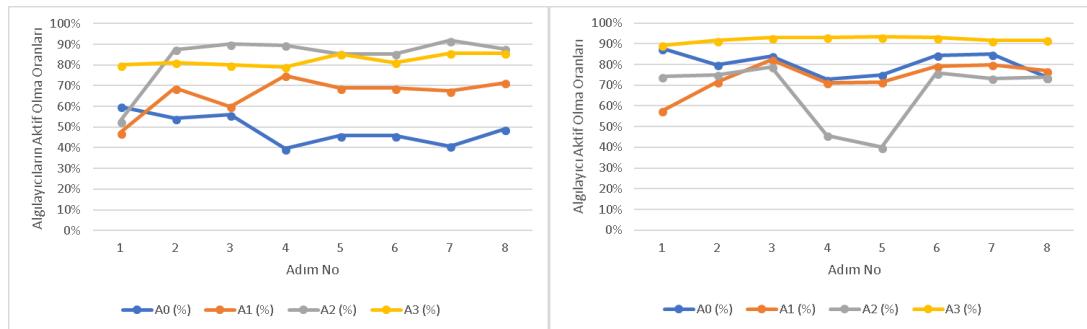
Veri toplama işlemi, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Tıp Fakültesi-Odyoloji Bölümü'nde gerçekleştirilmiştir. Deneklere ait hasta-sağlıklı ve kadın-erkek dağılımları, Çizelge 4.1'de verilmiştir. Yürüyüş alanında denekler sağ ve sol ayak olmak üzere, toplamda ortalama on altı adım atmışlardır. Aşağıda paylaşılan deneysel sonuçlar, bu yürüyüş sırasında kayıt edilen sağ ayak tabanı (sekiz adım) altına yerleştirilmiş dört adet algılayıcıya aittir.

Çizelge 4.1 Denek özellikleri

Denek	Kadın	Erkek
Sağlıklı	4	8
Hasta	6	12

4.1.1 Algılayıcıların aktif olma oranlarına ait veriler

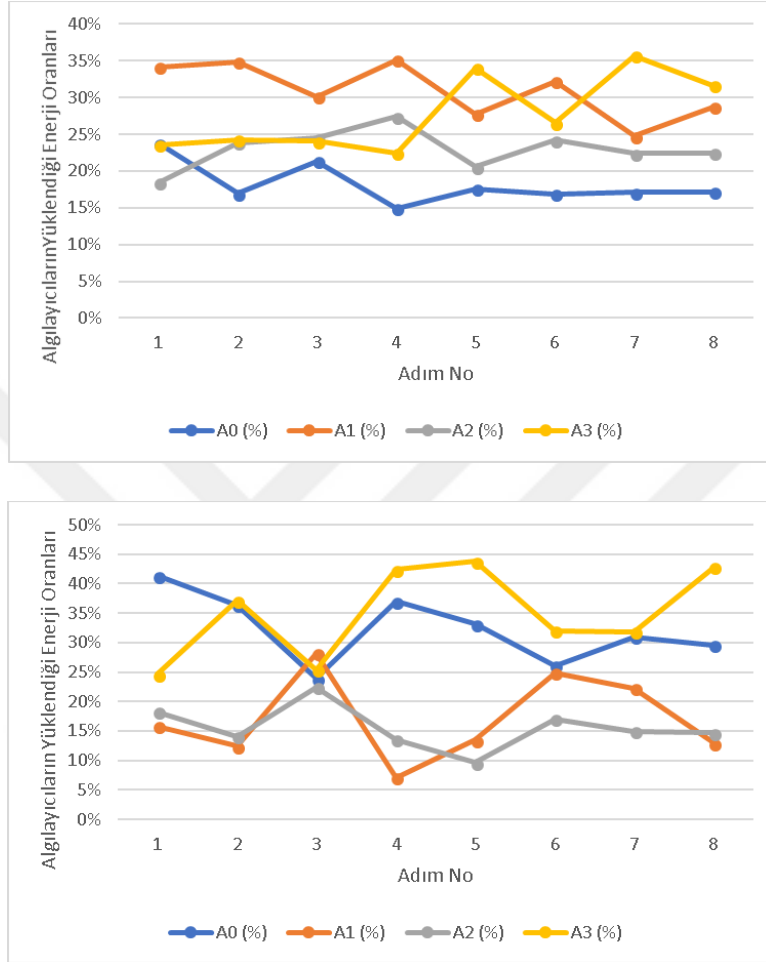
Şekil 4.1'de sağlıklı ve hasta deneklere ait örnek 'algılayıcı aktif olma oranları' verilmiştir.



