



T.C.
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GİYİLEBİLİR DURUŞ BOZUKLUĞU UYARI SİSTEMİNİN
İMALATI VE SİSTEMİN DENEYSEL DEĞERLENDİRİLMESİ

EREN YILDIZ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. M. Taylan DAŞ

KIRIKKALE-2023



**T.C.
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GİYİLEBİLİR DURUŞ BOZUKLUĞU UYARI SİSTEMİNİN
İMALATI VE SİSTEMİN DENEYSEL DEĞERLENDİRİLMESİ**

**EREN YILDIZ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DANIŞMAN
Doç. Dr. M. Taylan DAŞ**

KIRIKKALE-2023

Eren YILDIZ tarafından hazırlanan “GİYİLEBİLİR DURUŞ BOZUKLUĞU UYARI SİSTEMİNİN İMALATI VE SİSTEMİN DENEYSEL DEĞERLENDİRİLMESİ” adlı tez çalışması, aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Kırıkkale Üniversitesi Fen Bilimler Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman :

İmza.....

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

Başkan :

İmza.....

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

Üye :

İmza.....

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

Tez Savunma Tarihi:/...../.....

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Prof. Dr. Recep ÇALIN
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYANI

Kırıkkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim

ÖZET

GİYİLEBİLİR DURUŞ BOZUKLUĞU UYARI SİSTEMİNİN İMALATI VE SİSTEMİN DENEYSEL DEĞERLENDİRİLMESİ

Kırıkkale Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Doç. Dr. M. Taylan DAŞ

Ocak 2023, 95 sayfa

Son yıllarda, duruş bozukluğu en ciddi sağlık sorunlarından biri haline geldi. Duruş bozukluğunun omurga sağlığını olumsuz etkilediği bilinir. Omurga insan vücudunun önemli bir parçasıdır ve insan sağlığında hayati bir rol oynar. Sağlıklı bir omurgayı korumak için iyi bir duruşa sahip olmak esastır. Duruş bozukluğu, omurgaya gereksiz baskı uygulayarak ağrıya ve diğer sağlık sorunlarına yol açabilir. Bu çalışma, giyilebilir bir hatalı duruş düzeltme sistemi geliştirmeyi amaçlamıştır. Geliştirilen sistem flex sensör, mikrodenetleyici, Bluetooth modülü, titreşim motorları, sesli uyarı bileşeni ve güç kaynağından oluşmaktadır. Ayrıca tasarlanan sistem, mikrodenetleyici ile SSAA arasında başarılı veri aktarımına dayanmaktadır. Geliştirilen sistem, kişilerin oturma pozisyonu takip ederek doğru duruş bozulduğunda uyarı verir. Geliştirilen sistemin kullanıcıların üzerindeki etkisini incelemek için bir deney planlanmıştır. Bu deneyde sekiz sağlıklı erkek ve dört sağlıklı kadın (yaş: 22.0 ± 1.3 yaş, boy: 1.71 ± 0.1 m, ağırlık: 65.5 ± 12.3 kg) rastgele seçilmiştir. Çalışma üç oturuma ayrılmıştır: Oturum birde katılımcılar, geri bildirim sistemi kapalı olarak geliştirilen sistemi 15 dakika boyunca kullanmışlardır. Oturum iki süresince katılımcılar doğru duruşları bozulduğunda geliştirilen sistem tarafından uyarılmıştır. Oturum üçte geribildirim sistemi tekrar kapatılmıştır. Geliştirilen sistem, tüm oturumlarda kötü duruş sayısını ve kişisel bilgileri toplayarak bulut depolamada saklar. Ayrıca bütün oturumlarda toplanan PPC değerleri, geliştirilen sistemin katılımcıların duruş alışkanlıkları üzerindeki etkisini belirlemek için paired t-testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Sonuçlar, oturum bir ile oturum üç arasında ortalama PPC değerinin % 56,27 azaldığını ve tüm seanslardan sonra ortalama gelişme endeksi değerinin 50,75 olduğunu gösterdi. Bu çalışmada, geliştirilen sistemin oturma pozisyonunda doğru duruş bozukluğu olduğunda kişileri başarılı bir şekilde uyardığı ve katılımcılara doğru duruş alışkanlığını kazandırdığı görülmüştür.

Anahtar kelimeler: Giyilebilir cihaz, Haptik geribildirim, Kötü duruş doğrulama.

ABSTRACT

MANUFACTURING OF WEARABLE POOR POSTURE WARNING SYSTEM AND EXPERIMENTAL EVALUATION OF THE SYSTEM

Kırıkkale University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Mechanical Engineering, Master's Thesis

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. M. Taylan DAŞ

January 2023, 95 pages

In recent years, poor posture has become one of the most severe health issues. Poor posture is known adversely affect spine health. The spine is an important part of the human body and plays a vital role in a person's health. Having a good posture is essential for maintaining a healthy spine. Poor posture can put unnecessary strain on the spine, which can lead to pain and other health problems. This study is aimed at developing a wearable poor posture correction system. The developed system consists of a flex sensor, a microcontroller, a Bluetooth module, vibration motors, buzzers, and a power supply. The designed system is based on successful data transfer between the microcontroller and the SSAA. The system monitors people's sitting posture and alerts them when the correct posture is disturbed. An experiment was planned to investigate the effect of the developed system on users. In this experiment, eight healthy men and four healthy women (age: 22.0 ± 1.3 years, height: 1.71 ± 0.1 m, weight: 65.5 ± 12.3 kg) were randomly selected. The study was divided into three sessions: In session 1, the participants used the developed system for 15 minutes with the feedback system turned off. During session 2, the participants were alerted by the developed system when the correct posture was disturbed. During session 3, the feedback system was turned off again. In all sessions, the developed system collects and saves the poor posture count and personal information at cloud storage. In addition, the PPC values collected in the sessions were evaluated using the paired t-test to determine the impact of the developed system on the participants' postures habit. The results showed the average PPC value reduced by 56.27 % between session 1 and session 3, and the average improvement index value after all sessions was founded 50.75. In this study, it was seen that the developed system successfully alerted people when the correct posture was disturbed in the sitting position and helped the participants to acquire the habit of correct posture.

Key Words: Haptic feedback, Poor posture correction, Wearable device

TEŞEKKÜR

Lisans eğitimimden itibaren beraber çalıŐtıđım, bilgi ve birikimleri sayesinde karŐılaŐtıđım sorunları çözen, aŐılması zor engellerin nasıl üstesinden gelinebileceğini öğreten, yardım ve birikimlerini hiçbir zaman esirgemeyen, bana aktardıkları sayesinde araŐtırmama yön veren Sayın Doç. Dr. M.Taylan DAŞ' a ve hayatım boyunca desteklerini her zaman yanımda hissettiğim değerli aileme, kariyerimde ve zor zamanlarımda bana destek olan AyŐenur Balcı'ya teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL BİLGİLER	10
2.1 Omurga ve Bölümleri.....	10
2.2 Omurganın Görevleri	11
2.3 Omurgayla İlgili Hastalıklar	12
2.3.1 Skolyoz.....	12
2.3.2 Kifoz.....	13
2.3.3 Lordoz	13
2.4 POSTUR	14
2.4.1 Omurga ve Postür İlişkisi.....	14
2.4.2 Ayakta Doğru Postür.....	14
2.4.3 Doğru Oturma Postürü	15
3. MATERYAL VE METOT	16
3.1 Akıllı Korse ile Postur Uyarı Sisteminin Elemanları.....	16
3.1.1 Flex Sensör.....	16
3.1.2 Mikrokontrolcü	18
3.1.3 Haberleşme Bileşeni	20
3.1.4 Korse	21
3.1.5 Ses Bileşeni	21
3.1.6 Titreşim Motoru	22
3.1.7 Güç Kaynağı.....	22
3.1.8 Sistem Kutusu	22

3.2 Akıllı Korse ile Postür Uyarı Sisteminin Yazılımı	26
3.2.1 Mikrokontrolcüyü Programlamak İçin Kullanılan Yazılım	26
3.2.2 Android Uygulaması: Smart Spine Alert	29
3.2.3 Verilerin Buluta Depolanması.....	34
3.3 Sistem Elemanlarının Korse Üzerinde Yerleşimi	36
3.3.1 Flex Sensör.....	36
3.3.2 Diğer Sistem Elemanlarının Korse Üzerinde Yerleşimi	38
3.4 Akıllı Korse İle Postür Uyarı Ve Gözlem Sisteminin Genel Çalışma Prensipleri	40
3.5 Deneysel Çalışma İçin Veri Toplama Metodu.....	42
4. BULGULAR VE TARTIŞMALAR	44
4.1 Katılımcıların Birinci Oturum Verilerinin Analizi	45
4.1.1 Katılımcıların Birinci Oturumuna Ait Hata Verilerinin Regresyon Analizi	48
4.2 Katılımcıların İkinci Oturum Verilerinin Analizi	51
4.2.1 Katılımcıların İkinci Oturumuna Ait Hata Verilerinin Regresyon Analizi	55
4.3 Katılımcıların Üçüncü Oturum Verilerinin Analizi	57
4.3.1 Katılımcıların Üçüncü Oturumuna Ait Hata Verilerinin Regresyon Analizi	61
4.4 Verilerin Gelişim Endeksi ve Paired t-Test İle incelenmesi	64
4.4.1 Katılımcıların Birinci Oturum ve İkinci Oturum Hata Miktarlarının Paired t-Test ve Gelişim Endeksi Karşılaştırılması.....	65
4.4.2 Katılımcıların Birinci Oturum ve Üçüncü Oturum Hata Miktarlarının Paired t-Test ve Gelişim Endeksi Karşılaştırılması.....	67
5. SONUÇLAR	70
KAYNAKLAR	73
ÖZGEÇMİŞ.....	79

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>ÇİZELGE</u>	<u>Sayfa</u>
Çizelge 1.1 Literatür sınıflandırılması	9
Çizelge 3.1 Yaygın Arduino çeşitlerinin kıyaslanması.....	19
Çizelge 4.1 Birinci oturuma ait varyans analizi	49
Çizelge 4.2 Birinci oturum regresyon katsayılarının analizi	49
Çizelge 4.3 Birinci oturuma ait model özeti	50
Çizelge 4.4 İkinci oturuma ait varyans analizi.....	55
Çizelge 4.5 İkinci oturuma ait regresyon katsayılarının analizi	56
Çizelge 4.6 İkinci oturuma ait model özeti.....	56
Çizelge 4.7 Üçüncü oturuma ait varyans analizi	62
Çizelge 4.8 Üçüncü oturuma ait regresyon katsayılarının analizi	62
Çizelge 4.9 Üçüncü oturuma ait regresyon modeli özeti.....	63
Çizelge 4.7 Birinci oturum ve ikinci oturum arası gelişme endeksi değerleri.....	66
Çizelge 4.8 Birinci oturum ve ikinci oturum için paired t-test	66
Çizelge 4.9 Birinci oturum ve ikinci oturum için paired t-test analizinin p değeri ve t değeri.....	67
Çizelge 4.10 Birinci oturum ve üçüncü oturum arası gelişme endeksi değerleri	68
Çizelge 4.11 Birinci oturum ve üçüncü oturum için paired t-test sonuçları	69
Çizelge 4.12 Birinci oturum ve üçüncü oturum için paired t-test analizinin p değeri ve t değeri.....	69
Çizelge 4.13 Oturumlar Arası Postür Gelişme Endeksi	71