Şekil 4.1 Örnek 'algılayıcıların aktif olma oranları'. Solda: Sağlıklı deneye ait, Sağda: Hasta deneye ait.

4.1.2 Algılayıcıların yüklenme oranlarına ait veriler

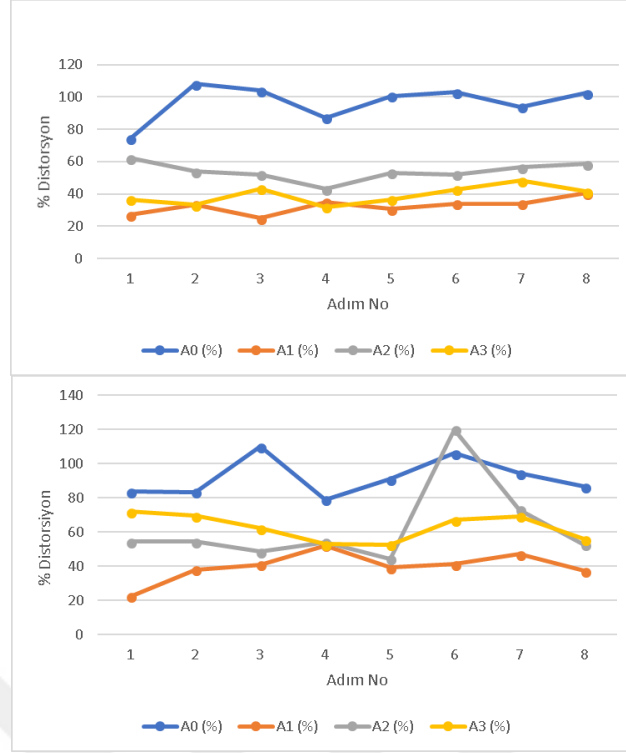
Şekil 4.2’de sağlıklı ve hasta deneklere ait örnek ‘algılayıcıların yüklenme oranları’ sunulmuştur.



Şekil 4.2 Örnek ‘algılayıcıların yüklenme oranları’. Üstte: Sağlıklı deneğe ait, Altta: Hasta deneğe ait.

4.1.3 Algılayıcıların bozulma değişkeni verileri

Şekil 4.3’de sağlıklı ve hasta deneklere ait örnek ‘algılayıcı bozulma değişkeni’ değerleri görülmektedir.



Şekil 4.3 Örnek ‘algılayıcıların bozulma değişkenleri’. Üstte: Sağlıklı deneğe ait, Altta: Hasta deneğe ait.

4.2 Değerlendirme

Elde edilen veriler incelendiğinde, farklı öznitelikler için farklı algılayıcı verilerinin etkili olduğu görülmektedir. Dolayısıyla, sınıflama işleminde yardımcı olabilecek öznitelikler için belirli algılayıcıların verileri dikkate alınmalıdır. Bu konu ile ilgili sınıflandırma Çizelge 4.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2 Temel öznitelikler için etkili olan algılayıcı verileri.

Öznitelik	Etkili olan algılayıcı
Aktif olma oranı	A0, A1, A2
Yüklenme oranı	A0, A1, A2, A3
Algılayıcı bozulma değişkeni	A2, A3

Bir sonraki adım olarak, Çizelge 4.2’de belirtilen temel özniteliklerin kendi aralarındaki korelasyonlardan oluşan öznitelikler oluşturulmuştur. Bu şekilde, örneğin A1 algılayıcısının aktif olma oranı ile bozulma değişkeni arasındaki ilişkinin yeni bir öznitelik olarak değerlendirilip değerlendirilemeyeceği araştırılmıştır. Bu araştırmalar sonucunda sınıflandırma işlemi için toplam olarak 18 adet öznitelik belirlenmiştir.