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>ŞEKİL</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1 Omurga ve kısımları [45]	11
Şekil 2.2 Normal omurga (a) ve skolyoz hastalığına maruz kalmış omurga (b) [48] 12	
Şekil 2.3 Normal omurga (a) ve kifoz hastalığına maruz kalmış omurga (b) [49]....	13
Şekil 2.4 Normal omurga (a) ve lordoz hastalığına maruz kalmış omurga (b) [51]..	13
Şekil 2.5 Yanlış postür (a) ve doğru postür (b).....	14
Şekil 2.6 Doğru oturma postürü [55]	15
Şekil 3.1 Optik flex sensör [56]	16
Şekil 3.2 Mürekkep temelli flex sensör [56].....	17
Şekil 3.3 Normal direnç (a) 45° Eğilmiş direnç (b) 90° Eğilmiş direnç (c) [57].....	17
Şekil 3.4 Arduino Nano	18
Şekil 3.5 Bluetooth modülü HC05	20
Şekil 3.6 Tercih edilen korse modeli	21
Şekil 3.7 Buzzer	21
Şekil 3.8 Titreşim motorları.....	22
Şekil 3.9 Tasarlanan sistem kutusunun farklı iki görünümü.....	23
Şekil 3.10 Sistem kutusunun üst kapağı	24
Şekil 3.11 Baskı sonrası kutu ve Arduino Nano	24
Şekil 3.12 Sistem elemanlarının devre kartı üzerinde gösterimi	25
Şekil 3.13 Arduino IDE programından görüntü	27
Şekil 3.14 Arduino programının akış diyagramı.....	28
Şekil 3.15 MIT App programının ara yüzü.....	29
Şekil 3.16 Smart Spine Alert uygulamasının akış diyagramı	31
Şekil 3.17 Smart Spine Alert uygulamasının arayüzü	32
Şekil 3.18 Firebase bulut depolama	35
Şekil 3.19 Flex sensörde meydana gelen hasar.....	36
Şekil 3.20 Desteklenen flex sensör	37

Şekil 3.21 Korse üzerine dikilen flex sensör	38
Şekil 3.22 Sistem elemanlarının korse üzerinde gösterimi.....	39
Şekil 3.23 Uygulama dosyasının QR kodu.....	40
Şekil 3.24 Sistem kutusunda yer alan kontrol anahtarları.....	41
Şekil 3.25 Deneylerin yapıldığı koltuk	42
Şekil 4.1 Katılımcıların birinci oturumuna ait hata miktarı	45
Şekil 4.2 Katılımcıların birinci oturumuna ait hata miktarının yaşa göre dağılımı ...	45
Şekil 4.3 Birinci oturuma katılan katılımcıların ortalama hata miktarını yaşa göre dağılımı	46
Şekil 4.4 Birinci oturum hata miktarı ile katılımcıların boyları arasındaki değişim .	46
Şekil 4.5 Birinci oturum hata miktarı ile katılımcıların BMI değeri arasındaki değişim	47
Şekil 4.6 Birinci oturum hata miktarı ile katılımcıların ağırlıkları arasındaki değişim	47
Şekil 4.7 Birinci oturumda kadın ve erkek katılımcıların hata miktarının kıyaslanması	48
Şekil 4.8 Birinci oturum regresyon modeline ait atık değer grafikleri	50
Şekil 4.9 Katılımcıların ikinci oturumuna ait hata miktarları	51
Şekil 4.10 Katılımcıların ikinci oturumuna ait hata miktarının yaşa göre dağılımı...	52
Şekil 4.11 İkinci oturum hata miktarı ile katılımcıların boyları arasındaki değişim .	52
Şekil 4.12 İkinci oturum hata miktarı ile katılımcıların BMI değeri arasındaki değişim	53
Şekil 4.13 İkinci oturum hata miktarı ile katılımcıların ağırlıkları arasındaki değişim	54
Şekil 4.14 İkinci oturumda kadın ve erkek katılımcıların hata miktarının kıyaslanması	54
Şekil 4.15 İkinci oturum regresyon modeline ait atık değer grafikleri	57
Şekil 4.16 Katılımcıların üçüncü oturuma ait hata miktarı.....	58
Şekil 4.17 Üçüncü oturuma katılan katılımcıların ortalama hata miktarının yaşa göre dağılımı	58
Şekil 4.18 Üçüncü oturuma katılan katılımcıların ortalama hata miktarının boya göre dağılımı	59
Şekil 4.19 Üçüncü oturuma katılan katılımcıların ortalama hata miktarının BMI verisine göre dağılımı.....	60

Şekil 4.20 Üçüncü oturuma katılan katılımcıların ortalama hata miktarının katılımcıların ağırlıklarına göre dağılımı	60
Şekil 4.21 Üçüncü oturumda kadın ve erkek katılımcıların hata miktarının kıyaslanması.....	61
Şekil 4.22 Üçüncü oturum regresyon modeline ait atık değer grafikleri.....	64
Şekil 4.23 Katılımcıların birinci oturum ve ikinci oturum hata miktarlarının değişimi	65
Şekil 4.24 Katılımcıların birinci oturum ve üçüncü oturum hata miktarlarının değişimi	67



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER DİZİNİ

Vo	Çıkış gerilimi
Vcc	Flex sensöre uygulanan gerilim
Rsens	Eğilme durumunda direnç
R	Direnç
H	Boy
W	Kütle

KISALTMALAR DİZİNİ

GUI	Grafiksel kullanıcı arayüzü
LBP	Bel ağrısı
FD	Flex sensörden alınan değer
KD	Kalibrasyon değeri
AKD	Ayakta kalibrasyon değeri
OKD	Otururken kalibrasyon değeri

1.GİRİŞ

Her yıl dünya üzerinde milyonlarca insan sırt ağrılarında etkilenmekte ve pahalı tedavilere başvurmaktadır. Omurga sağlığı için doğru postüre sahip olmak ucuz ve verimli yollardan biridir. Yanlış postüre sahip olmak sağlıksız bir omurgaya neden olmakla birlikte omurganın anatomik karakterini kalıcı bir şekilde değiştirerek tedavi süreci zor olan omurga hastalıklarına (skolyoz, kifoz vs.) sebep olabilir. Sırt ağrısı en yaygın omurga problemleri arasında yer almaktadır ve insan yaşamı boyunca herhangi bir dönemde sırt ağrısından mustarip olabilir [1]. Sırt ağrısını tedavi etmek için her yıl Amerika'da yaklaşık 50 milyon dolar harcanmaktadır [2]. Omurga hastalıklarının tedavisi için doğrudan veya dolaylı olarak yıllık 100 milyon dolardan daha para harcanmaktadır [3]. Ayrıca İngiltere'de genç popülasyonun %62'si sırt ağrıları ile mücadele etmektedir [4]. Ülkemizde yapılan bir çalışmada ise 18 yaş altı 1000 çocuk hastanın, rehabilitasyon kliniğine başvurma sebepleri arasında bel ve sırt ağrıları en yaygın ikinci sebep olmuştur [5]. Yetişkin ve çocuk fark etmeksizin sırt ağrılarının ve ona bağlı birçok omurga hastalığın en yaygın sebeplerinden biri yanlış bir postüre sahip olmaktır, yanlış postürde uzun süre kalmak omurganın olması gereken eğrilik açısını artırmasına buna bağlı skolyoz ve kifoz gibi omurga hastalıklarına sebep olabilir. Omurga hastalıklarının tedavisinde birçok yöntem vardır ama genellikle ilk tercih edilen yöntemler konservatif tedaviler ve egzersizlerdir. Özellikle omurga hastalıklarının ilk belirlendiği zamanlarda konservatif tedaviler çok daha verimli olmaktadır. Omurga hastalıklarının tedavisinde uygun korseyi kemik büyümesinin sonuna kadar günde en az 20 saat kullanılması yararlı bulunmuştur [6]. Ayrıca korse takmanın faydası skolyoz hastalarında yüksek riskli eğrilerin ilerlemesini cerrahi eşiğe kadar önemli bir şekilde azalttığı, daha uzun süreli korse kullanımının elde edilen fayda miktarını arttırdığı bulunmuştur [7].

Omurgayı olması gereken eğrilikte tutabilmek için birçok korse imal edilmiştir ama bu korseler çoğunlukla kişiyi rahatsız edebilecek kadar sıkarak günlük hareketlerini kısıtladığı gözlemlenmiştir. Ayrıca bu korseler postür bozulduğunda kullanıcıyı uyarak doğru postürde bulunma alışkanlığını geliştirmemiştir.

Asadullah ve ark. [8] tarafından yapılan çalışmada flex sensör ve IMU (atalet ölçüm birimi) sensörlerinden elde edilen verileri, omurganın açısını hesaplamak için kullanmışlardır. Elde edilen veriler doğrultusunda omurga hareketini taklit edebilen sıvı bazlı sürücü yardımıyla omurgayı sağlıklı pozisyonuna negatif basınç ile getiren sistem tasarlanmıştır. Ayrıca çalışmalarında sıvı temelli sürücü üretiminin en son ki teknolojik gelişmeler ile mümkün olabileceğini ifade etmişlerdir. Tasarlanan donanımın omurganın benzersiz şekliyle uyuştuğunu ifade etmişlerdir. Deneysel bir çalışma yapılmamıştır.

Alattas [9] tarafından yapılan çalışmada bir ultrasonik sensör kullanarak özellikle bilgisayar kullanıcılarının duruş bozukluğunu belirleyen bir çalışma gerçekleştirmiştir. Çalışmada bilgisayar kullanıcısı bilgisayar ekranına yaklaştığı zaman ekranın yanına yerleştirilen ultrasonik sensör mesafeyi ölçerek mikrokontrolcüye iletir eğer ölçülen değer 50 santimetrenin altında ise bir melodi çalarak sesli uyarı, kırmızı bir led yanması ile de görsel uyarı verilmiş olur. Çalışmanın başarılı ve verimli olduğu görülmüştür.

Nizam ve ark. [10] yaptıkları çalışmada oturma pozisyonunda ki bir kişinin postürünü gözlemlemeyi hedeflemiştir. Yaptıkları çalışmada flex sensör kullanmışlardır. Omurganın eğilme açısını belirlemek için, sensörden aldıkları veriyi mikrokontrolcü yardımıyla işleyip, telefon uygulaması geliştirerek sensörden okunan değer belirlenen değer üstünde olması durumunda telefon uygulaması üzerinden sesli uyarı veren bir gözlemeleme sistemi geliştirmişlerdir. Kullanıcılar tarafından verilen puana göre ürün yeterli bulunmuş ve pazarda benzer özellikteki cihazlardan daha ucuz olduğu belirtilmiştir.

Sahani ve ark. [11] yaptıkları çalışmada literatürde olan birçok postür uyarı yöntemini karşılaştırarak, IMU sensöründen alınan verinin Arduino ile işlenerek buzzer yardımıyla sesli uyarı veren ve Android temelli bir uygulama ile gözlemeleme yapılabilen bir sistemin faydalı olabileceğini ifade etmişlerdir.

Doppalapudi SK ve ark. [12] çalışmalarında insan postürünü sürekli olarak takip eden bir cihaz tasarlamayı hedeflemiştir. Polyester ve likra karışımı vücudu saran bir giysi üzerine 4 adet ivmeölçeri konumlandırmayı düşünmüşler ve alınan verileri LilyPad ile derlemeyi hedeflemiştir. Toplanacak veriler uygulama üzerinde gerçek zamanlı görülebileceği gibi kayıt da etmek hedeflenmiştir. Bu tasarlanan sistemi en az

beş erkek ve beş kadında denemeği hedeflemişlerdir. Deneysel bir çalışma yapılmamıştır.

Huang ve Ouyang [13] çalışmalarında 7 adet kuvvet sensörünü sandalyenin farklı bölgelerine yerleştirerek, sensörlerden elde ettikleri verileri mikrokontrolcüde işleyerek farklı oturma pozisyonları için veriler elde etmişlerdir. Sistemin yanlış oturma pozisyonunu belirlemede kullanılabileceği ifade edilmiştir.

Cătălina ve ark. [14] tarafından yapılan çalışmada omurga hareketinin tamamını gözlemek için IMU sensör ve flex sensör kullanmışlardır. Sensörlerden 24 saat boyunca veri toplayarak elde edilen verileri sağlık personeli ile paylaşmayı hedeflemişlerdir.

Bramhapurikar ve ark. [15] tarafından yapılan çalışmada tişört arkasına bir flex sensör ve titreşim motoru sabitleyerek postür bozulduğunda kullanıcıyı uyarın bir sistem geliştirmişlerdir. Kullanıcı sistemi kullanmadan önce kendisine göre, Nokia 5110 ekranından faydalanılarak oluşturulan görüntüleme ünitesinden faydalanarak oturma hali için kalibrasyonu gerçekleştirmiştir. Belirlenen doğru postür bozulduğunda Bluetooth aracılığıyla telefondaki terminal ekranında uyarı mesajı iletir ve aynı zamanda titreşim üreterek kullanıcıyı uyardığını ifade etmişlerdir. Yaptıkları çalışmada sistemin başarılı bir şekilde çalıştığını gözlemlemişlerdir.

Wong ve ark. [16] yaptıkları çalışmada kişiye doğru postür alışkanlığı kazandırmayı amaçlamışlardır. Bu amaçla bir giysi içine ivme sensörü ve jiroskop entegre etmişlerdir. Kullanıcılara geliştirilen sistemi dört gün deneterek veriler toplamışlardır. Sistemin uzun kullanımda sonucunun henüz bilinmediği ifade edilmiştir.

Wang ve ark. [17] tarafından yapılan çalışmada kullanıcıyı antrenman esnasında omurga için ters hareketten kaçınmasını ve omurganın aşırı eğik olması durumunda uyaracak bir sistem geliştirmeyi hedeflemişlerdir. Sistemde iki adet IMU kullanmışlardır. Tasarlamış oldukları kıyafet üzerine bir adet titreşim motoru ekleyerek uyarı mekanizması oluşturmuşlardır. Geliştirdikleri telefon uygulaması ile omurganın pozisyonları ve derecesini uygulama üzerinden görülmektedir. Sistemin kullanışlı olduğu belirtilmiştir.

Lim ve ark. [18] öğrencilerin oturma pozisyonunu gözlemek ve uyarmak için bir sistem tasarlamışlardır. Öğrencilerin postürünü belirlemek için iki adet ivme ölçer

kullanmışlardır. Bu sensörleri öğrencilerin cervical omurga (boyun) ve lumbar omurga (sırt) kısmına yerleştirdiler. Üç adet test ile geliştirilen sistemin kalibrasyon işlemini gerçekleştirdiler. İlk test ivmeölçer ve gonyometre arasında gerçekleştirilmiştir. İvmeölçer bir gonyometrenin bacağını yerleştirilmiş ve ölçüm değerleri alınmıştır bu durumda hata %0,04 olarak hesaplanmıştır. İkinci testte ivmeölçerlerden alınan ölçüm, elektro gonyometre ile kıyaslanmıştır. Hareketli ölçüm yapabilmek için üç adet denek kullanıldı ve deneklerden bazı hareketler yapılması istendi oturur pozisyonda (masadan telefonu alma, bilgisayar ekranından yazı okuma gibi) lumbar omurga üzerine yerleştirilen ivmeölçerin hatasını % 0,48 olarak buldular. Cervical omurga üzerinde bulunan ivmeölçerin hatasını % 0,35 buldular. Üçüncü testte deneye gerçek zamanlı belirli görevler verildi ve veriler kaydedildi. Bir buzzer ile belirlenen derece (100° ile 135°) arasında olmayan bir omurga hareketi sonucu, buzzer ses çıkararak kullanıcıyı uyardığını ifade ettiler. Yaptıkları çalışmada bireyin oturma pozisyonda omurga hareketlerini gözlemleyebilmişlerdir.

Kumar ve ark. [19] bir postür uyarı cihazı geliştirmişlerdir. Sistem bir mikro kontrolcü, flex sensör ve buzzerden oluşturulmuştur. Flex sensörü tişörtün sırt kısmına yapıştırmışlar ve elde edilen verileri mikrokontrolcüye aktarmışlardır. Eğer değer eşik değerinden farklı ise buzzer öterek kullanıcıyı doğru pozisyon için uyarmakta ve LCD ekranda bu bilgi gösterilmektedir. Sistem de 2.2” flex sensör ve 4.5” flex sensör denenmiş ve 4.5” flex sensörde değerler daha geniş aralıkta olduğu için tercih edilmiştir. Sistem yanlış postürü belirlemede başarılı olmuştur.

Shappell ve ark. [20] duruş bozukluğunu gözlemlemek için “PostureBot” adını verdikleri bir cihaz geliştirmişler. Arduino ve IMU sensörünü kullanarak, sensöründen elde ettikleri verileri Bluetooth ile mobil uygulamaya göndererek postür gözlemlenmesini başarmışlardır.

Dhulap ve ark. [21] yapmış olduğu çalışmada duruş bozukluğunu belirlemek için flex sensör ve IMU sensörü üzerinden gelen verileri kıyaslayarak duruş bozukluğunu belirleyen bir sistem geliştirmişlerdir. Flex sensörün eğildiği IMU’ dan gelen verinin de başlangıçta on saniye boyunca belirlenen kalibrasyon değerinden fazla olduğu durumda, uygulama üzerinden bir bildirim gönderip sistem üzerinde bulunan titreşim motoru ile kullanıcıyı uyaran bir sistem geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri sistemin kullanıcılar için faydalı olacağı sonucuna varılmıştır.

Sardini ve ark. [22] yaptıkları “Wireless Wearable T-Shirt” ile postur gözlemlemek için tişört üzerinde bir sistem tasarlamışlardır. Yapmış oldukları tişört de omurga boyunca bakır iletken kabloları “S” şeklinde yerleştirerek omurga hareketi ile direnci değişebilen bir sensör elde ettiler. Sensörden elde edilen verileri kablosuz olarak bilgisayara aktararak omurga hareketlerini gözlemlemeyi başarmışlardır.

Ferdews Tlili ve ark. [23] hatalı duruşu belirlemek için gerçek zamanlı bir sistem tasarlamışlar. Tasarladıkları sistemde iki adet IMU sensörü kullanılmıştır ve bu sensörlerin birini sırtın üst kısmına diğerini ise omuz kısmına yerleştirmişlerdir. Sensörlerden elde edilen verileri buluta depolayarak geliştirilen uygulama sayesinde istedikleri zaman mevcut postürü gözlemleyebilmişlerdir. Bu sistemde kullanıcıyı uyaran bir sistem bulunmamaktadır.

Dell’Olio ve ark. [24] yapmış oldukları çalışmada giyilebilir bir postur gözleme sistemi tasarlamışlardır. Tasarlanan sistem bir adet flex sensor, Lilypad ve buzzerden oluşmaktadır. Flex sensörden elde edilen veriler Lilypad yardımıyla işlenerek postür gözleme işlemini gerçekleştirmişlerdir. Yapılan prototip de postur gözleme işleminin başarılı olduğu ifade edilmiştir.

Matuska ve ark. [25] yanlış oturma pozisyonunu belirlemek için bir akıllı sandalye geliştirmişler. Akıllı sandalye altı adet kuvvet sensöründen oluşmaktadır ve bu sensörlerden dört tanesi sırtın yaslanma kısmında, iki tanesi ise oturma kısmında yer almaktadır. Çalışmada mikrokontrolcü olarak NodeMCU kullanılmıştır. On iki farklı deneği belirledikleri dokuz farklı oturma durumunda gözlemleyerek elde edilen verileri bulut depolamaya aktararak, mobil uygulamadan da verileri kırmızı, turuncu ve yeşil olarak kullanıcıya göstererek uyaran bir sistem geliştirmişler. Sandalyenin oturma iç kısmında bulunan sensörlerin oturma pozisyonuna bağlı olarak en çok değişim gösteren sensör grubu olduğunu belirtmişlerdir.

Patiño ve ark. [26] sırt hareketini gözlemlemek için giyilebilir bir sistem tasarlamışlardır. Bu sistem de bir tekstil ürünün üzerine bakır kabloları “zigzag” modelinde dikerek tekstil temelli bir sensör elde ettiler. Tasarladıkları prototip sistem bir adet tekstil ürünü temelli sensor, Arduino, HC-06 Bluetooth modülü ve güç ünitesinden oluşmaktadır. Sistemin saate 20.1 mA çektiği ve yaklaşık 10 saat boyunca kesintisiz çalışabileceğini ayrıca ifade edilmiştir. Bu sistemde bulunan tekstil esaslı geliştirdikleri sensörü simülasyon üzerinde ve deneysel olarak değerlendirerek öne

eğilme hareketinde sensör üzerinden okunan indüktans değerinin 4.500 μH simülasyonda okunan değer 4.698 μH olduğunu ifade ederek bu farkın simülasyon ve gerçek parametreler arasındaki fark olabileceğini ifade etmişler. Geliştirilen sistemin sırt ağrılarını gidermek için kullanıcıya bulunduğu durum hakkında bilgi vererek potansiyel bir çözüm olabileceği ifade edilmiştir.

Rezaei ve ark. [27] çalışmalarında bir piezoresistive temelli gerilme sensörü geliştirerek 12 denek üzerinde insan vücudunun hareketlerini gözlemlemeyi hedeflemişlerdir. Yaptıkları çalışmalar sonucundan 5 dereceden küçük hatalar ile omurganın hareket açılarını belirleyebilmişlerdir.

García-Jaén ve ark. [28] Lumbatex adında bir sistem geliştirmişlerdir. Bir kıyafet üzerine beş adet IMU yerleştirmişlerdir. Sensörlerden elde edilen verileri Bluetooth modülü vasıtasıyla geliştirdikleri yazılıma aktararak gerçek zamanlı omurga hareketlerini gözlemlemişlerdir.