Bu aşamadan sonra MATLAB ortamında çeşitli makineler, elde edilen verilerle eğitilmiştir.

Çizelge 4.3 Makine öğrenimi başarımları.

Algoritma	Başarı oranı (%)
SVM (Küçük)	96
KNN (Fine)	92
Complex Tree	92,5
Ensemble (Subspace KNN)	90.4

Çizelge 4.3’den de görüldüğü üzere, kullanılan toplam 12 makine eğitimi algoritması arasında en yüksek başarımlar %96 ile Destek Vektör Makineleri (Support Vector Machines-SVM) ile elde edilmiştir. Destek Vektör Makineleri veri sınıflandırmak için kullanılan, etkili ve basit bir yöntemdir [18].

Sınıflandırma için hasta ve sağlıklı deneklerden alınan veriler ile düzlemde iki grup oluşturulur, daha sonra yine bu düzlemde iki gruba en yakın paralel çizgiler çizilir ve bu çizgiler yaklaştırılarak ortak sınır çizgisi oluşturulur. Bu noktada iki grubu ayırmak için kullanılan her özneliğin, yeni bir düzlem olarak tanımlandığını belirtmek gerekir. Görüldüğü gibi, öznelik sayısının artırılması, başarımları arttıracaktır.

Doğrusal olarak ayrılabilen iki sınıflı bir sınıflandırma probleminde Destek Vektör Makinesinin eğitimi için k sayıda örnekten oluşan eğitim verisinin $\{x_i, y_i\}$, $i=1, \dots, k$ olduğu kabul edilirse, optimum hiper-düzlemi gösteren eşitsizlikler aşağıda verilmiştir:

$$w \cdot x_i + b \geq +1 \text{ her } y = +1 \text{ için} \quad (4.1)$$

$$w \cdot x_i + b \leq -1 \text{ her } y = -1 \text{ için} \quad (4.2)$$

Burada $x \in R^N$ olup N -boyutlu bir uzayı, $y \in \{-1, +1\}$ ise sınıf etiketlerini, w ağırlık vektörünü ve b eğilim değerini göstermektedir [19]. Optimum hiper-düzlemin belirlenebilmesi için bu düzleme paralel ve sınırlarını oluşturacak iki hiper-düzlemin belirlenmesi gerekir. Bu hiper-düzlemleri oluşturan noktalar destek vektörleri olarak adlandırılır ve bu düzlemler $w \cdot x_i + b = \pm 1$ şeklinde ifade edilirler.

Optimum hiper-düzlemin sınırının maksimuma çıkarılması için w ifadesinin minimum hale getirilmesi gerekir. Bu optimizasyon probleminin Lagrange denklemleri kullanılarak çözülmesi ile karar fonksiyonu aşağıdaki şekilde yazılır.

$$f(x) = \text{sign}\left(\sum_{i=1}^k \lambda_i y_i(x.x_i) + b\right) \quad (4.3)$$

4.3 Sonuçlar

Bu çalışma geniş kapsamlı bir projenin önemli bir parçasını oluşturmaktadır. Proje genelinde, denge sorunu yaşayan kişilerin sorunlarının belirlenmesine yönelik algoritma geliştirilmesi hedeflenmiştir. Bu çerçevede, kişi önce hasta-sağlıklı şeklinde bir ikili sınıflama işleminden geçirilmekte, ‘hasta’ grubuna dahil olması halinde ise, hangi spesifik hastalığın söz konusu olduğu belirlenmeye çalışılmaktadır.

Bu çalışmada ise, yukarıda açıklanan metodolojinin ilk ayağı olan ikili sınıflama işleminin, ayak-altı kuvvet dağılımının ölçülmesi temeline dayanılarak yapılması hedeflenmiştir. Bu amaçla üretilen ve her birinin uygun dört noktasında kuvvet algılayıcıları bulunan tabanlıklar ayakkabı içlerine yerleştirilerek, yürüyüş sırasında veri toplanmıştır. Bu verilerden hareketle, her bir algılayıcının aktif olma oranı, yüklenme oranı, algılayıcı verisindeki bozulma değişkeni ve bu temel nitelikler arasındaki korelasyonlardan oluşan toplam 18 öznelik belirlenmiştir. Bu öznelikler kullanılarak MATLAB ortamında eğitilen makineler arasında SVM’den %96 gibi yüksek bir başarı oranı elde edilmiştir.