Lee ve ark. [29] çalışmalarında omurga hareketini gözlemek için katı hal jiroskobundan faydalanmışlardır ve elde edilen verileri bilgisayara aktararak bel kısmının hareketini denekler üzerinde gözlemlemişlerdir. Tasarlanan sistemin klinik değerlendirmelerin yanı sıra biyomekanik araştırmalar içinde uygun olduğunu ifade etmişlerdir.

Chan ve ark. [30] yapmış oldukları çalışmada IMU sensörünün kullanımı ve ne kadar doğru sonuçlar verdiğini araştırmıştır. Çalışmalarında IMU sensörünün birçok amaçla kullanıldığını ifade etmişler ve yüksek doğruluğa sahip olduklarını belirtmişlerdir ayrıca eklem hareketlerini gözlemek içinde uygun olduğu belirtilmiş, algoritmalar ile de daha doğru sonuçların yakın gelecekte mümkün olduğunu ifade etmişlerdir.

Goodvin ve ark. [31] çalışmalarında IMU sensöründen yararlandıkları bir sistem geliştirmişlerdir. Geliştirilen sistemin amacı omurga hastalıklarına tanı koymaktan kişinin postürünü gözlemlemeye kadar uzanmaktadır. Sistem üç adet IMU sensöründen oluşmaktadır bu sensörler omurga üstüne sırasıyla servikal, torasik ve lumbar bölgelerinde yer almaktadır. Sensörden elde edilen veriler MATLAB temelli bir GUI yazılımına aktararak omurga hareketlerini grafiksel olarak izleyebilmişlerdir. Deneysel çalışmalar sonucunda yapılan hata miktarını 3,1 dereceden daha az olduğunu bulmuşlardır.

Mazloumi ve ark. [32] yapmış oldukları çalışmada aynı araba üretim hattında çalışan 16 işçinin belinin kinematik incelemesini gerçekleştirmişlerdir. Yapılan çalışmada işçileri 10 tanesi LBP, 6 tanesi non-LPB olarak iki gruba ayırmışlardır. Tasarladıkları cihaz bir adet ivme ölçer, magnetmeter ve jiroskoptan oluşmaktadır. Çalışmada non-LBP grubunda yer alan işçiler bazı hareketlerde hem daha fazla dereceye sahip hem de o pozisyonda daha fazla kalabildiği görünmüştür. Sadece ileri fleksiyon hareketinde tersi olan durum gözlemlenmiştir.

AlGadhib ve ark. [33] yaptıkları çalışmada kifoz hastaları için akıllı ortez geliştirmişlerdir. Bu akıllı ortez iki adet IMU sensöründen ve sisteme gömülü olan ilgili kasları uyarmak için kullanan elektrotlardan oluşmaktadır. Cihaz kasları uyaramıştır.

Chaudhary ve ark. [34] çalışmalarında insan omurga aktivitelerinin flex sensör yardımıyla belirlenebileceğini ve Bluetooth modülü yardımıyla bilgisayar veya telefon uygulaması ile haberleşerek faydalı çalışmalar yapılabileceğini ifade etmişlerdir.

Xia ve ark. [35] yapmış oldukları çalışmada postür belirleme ve uyarı sistemi geliştirmişlerdir. Flex sensöründen faydalandıkları sistemi Arduino LilyPad kullanarak kontrol etmişlerdir. Kullanıcı geliştirilen sistemi giydikten sonra 4 saniye boyunca doğru postürde durarak kalibrasyon işlemini gerçekleştirir. Sistemde bulunan bir titreşim motoru kalibrasyon işlemi bittiğinde kullanıcıyı uyarır. Aynı zamanda titreşim motorunu postür bozulduğunda kullanıcıyı uyarmak için de kullanmışlardır.

Mohammad ve ark. [36] yapmış oldukları çalışmada uzun süre oturan insanlarda meydana gelebilecek omurga sorunları için oturma pozisyonunu değerlendiren bir sistem geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri sistem bir adet IMU ve flex sensöründen oluşmaktadır. IMU sensör oturma pozisyonunda eğilme hareketini kaçırabileceği düşünüldüğü için sisteme flex sensör eklediklerini ifade etmişlerdir. Sistem doğru postürün bozulduğu durumda Telegram uygulaması üzerinden kullanıcıya uyarı vermektedir. Yapılan çalışmada sistemin kalibrasyonu hakkında bilgi yoktur.

Gulati ve ark. [37] çalışmalarında omurga sağlığının önemini vurgulayarak omurga hareketlerini uyku esnasında gözlemlmek için sistem bir tasarlamışlardır. Tasarlanan sistemi flex ve IMU sensörlerinden oluşturmayı hedeflemişlerdir. Kullanıcı uyumadan önce sistemi giyecek ve uyku esnasında postür bozulursa uyarı vererek kullanıcıyı uyacaktır. Sistemin başarılı olacağı düşünülmüştür.

Guo ve ark. [38] çalışmalarında boyun bölgesini gözlemleyen sistem tasarlamışlardır. Tasarlanan sistem boyun bölgesine yerleştirilen flex sensörden oluşmaktadır. IMU temelli sistemlerle kıyaslandığında bu sistemin %100 doğruluğa ulaştığını ifade etmişlerdir. Çalışmalarında her kullanıcı için farklı kritik değerler olduğu belirlenmiş ve her kullanımda tekrar düzenleme yapılması gerektiği ifade edilmiştir.

Tsuchiya ve ark. [39] yapmış oldukları çalışmada lumbago riskini azaltmayı hedefleyen sistem geliştirmişlerdir. Geliştirilen sistem bel bölgesinde ki yükü hesaplayabilmekle birlikte bel bölgesinin hareketini gözlemleyebilmiştir. Sistemde ana eleman olarak flex sensör kullanmışlardır. Flex sensöre ek olarak IMU sensöründen destek almışlardır. Çalışmanın gerekli hesaplama ve gözleme işini yapabildiği ama sistemin X-ray ışınları kullanılan sistemlerle ve diğer sistemlerle kıyaslanması gerektiğini ifade etmişlerdir.

Çakmak [40] iki farklı postür destekleyici korse geliştirmiş ve geleneksel korsenin denek üzerinde tasarımsal yönü ve skolyoza etkisini araştırmıştır. Erken dönemde eğriliği kontrol etmek için sert korseler kullanılmaktadır. Bu korseler sert yapısından dolayı kişiyi rahatsız etmekle birlikte görüntü olarak kullanıcıyı ayrıca rahatsız ettiğini belirtmiştir. Bu yüzden 14 yaşında skolyoz hastası olan bir kız için yumuşak korse prototipi üretmiş ve 15 ay korse kullandıktan sonra eğrilik açısının 8,4 derece azaldığını belirtmiştir.

İmer [41] çalışmasında flex sensör kullanarak omurganın hareketlerini gerçek zamanlı gözlemlemeyi hedeflemişlerdir. Farklı noktalara yerleştirdikleri flex sensörden gelen verileri mikrokontrolcü ile işlemişlerdir. Yapılan çalışmada omurga hareketleri yüksek doğrulukta belirleyebildiğini ifade etmiştir.

Çizelge 1.1 Literatür sınıflandırılması

ÖZELLİKLER	T.Jinan ve diğerleri (2020)	K.Bramhapurikar ve diğerleri (2018)	F.Dell' Olio ve diğerleri (2021)	S.Matuska ve diğerleri (2020)	A.Kumar ve diğerleri (2017)	F.Tlili ve diğerleri (2021)	T.Daş ve E.Yıldız (2022)
Farklı Kişiler İçin Kalibrasyon	✓	✓		✓			✓
Ergonomi	✓			✓		✓	✓
Sesle Uyarı			✓		✓		✓
Titreşim ile Uyarı	✓	✓					✓
Hatalı Postür Takibi	✓		✓	✓	✓	✓	✓
Oturma Anında Kullanım	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Ayakta Kullanım			✓				✓
Görsel Hatalı Durum Takibi							✓
Mobil Uygulama	✓			✓		✓	✓
Verileri Depolama				✓		✓	✓

Çizelge 1.1'de farklı parametreleri içeren bir sınıflandırma yapılmıştır. Bu sınıflandırmada yer alan parametreler yardımıyla mevcut çalışmalar kıyaslanmıştır. Kıyaslanma sonucunda diğer çalışmalarda yer alan eksiklerin bu çalışmada olmadığı ve sonraki çalışmalar için de bu çalışmanın önemli olduğu belirlenmiştir.

2.KURAMSAL BİLGİLER

2.1 Omurga ve Bölümleri

İnsan vücudunda toplam 33 adet omur bulunmaktadır. Bu omurlar kafatasının altından başlayıp kuyruk sokumuna kadar üst üste dizilerek omurgayı oluşturur. Omurga farklı yönlerde farklı hareketler yapabilme yeteneğine sahip ve vücudun ortasında yer alan esnek bir kolon niteliğindedir [42]. Bu özelliklerinin yanında omurga, sinirsel iletim için de önemli bir role sahiptir. Merkezi sinir sistemimizin bir kısmı omurga içerisinde yer alır. Omurganın içerisinde bulunan sinir sistemi elimizin ve ayağımızın hareket edebilmesi, nefes alıp verme gibi hayati faaliyetlerimizi kontrol eder [43]. Omurganın önemli fonksiyonlarından biri sinir sistemini korumaktır [44]. Omurga servikal, torakal, lomber, sakrum ve koksik olmak üzere beş bölüme ayrılır ve her omur birbirine omurlar arası disk ile bağlanır [45].

Servikal

Omurganın üst kısmında yer alır ve yedi adet omurdan oluşur (C1-C7). Bu omurlar başımızı döndürmemiz, eğmemiz ve sallamamıza izin verir.

Torasik

Omurganın bu kısmı 12 adet omurdan oluşmaktadır (T1-T12). Kaburgalarımız omurganın bu kısmına bağlanır.

Lomber

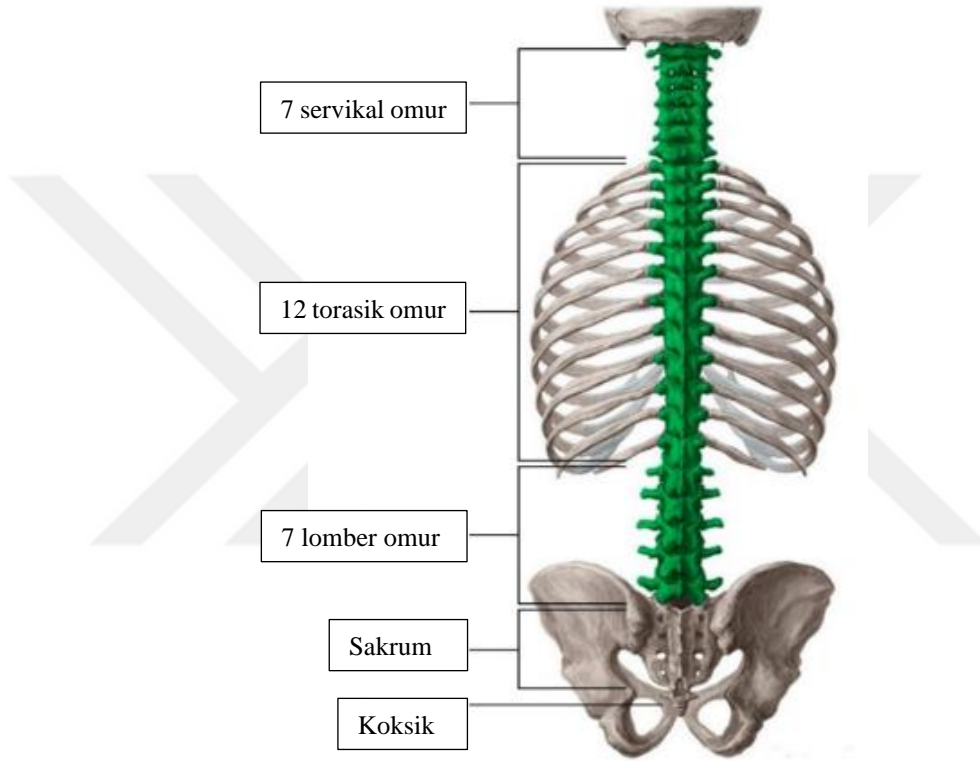
Omurganın bu kısmı bel bölgesi olarak bilinir ve beş adet omurdan oluşur (L1-L5), aynı zamanda lomber omurganın üst kısımlarını destekler. Vücut ağırlığımızın çoğunu ve kaldırdığımız eşyaların ağırlıklarının büyük kısmını taşır. Bu sebeple birçok omurga problemi bu kısımda meydana gelir.

Sakrum

Üçgen şekilli bu kemik kalçaya bağlanır. Beş adet omurdan oluşur ve bebek anne karnındayken kalçaya birleşir ve hareket etmez.

Koksik

Omurganın alt kısmında dört adet omurun birleşmesiyle bu küçük kemik parçası oluşur ve kuyruk sokumuna birleşir [42].



Şekil 2.1 Omurga ve kısımları [45]

Şekil 2.1’ de omurga ve kısımları gösterilmiştir.

2.2 Omurganın Görevleri

- **Koruma:** Omurga vücut için hayati olan sinir sisteminin bir kısmını korur. Omurgada meydana gelebilecek hasar, beyin ile iletişimi etkileyerek vücut için tedavisi güç sonuçlara yol açabilir.
- **Esneklik ve Hareket:** Öne eğilme, geri eğilme, sola ve sağa eğilme gibi hareketlerimizin sınırları omurga tarafından belirlenmekle birlikte günlük

yaptığımız yürümek, koşmak veya merdiven inmek gibi çeşitli hareketler de omurga sayesinde gerçekleşir.

- **Yapısal Destek:** Omuzlar ve göğüs için yapısal destek oluşturur. Üst ve alt gövdeyi birbirine bağlayarak vücudun dengelenmesini ve ağırlık dağılımını sağlar.
- **Bağlantı:** Omurga bir bağlantı noktası olarak hizmet eder. Bu sayede bağlar, tendonlar ve kaslar omurga üzerinde bağlanır [46].

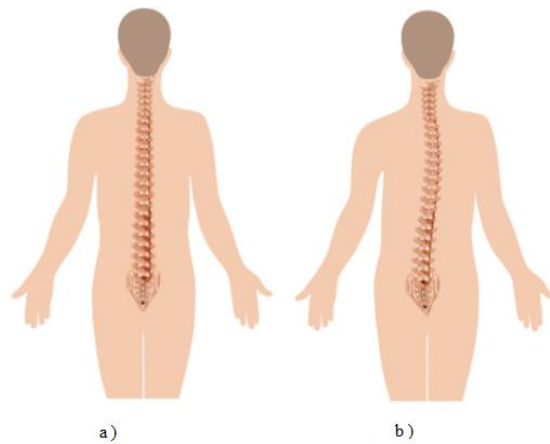
2.3 Omurgayla İlgili Hastalıklar

Omurga kaynaklı hastalıklar doğuştan ve yaralanma sonucu oluşabileceği gibi kendiliğinden de gelişebilir. Omurga hastalıklarının birçoğu omurganın olması gereken eğriliğinden farklı bir eğrilikte olması sonucu oluşur.

2.3.1 Skolyoz

Omurganın normal eğriliğinin bozularak tek tarafta eğilmesi skolyoz olarak tanımlanır (Şekil 2.2). Genellikle çocukluk ve ergenlik dönemlerinde fark edilebilir ve kişinin gelişim döneminde hızla ilerleyebilir. Kadınlarda görülme sıklığı erkeklerden daha fazladır.

Çoğu zaman çok hızlı gelişmediğinden dolayı tedavi gerektirmez. Ancak eğrilik derecesine bağlı olarak farklı tedaviler gerekebilir sadece çok az kişi için cerrahi tedavi önerilirken, genellikle koruyucu tedavi önerilir [47].

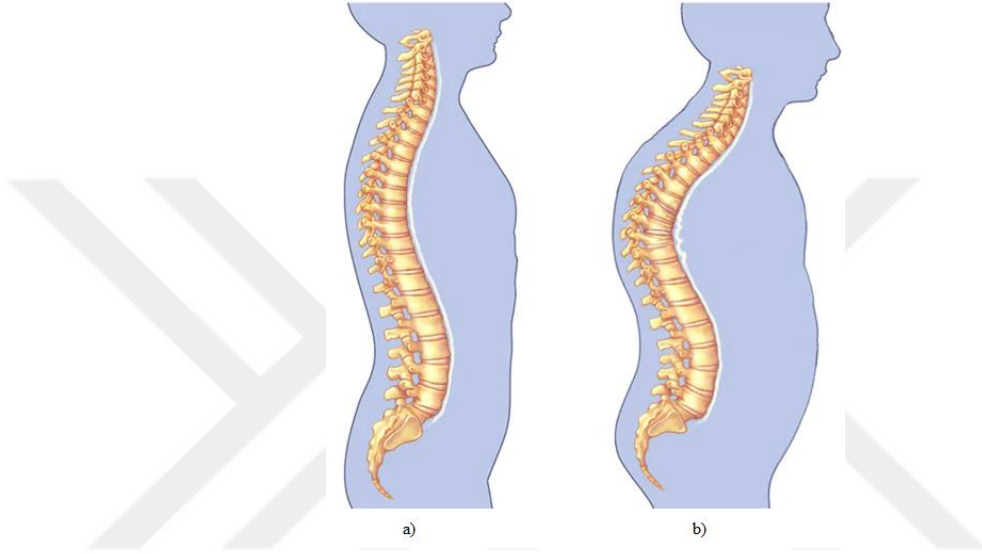


Şekil 2.2 Normal omurga (a) ve skolyoz hastalığına maruz kalmış omurga (b) [48]

2.3.2 Kifoz

Kifoz omurganın olması gerekenden daha fazla öne eğilme durumudur. Kifoz omurga eğrisinin 50 derece veya daha fazla olduğu durum olarak da tanımlanır. Her yaşta oluşabilmekle beraber yaşlı kadınlarda daha sık görülür.

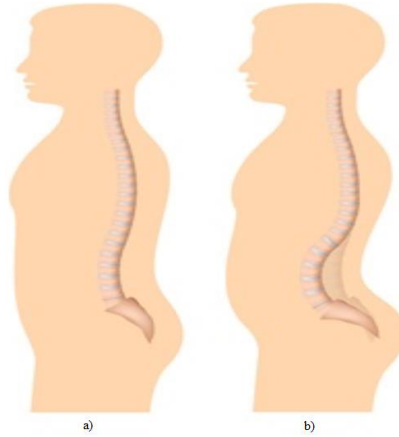
Kifoz birçok sebepten meydana gelebilmekle birlikte yaşa bağlı kifoz kemiklerin sıkışması veya çatlaması sonucu oluşabilir. Kifozun diğer sebepleri tam bilinmemekle birlikte omurganın yanlış duruşu sonucu ortaya çıkabilir (Şekil 2.3) [49].



Şekil 2.3 Normal omurga (a) ve kifoz hastalığına maruz kalmış omurga (b) [49]

2.3.3 Lordoz

Omurganın bel kısmının olması gereken eğriliğinden daha fazla olması sonucu ortaya çıkan hastalıktır (Şekil 2.4). Bu durumda da bel bölgesi başta olmak üzere aşırı ağrı oluşur [50].



Şekil 2.4 Normal omurga (a) ve lordoz hastalığına maruz kalmış omurga (b) [51]

2.4 POSTUR

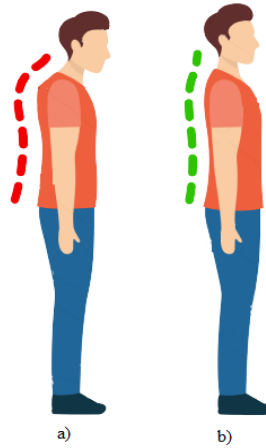
Postür bireyin sabit duruş halindeyken veya herhangi bir iş yaparken vücudun pozisyonudur. Postür statik ve dinamik olmak üzere ikiye ayrılır. Statik postürde kas hareketi mevcuttur ancak bu kas hareketi eklemlerde stabilizasyonu sağlamak ve yer çekimine karşı gelmek içindir. Dinamik postür hareket halindeyken geçerlidir ve harekete bağlı olarak sürekli değişir. Doğru postür fizyolojik ve biyomekanik yönden değerlendirildiğinde, vücutta maksimum yeterliliğin minimum çaba ile sağlandığı postürdür. Sağlıklı bir postür bireyin anatomisine, kültürüne, beslenme alışkanlığı ve meslek gibi birçok etkene bağlıdır. İyi bir postüre sahip olan birey daha az uğraş ile biyomekaniksel olarak daha fazla yeterliliğe sahip olur ve vücudun dıştan görüntüsü daha iyi, daha kararlı bir denge ve buna bağlı olarak dengeli bir yük dağılımına sahip olur [52].

2.4.1 Omurga ve Postür İlişkisi

Kötü postür anatomik yapıda asimetriye yol açmakla birlikte düzgün olmayan postürdeki denge bozukluğu vücut iskeletinin bozulmasıyla sonuçlanır. Yanlış postürde kaslar çok gerilir ve bunun sonucunda ağrı ve spazm görülür [53]. Ağrısız hayat ve sağlıklı omurga için doğru postüre sahip olmak önemlidir.

2.4.2 Ayakta Doğru Postür

Baş dik bir konumda öne veya arkaya eğilmeden boyun üzerinde denge konumunda olmalıdır. Omurgadaki fizyolojik eğriler korunmalıdır. Göğüs dik olmakla beraber fazla şişik olmamalıdır, sol ve sağ topuk arasındaki mesafe yaklaşık 8 cm olmalıdır [54].