Her ne kadar yüksek bir başarı oranı elde edilmiş ise de, sistemin güvenilirliğinin sağlanması için çalışmalarımız devam etmektedir. Özellikle denek sayısındaki artışın sistem doğruluğu üzerinde doğrudan etkisi olacağı tabiidir. Bununla birlikte, zaman serisi temeline dayanan kaotik yaklaşım yöntemi başta olmak üzere farklı kaynaklara dayalı yeni özneliklerin sisteme katılması faaliyetlerimiz de sürdürülmektedir.

4.4 Çalışmanın Uygulama Alanı

Çalışma, farklı hastalıkların teşhis ve tedavi süreçlerinde kullanılabileceği gibi; çeşitli spor aktivitelerinde ve oyun sektöründeki uygulamalarda farklı kullanım metodolojileri içerisinde değerlendirilebilir.



KAYNAKLAR

- [1] **Dr. Bayram Uğurlu** (2009). Benign paroksizmal pozisyonel vertigo (BPPV) tedavisinde farklı protokollerin karşılaştırılması. Uzmanlık tezi.
- [2] **Mirko Di Rosaa, Jeff M. Hausdorff, Vera Stara, Lorena Rossi, Liam Glynn, Monica Casey, Stefan Burkard, Antonio Cherubini** (2017). Concurrent validation of an index to estimate fall risk in community dwelling seniors through a wireless sensor insole system: A pilot study, *Gait & Posture* 55 6–11.
- [3] **Benedikt J. Braun, Eva Bushuven, Rebecca Hell, Nils T. Veith, Jan Buschbaum Joerg H. Holstein, Tim Pohlemann** (2016). A novel tool for continuous fracture aftercare – Clinical feasibility and first results of a new telemetric gait analysis insole, *Injury, Int. J. Care Injured* 47 490–494.
- [4] **Kaiyu Tong, Malcolm H. Granat** (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes, *Medical Engineering & Physics* 21, 87–94.
- [5] **Harald Jagos, Katharina Pils, Michael Haller, Claudia Wassermann, Christa Chhatwal, Dietmar Rafolt & Frank Rattay** (2017). Mobile gait analysis via eSHOE's instrumented shoe insoles: a pilot study for validation against the gold standard, *Gaitrite* ISSN: 0309-1902 (Print) 1464-522X.
- [6] **Abdul Hadi Abdul Razak, Aladin Zayegh, Rezaul K. Begg, Yufidin Wahab** (2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review, *Sensors* 12(7) 9884-9912; doi:10.3390/s120709884.
- [7] **Shanshan Chen, John Lach, Benny Lo, and Guang-Zhong Yang** (2016). Toward Pervasive Gait Analysis With Wearable Sensors: A Systematic Review, *IEEE Journal of biomedical and health informatics*, vol. 20, no. 6.
- [8] **Feng Lin, Aosen Wang,, Yan Zhuang,, Machiko R. Tomita, and Wenyao Xu** (2016). Smart Insole: A Wearable Sensor Device for Unobtrusive Gait Monitoring in Daily Life, *IEEE transactions on industrial informatics* , Vol. 12, no. 6.
- [9] **Roy T. H. Cheung, Winko W. An, Ivan P. H. Au, Janet H. Zhang, Zoe Y. S. Chan, Alfred Man, Fannie O. Y. Lau, Melody K. Y. Lam, K. K. Lau, C. Y. Leung, N. W. Tsang1, Louis K. Y. Sze, Gilbert W. K. Lam** (2016). Measurement agreement between a newly developed sensing insole and traditional laboratory-based method for footstrike pattern detection in runners, *Plos one* 12(6): e0175724 <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0175724>.
- [10] **Kaiyu Tong, Malcolm H. Granat** (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes, *Medical Engineering & Physics* 21 87–94.
- [11] **Richard Baker**. Temporal spatial data, the gait cycle and gait graphs, University of Salford: An Introduction to Clinical Gait Analysis.