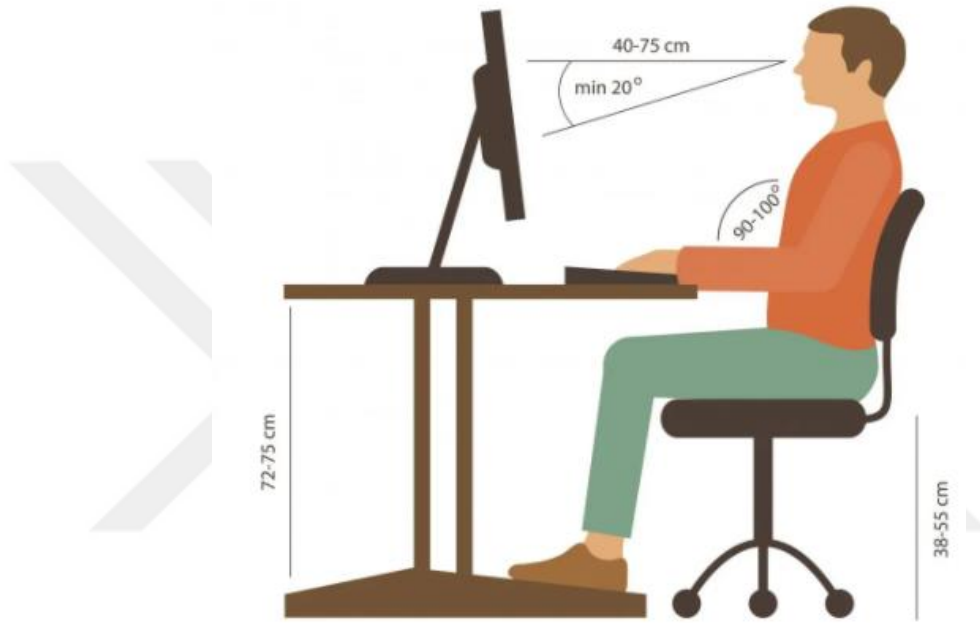


Şekil 2.5 Yanlış postür (a) ve doğru postür (b)

Şekil 2.5’de iki farklı ayakta duruş postürü gösterilmiştir, yanlış postürde omurga doğal eğriliğinin dışında farklı bir eğriliğe sahiptir.

2.4.3 Doğru Oturma Postürü

Doğru oturma pozisyonu kişinin boyuna, kullandığı sandalyeye ve otururken yaptığı aktiviteye bağlıdır [54]. Doğru bir oturma duruşu, omurganın doğal eğriliğini korumasını sağlar. Şekil 2.6’da gösterildiği gibi sandalye desteği 90 derece civarında olduğunda kas aktivitesi en verimli durumdadır.



Şekil 2.6 Doğru oturma postürü [55]

Omurganın sağlıklı kalabilmesi için en önemli önlemlerden biri doğru bir postüre sahip olmaktır. Doğru postürde uzun süreler kalabilmek kas hafızasını geliştirecek ve bizi doğru postürde sürekli tutarak omurga hastalıklarının önüne geçmeye yardım edecektir.

3.MATERYAL VE METOT

Prototip olarak geliştirilen akıllı korse ile postür uyarı ve gözlem sistemi birçok sistem elemanının bir araya gelmesi ve birbirleriyle haberleşmesi sonucu oluşmaktadır.

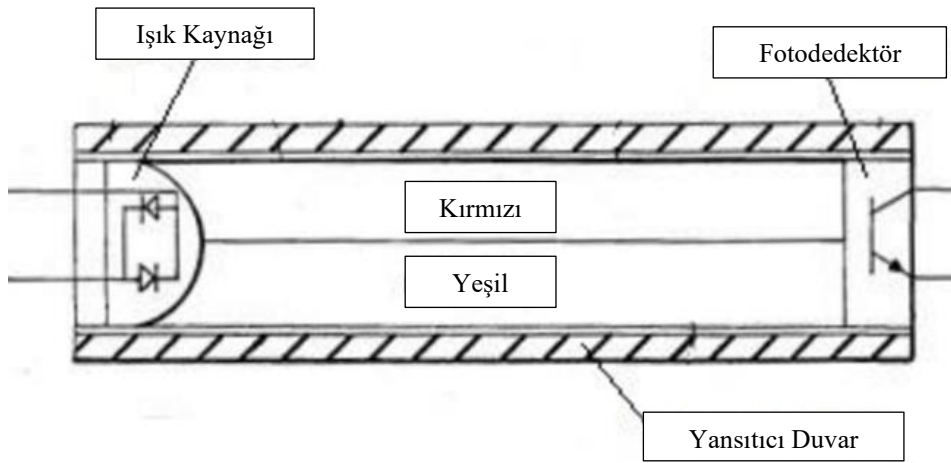
3.1 Akıllı Korse ile Postür Uyarı Sisteminin Elemanları

3.1.1 Flex Sensör

Flex sensörün çalışması temel olarak bir analog voltaj bölücüye benzetilebilir. Flex sensör esneyebilen yapıya sahiptir ve bu sayede sensörün eğilmesi sonucu farklı çıktı değerleri elde edilebilir. Flex sensörün eğilme miktarı arttıkça elde edilen direnç değeri de artmaktadır.

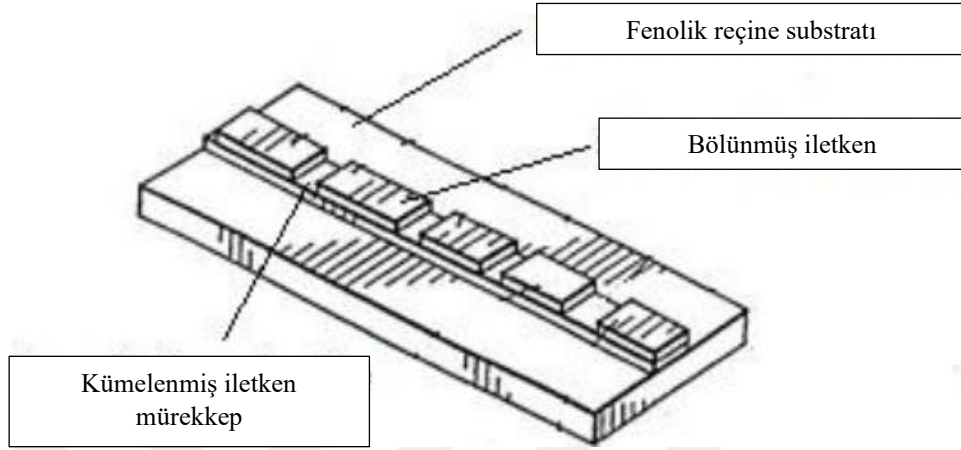
1980'lerin sonunda ilk kez geliştirilen flex sensörlerin üç türü bulunmaktadır:

- **Optik Flex Sensör:** Esnek bir tüp ve iki adet uçtan oluşur. Esnek tüpün içinde yansıtıcı iç duvarda bir ucunda ışık kaynağı diğer ucunda ışığa duyarlı dedektör bulunur (Şekil 3.1). Esnek tüp büküldüğünde ışığa duyarlı dedektörün algıladığı ışık ışını miktarı değişerek farklı çıktı değerleri oluşturur [56].



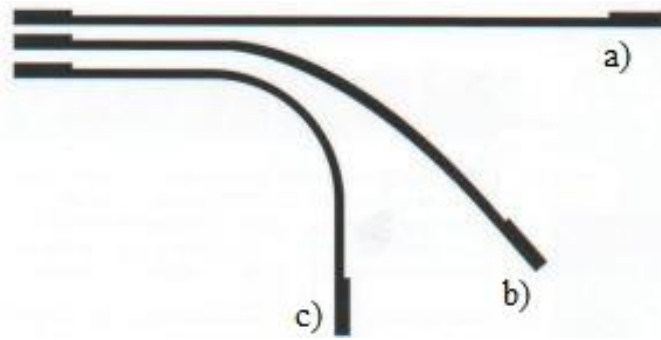
Şekil 3.1 Optik flex sensör [56]

- **İletken Mürekkep Temelli Flex Sensör:** Fenolik reçine üzerine iletken mürekkebin eklenmesiyle bir tabaka oluşur ve bu tabakanın en üst kısmına parça parça iletkenler yerleştirilir (Şekil 3.2). Tabakada eğilme gerçekleştiğinde direnç değerinde değişim gözlemlenir [56].



Şekil 3.2 Mürekkep temelli flex sensör [56]

- **Kapasitif Flex Sensör:** Esneyebilen bir tabaka üzerinde karbon elementinden faydalanarak değişken bir direnç elde edilir bu sayede esnek tabaka büküldüğünde direnç miktarını artırarak veya azaltarak çıkış pininden analog sinyal üreten bir sensördür. Genellikle uzunlukları 1"-5" arasındadır. Arduino kartı ile kullanımında 10K ohms direnç tercih edilir [56].



Şekil 3.3 Normal direnç (a) 45° Eğilmiş direnç (b) 90° Eğilmiş direnç (c) [57]

Şekil 3.3’de flex sensör için üç durum gösterilmiştir flex sensör düz konumdayken elde edilen direnç değeri yaklaşık 25 K Ω , 45° eğilme miktarında 62.5 K Ω ve eğilme açısı arttıkça 90° için elde edilen direnç değeri yaklaşık 100 K Ω olarak elde edilir.

Eğilme miktarı arttıkça flex sensörden elde edilen direnç değerinin de arttığı bilinmektedir [58].

Gerilim bölücünün çıkış gerilimi eşitlik 3.1'den faydalanarak hesaplanabilir.

$$V_O = V_{CC} \frac{R_{sens}}{R+R_{sens}} \quad (3.1)$$

Eşitlik 3.1'de V_O çıkış gerilimini, V_{CC} flex sensöre uygulanan gerilimi, R_{sens} , sensörün eğilme durumunda sahip olduğu direnci ve R ise sisteme eklenen sabit direnci ifade etmektedir.

3.1.2 Mikrokontrolcü

Arduino açık kaynaklı geliştirme ortamından oluşan bir platformdur. Arduino birçok cihazdan veri alabilir ve bu cihazlara veri gönderebilir. C/C++ temelli bir yazılım olan Arduino IDE ile belirlenen görevler için gerekli kodlar yazılıp farklı projeler için kullanılabilir. Şekil 3.4'de popüler Arduino çeşitlerinden Nano yer almaktadır. Boyut avantajından dolayı birçok projede tercih edilir.



Şekil 3.4 Arduino Nano

Çizelge 3.1 Yaygın Arduino çeşitlerinin kıyaslanması

Arduino Çeşitleri	İşlemci	Boyut	Çalışma Gerilimi	Depolama (KB)	SRAM (KB)	Dijital Pin Sayısı	Analog Pin Sayısı
Arduino Uno	ATmega 328 16MHz	68.6 mm 53.3 mm	7-12 V	32	2	14	6
Arduino Nano	ATmega 328 16MHz	43.18 mm 18.54 mm	7-12 V	16/32	1/2	14	8
Arduino Mega	ATmega 2560 16MHz	101.6 mm 53.3 mm	7-12 V	256	8	54	16
Arduino Micro	ATmega 32U4 16MHz	17.8 mm 48.3 mm	7-12 V	32	1	20	12
Arduino Due	ATSAM 3X8E84 MHz	101.6 mm 53.3 mm	7-12 V	512	96	54	12
Arduino Leonardo	ATmega 32U4 16MHz	68.6 mm 53.3 mm	7-12 V	32	2.5	20	12
Arduino LilyPad	ATmega 168V/ ATmega 328V 8MHz	51 mm	7-12 V	16	1	14	6

Günümüzde yaygın olarak kullanılan Çizelge 3.1’de gösterilen Arduino çeşitleri incelendiğinde bu çalışma için boyut ve kullanışlılığı ön planda değerlendirildiğinde ve giyilebilir bir sistem tasarımı için uygunluğu bakımından Arduino Nano tercih edilmiştir.