- [12] **Alvaro Muro-de-la-Herran, Begonya Garcia-Zapirain, Amaia Mendez Zorrilla** (2014). Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications, *Sensors*, 14, 3362-3394; doi:10.3390/s140203362.
- [13] **Healy, A., Burgess-Walker, P., Naemi, R., Chockalingam, N** (2012). Repeatability of WalkinSense® in shoe pressure measurement system: A preliminary study. *Foot* 2012, 22, 35–39.
- [14] **Shu, L.; Hua, T., Wang, Y., Li, Q., Feng, D., Tao, X** (2009). In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed*, 14, 767–775.
- [15] **Salpavaara, T., Verho, J., Lekkala, J.; Halttunen, J.** (2009). Wireless Insole Sensor System for Plantar Force Measurements during Sport Events. *Proceedings of IMEKO XIX World Congress on Fundamental and Applied Metrology*, Lisbon, Portugal, 6–1, pp. 2118–2123
- [16] **Holleczeck, T., Ruegg, A., Harms, H., Troster, G.** (2010). Textile Pressure Sensors for Sports Applications. *Proceeding of 2010 IEEE Sensors*, Kona, HI, USA, 1– 4; pp. 732–737.
- [17] **Saito, M., Nakajima, K., Takano, C., Ohta, Y., Sugimoto, C., Ezoe, R., Sasaki, K.; Hosaka, H.; Ifukube, T.; Ino, S.; Yamashita, K.** (2011). An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity. *Med. Eng. Phys.*, 33, 638–645.
- [18] **Taşkın KAVZOĞLU, İsmail ÇÖLKESEN.** (2010). Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Bölümü, Gebze, Kocaeli
- [19] **Osuna, E.E., Freund, R., Girosi, F.,** (1997). Support Vector Machines: Training and Applications, A.I. Memo No. 1602, C.B.C.L. Paper No. 144, Massachusetts Institute of Technology and Artificial Intelligence Laboratory, Massachusetts.

EKLER

EK A: Veri toplama seti programı

EK B: PL-2728 Algılayıcı veri sayfası





EK A: Veri toplama seti programı

```
boolean record = false;
float gerilim0;
float gerilim1;
float gerilim2;
float gerilim3;
float gerilim4;
float gerilim5;
float gerilim6;
float gerilim7;

void setup() {
  // initialize serial:
  Serial.begin(115200);
}

void loop() {
  // Analog pinleri burada oku ve değişkenlere ata
  gerilim0=((float)5/1023)*analogRead(A0);
  gerilim1=((float)5/1023)*analogRead(A1);
  gerilim2=((float)5/1023)*analogRead(A2);
  gerilim3=((float)5/1023)*analogRead(A3);
  gerilim4=((float)5/1023)*analogRead(A4);
  gerilim5=((float)5/1023)*analogRead(A5);
  gerilim6=((float)5/1023)*analogRead(A6);
  gerilim7=((float)5/1023)*analogRead(A7);

  check(); // gelen karakteri kontrol et
  // 'k' karakteri gelirse değerleri yaz / 'l' karakteri gelirse durdur
  if (record) {
    Serial.print("A0 ");
    Serial.println(gerilim0);
    Serial.print("A1 ");
    Serial.println(gerilim1);
    Serial.print("A2 ");
    Serial.println(gerilim2);
    Serial.print("A3 ");
    Serial.println(gerilim3);
    Serial.print("A4 ");
    Serial.println(gerilim4);
    Serial.print("A5 ");
    Serial.println(gerilim5);
    Serial.print("A6 ");
    Serial.println(gerilim6);
    Serial.print("A7 ");
    Serial.println(gerilim7);
  }
}
```



Force Sensing Resistors An Overview of the Technology

Force Sensing Resistors (FSR) are a polymer thick film (PTF) device which exhibits a decrease in resistance with an increase in the force applied to the active surface. Its force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices. FSRs are not a load cell or strain gauge, though they have similar properties. FSRs are not suitable for precision measurements.

Force vs. Resistance

The force vs. resistance characteristic shown in Figure 2 provides an overview of FSR typical response behavior. For interpretational convenience, the force vs. resistance data is plotted on a log/log format. These data are representative of our typical devices, with this particular force-resistance characteristic being the response of evaluation part # 402 (0.5" [12.7 mm] diameter circular active area). A stainless steel actuator with a 0.4" [10.0 mm] diameter hemispherical tip of 60 durometer polyurethane rubber was used to actuate the FSR device. In general, FSR response approximately follows an inverse power-law characteristic (roughly $1/R$).

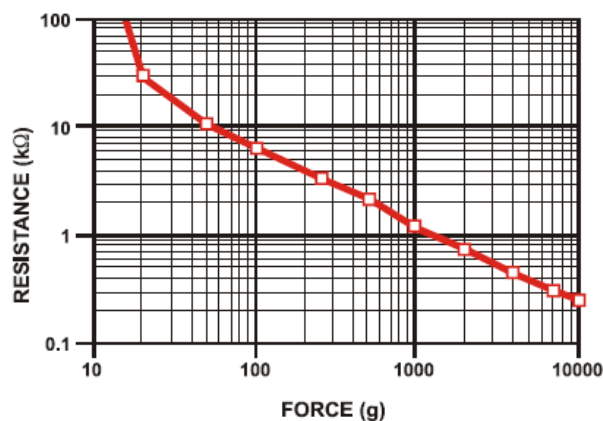


Figure 2: Resistance vs. Force

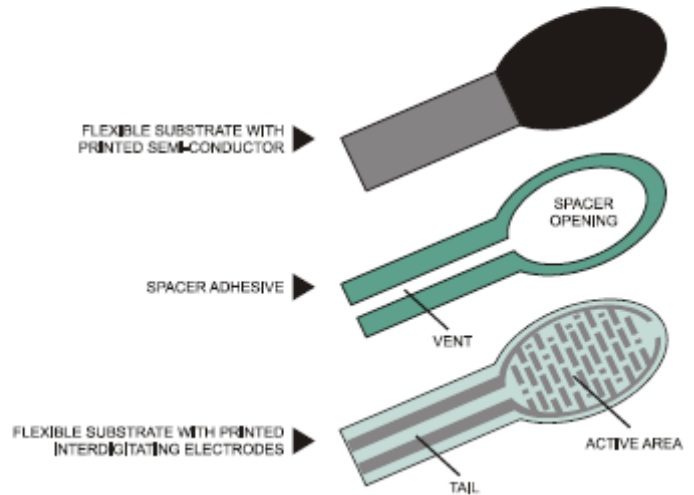


Figure 1: FSR Construction

Referring to Figure 2, at the low force end of the force-resistance characteristic, a switch-like response is evident. This turn-on threshold, or 'break force', that swings the resistance from greater than 100 kΩ to about 10 kΩ (the beginning of the dynamic range that follows a power-law) is determined by the substrate and overlay thickness and flexibility, size and shape of the actuator, and spacer-adhesive thickness (the gap between the facing conductive elements). Break force increases with increasing substrate and overlay rigidity, actuator size, and spacer-adhesive thickness. Eliminating the adhesive, or keeping it well away from the area where the force is being applied, such as the center of a large FSR device, will give it a lower rest resistance (e.g. stand-off resistance).

EK B: PL-2728 Algılayıcı veri sayfası

At the high force end of the dynamic range, the response deviates from the power-law behavior, and eventually saturates to a point where increases in force yield little or no decrease in resistance. Under these conditions of Figure 2, this saturation force is beyond 10 kg. The saturation point is more a function of pressure than force. The saturation pressure of a typical FSR is on the order of 100 to 200 psi. For the data shown in Figures 2, 3 and 4, the actual measured pressure range is 0 to 175 psi (0 to 22 lbs applied over 0.125 in²). Forces higher than the saturation force can be measured by spreading the force over a greater area; the overall pressure is then kept below the saturation point, and dynamic response is maintained. However, the converse of this effect is also true, smaller actuators will saturate FSRs earlier in the dynamic range, since the saturation point is reached at a lower force.