Arduino geliştirme kartlarının temel bileşenleri:

İşlemci: Veriler üzerinden işlemler gerçekleştiren bir devredir.

Ground Pin: Elektriksel devrenin ve projenin topraklama pinidir, sayısı kullanılan Arduino türüne bağlı olarak değişir.

PWM (Pulse Width Modulation) Pin: Cihazlara verilen elektriğin gücünü kontrol etmek için kullanılır. Motorların hızını kontrol etmek için veya LED parlaklığını değiştirmek için kullanımı yaygındır.

Dijital Pin: Sensör gibi harici cihazlarla olan bağlantıyı sağlar.

Analog Pin: Analog sinyali okuyup dijital sinyale çevirir.

3.3 V Pini: Bu pin üzerinden 3.3V değerinde gerilim elde edilir.

5V Pini: Bu pin üzerinden 5V değerinde gerilim elde edilir.

VIN Pini: Arduino kartının çalışması için önerilen gerilim bu pin üzerinden verilebilir.

TX/RX Pin: Bu pinler seri haberleşme için kullanılır. Bu çalışmada bu pin grubu Bluetooth modülünün Arduino ile haberleşmesi için kullanılmıştır.

3.1.3 Haberleşme Bileşeni

Bluetooth yakın mesafede veri alışverişini kablosuz olarak sağlayan bir teknolojidir. Şekil 3.5’de yer alan HC05 modülü Android telefonda veri alır ve Arduino’nun seri portuna iletir [59]. HC05 modülü hem veri alıcı hem de verici olarak çalışabilmektedir. Bu çalışmada modül hem alıcı ve hem de verici olarak kullanılmıştır.



Şekil 3.5 Bluetooth modülü HC05

3.1.4 Korse

Bu çalışmada korse, sistemi oluşturan elemanların üzerine konumlandırıldığı temel sistem bileşenidir. Sistemin çalışabilmesi flex sensörün omurga üzerinde sıkı ve doğru bir konumda olmasına bağlıdır. Bu çalışmada kullanıcı korsenin sıkılığını ayarlayabildiği için Şekil 3.6'da yer alan korse tercih edilmiştir.

Korse seçiminde dikkat edilenler:

- Kullanılan flex sensör ve sistemin diğer elemanları için uygun yere sahip olması.
- Kişinin tek başına rahat bir şekilde giyip ve çıkarabilmesi.
- Giyildiği zaman vücutla olan temas kısımlarında ağrı oluşturmaması.
- Korsenin uzun süreli kullanımda kullanıcıyı rahatsız etmemesi için hava alabilen bir yapıya sahip olması.



Şekil 3.6 Tercih edilen korse modeli

3.1.5 Ses Bileşeni

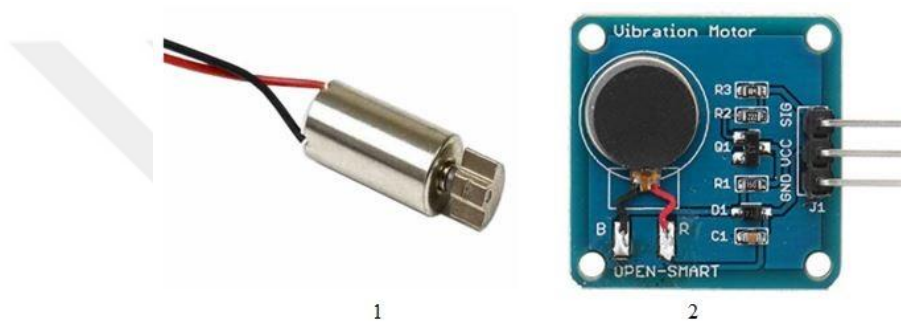
Şekil 3.7'de sistemin ses üreten bileşeni gösterilmiştir. Sesli uyarının temel bileşeni piezo kristaldir. Piezo kristale voltaj uygulandığında şekli değişir ve ses üretir [60].



Şekil 3.7 Buzzer

3.1.6 Titreşim Motoru

Dijital sinyal ile kullanabilen bileşen, sistemde sesli uyarı ile birlikte kullanıcıyı titreşim ile de uyarabilmek için sisteme dahil edildi. Arduino üzerinden ilgili sinyal ve gerilim ile birlikte DC (doğru akım) motorunun dengesiz çalışması sonucu titreşim üretebilmektedir. Çalışmanın ilk kısmında Şekil 3.8’de gösterilen titreşim motorlarından 1 numaralı titreşim motoru sistem için uygun görüldü ancak DC motorun Arduino ile uygun bir şekilde çalışması için NPN transistör ve dirence ihtiyacı vardır. Bu durumda ekstra bileşenleri kendi içinde içermesi ve korse üzerinde kolay sabitlenmesi de değerlendirildiğinde Şekil 3.8’de bulunan 2 numaralı titreşim motoru sistem için daha uygun olarak belirlenmiştir.



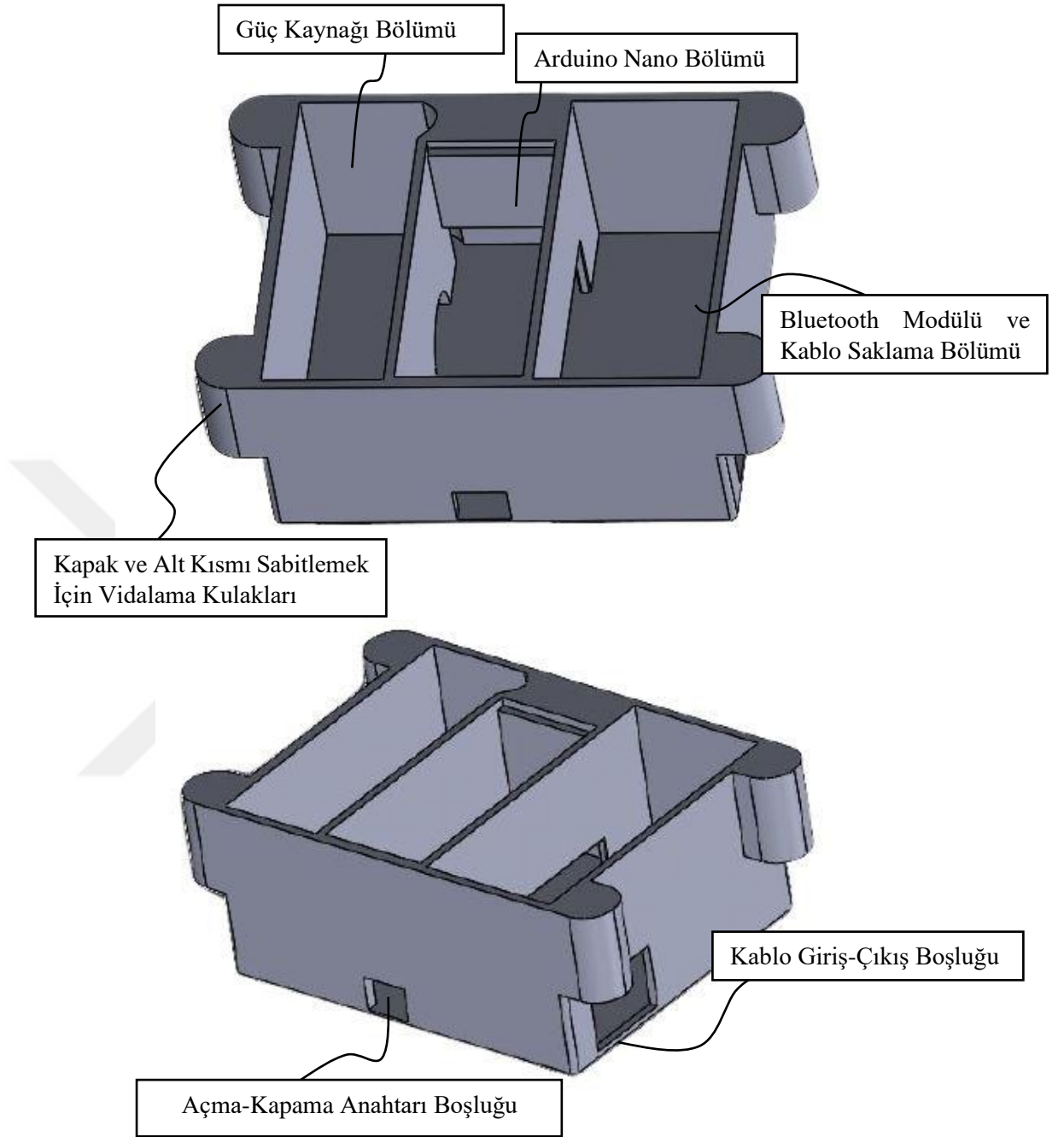
Şekil 3.8 Titreşim motorları

3.1.7 Güç Kaynağı

Sisteme gerekli olan gücü verebilmek için 6LR61 tipinde 9V, 200mAh ve yaklaşık 37 gram değerlerinde olan şarj edilebilir kare pil tercih edildi. Boyutunun küçük olmasının yanında sistemde bu pilin tercih edilmesinin en büyük nedenlerinden biri hafif olması ve sistem için tasarlanan elemanların bir arada durmasını sağlayan sistem kutusu içinde kapladığı hacmin az olması bu pil türünün başlıca tercih edilme nedenidir.

3.1.8 Sistem Kutusu

Sistemin temel bileşenlerini bir arada tutmak ve kullanıcının kabloları veya sistemin bileşenlerine istemsiz temasını engellemek için bir kutu tasarlandı. Sistem kutusunun tasarımında dikkat edilen parametrelerin başında Arduino Nano, Bluetooth modülü ve güç kaynağı için ayrı kısımlara sahip olması ve üç kısmın da birbiri ile bağlantılı olmasıdır. Bu sebeple tasarımda bu üç kısmın alt taraflarında yeterli büyüklükte kablo tünelleri oluşturuldu. Ultimaker Cura yazılımı yardımıyla dilimleme işleminin ardından baskı işlemi gerçekleştirildi.

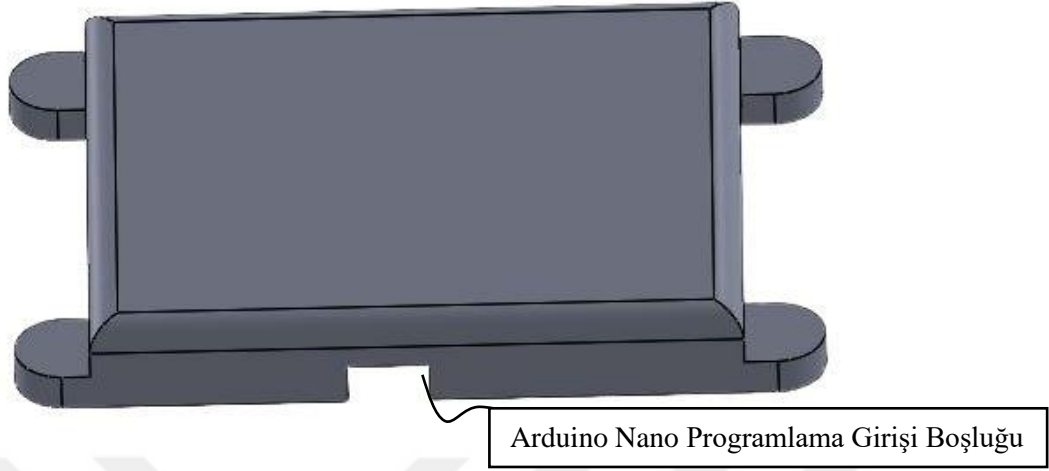


Şekil 3.9 Tasarlanan sistem kutusunun farklı iki görünümü

Şekil 3.9’da gösterilen sistem kutusunun tasarımı SolidWorks programında gerçekleştirildi. Kutunun ölçüleri 55.7 x 84.4 x 31 mm’dir.