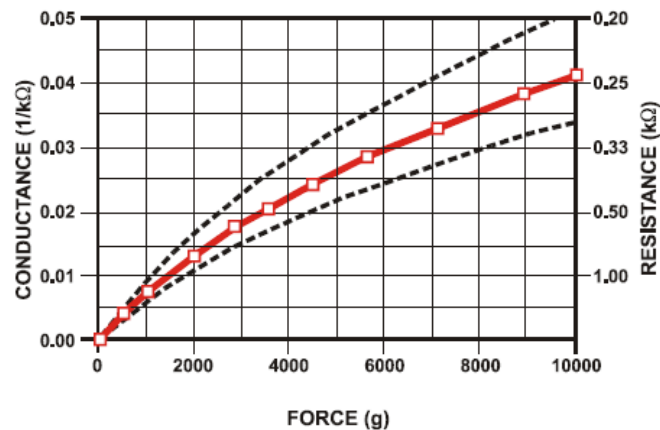


Figure 3:
Conductance vs. Force (0-10Kg)

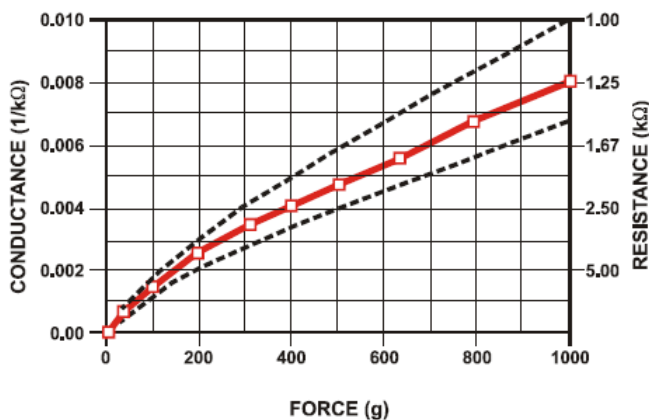


Figure 4:
Conductance vs. Force (0-1Kg) Low Force Range

Force vs. Conductance

In Figure 3, the conductance is plotted vs. force (the inverse of resistance: $1/r$). This format allows interpretation on a linear scale. For reference, the corresponding resistance values are also included on the right vertical axis. A simple circuit called a current-to-voltage converter (see page 21) gives a voltage output directly proportional to FSR conductance and can be useful where response linearity is desired. Figure 3 also includes a typical part-to-part repeatability envelope. This error band determines the maximum accuracy of any general force measurement. The spread or width of the band is

strongly dependent on the repeatability of any actuating and measuring system, as well as the repeatability tolerance held by Interlink Electronics during FSR production. Typically, the part-to-part repeatability tolerance held during manufacturing ranges from $\pm 15\%$ to $\pm 25\%$ of an established nominal resistance.

Figure 4 highlights the 0-1 kg (0-2.2 lbs) range of the conductance-force characteristic. As in Figure 3, the corresponding resistance values are included for reference. This range is common to human interface applications. Since the conductance response in this range is fairly linear, the force resolution will be uniform and data interpretation simplified. The typical part-to-part error band is also shown for this touch range. In most human touch control applications this error is insignificant, since human touch is fairly inaccurate. Human factors studies have shown that in this force range repeatability errors of less than $\pm 50\%$ are difficult to discern by touch alone.

ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad : Tunay Çakar
Doğum Tarihi ve Yeri : İstanbul 1980
E-posta : tunaycakar@hotmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2003, İstanbul Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 1.AR-GE Proje pazarı teşvik ödülü
Bülent Ecevit Üniversitesi, 2014

YÜKSEK LİSANS TEZİNDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- **Doç.Dr.Serhat İkizoğlu, Tunay Çakar, Kaan Şahin, Saddam Heydarov, Prof.Dr.Ahmet Ataş, Doç.Dr.Eyyup Kara.** TOK 2018. Denge Sorunlarının Tespitine Yönelik Kuvvet Algılayıcıları Tabanlı Yürüme Analizi