Sistem kutusu Şekil 3.9’da gösterilen alt kısım ve Şekil 3.10’da gösterilen üst kısım olmak üzere iki parçadan oluşmaktadır. Kutunun üst kısmı ve altı kısmı için PLA

filament tercih edildi. Sistem kutusunun üst kapağının ölçüleri 55.7 x 84.4 x 10 mm'dir.



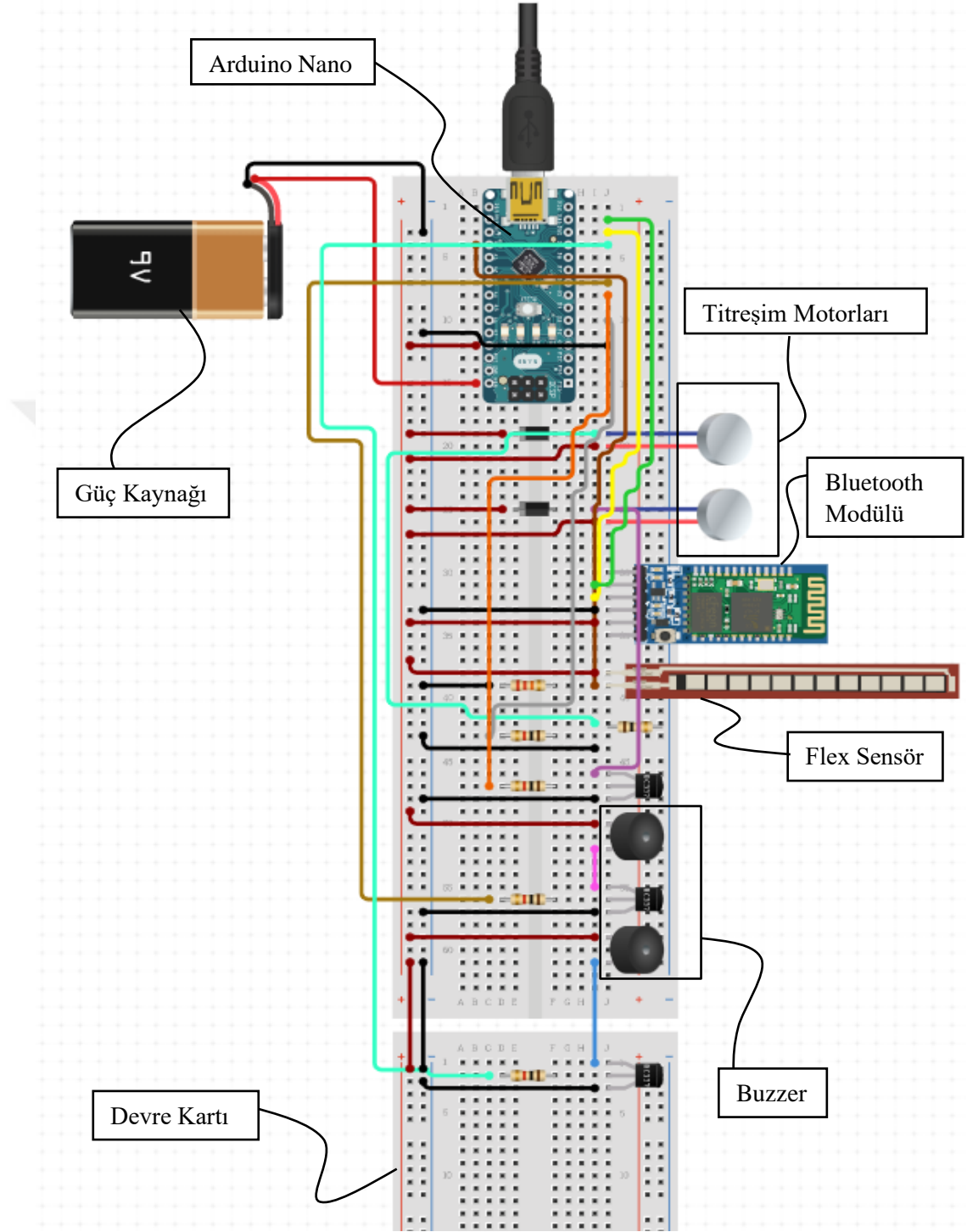
Şekil 3.10 Sistem kutusunun üst kapağı

Kutunun basımı için yaklaşık 50 gram filament kullanıldı ve 12 saat sonunda baskı işlemi sonuçlandı. Tasarlanan kutunun filament tercihinde PLA kullanılmasının nedeni PLA'nın çevreci ve organik bir malzemeden oluşmasıdır. Kullanıcının akıllı korseyi giyerken- çıkarırken veya akıllı korseyi açarken-kapatırken sistem kutusuna birçok kez teması olacaktır. Bu sebeple sistem kutusunun organik olması önemlidir. PLA'nın dezavantajı ise sıcaklık dayanımıdır. Sistem çalışırken PLA'nın sıcaklık dayanımının (yaklaşık 52 °C) üzerinde bir değere ulaşılmadığı için bu dezavantaj sistem kutusu için önemli değildir. Şekil 3.11'de baskı işlemi sonrası sistem kutusu görünmektedir. Mevcut filamentin rengi gri korsenin rengi de siyah olduğu için korse



Şekil 3.11 Baskı sonrası kutu ve Arduino Nano

ve kutunun aynı renkte daha uyumlu olacağı düşünöldü ve baskı işlemleri sonrası kutu organik siyah sprey boyayla boyanmıştır.



Şekil 3.12 Sistem elemanlarının devre kartı üzerinde gösterimi

Bölüm 3.1’de bahsedilen sistemin temel elemanlarının bağlantıları Şekil 3.12’de devre geliştirme kartı üzerinde gösterilmiştir.

3.2 Akıllı Korse ile Postür Uyarı Sisteminin Yazılımı

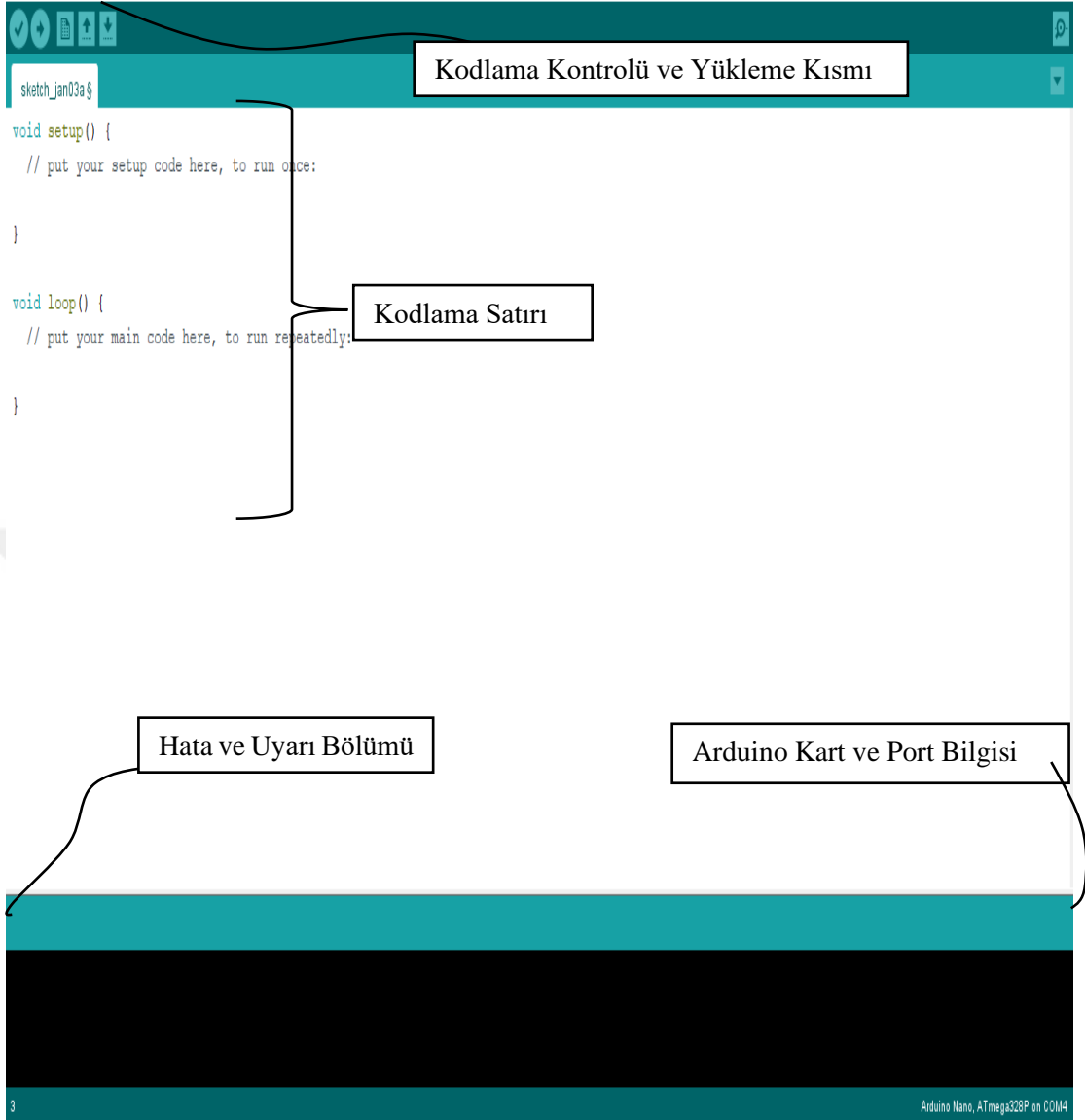
Akıllı korse ile postür uyarı sistemi Bölüm 3.1’de belirtilen sistem elemanlarının bir araya gelmesi ve bu elemanların düzgün bir şekilde çalışması için geliştiren iki farklı yazılımdan oluşmaktadır. Çalışma için gerekli olan verilerin gerçek zamanlı görüntülenebilmesi ve saklanması için bir bulut depolama yöntemi olan Firebase depolama aracı tercih edilmiştir.

3.2.1 Mikrokontrolcüü Programlamak İçin Kullanılan Yazılım

Arduino IDE programı, farklı Arduino kartları için kod yazmayı kolaylaştıran ve yazılan kodu karta yükleyebilen C ve C++ temelli açık kaynaklı bir yazılımdır.

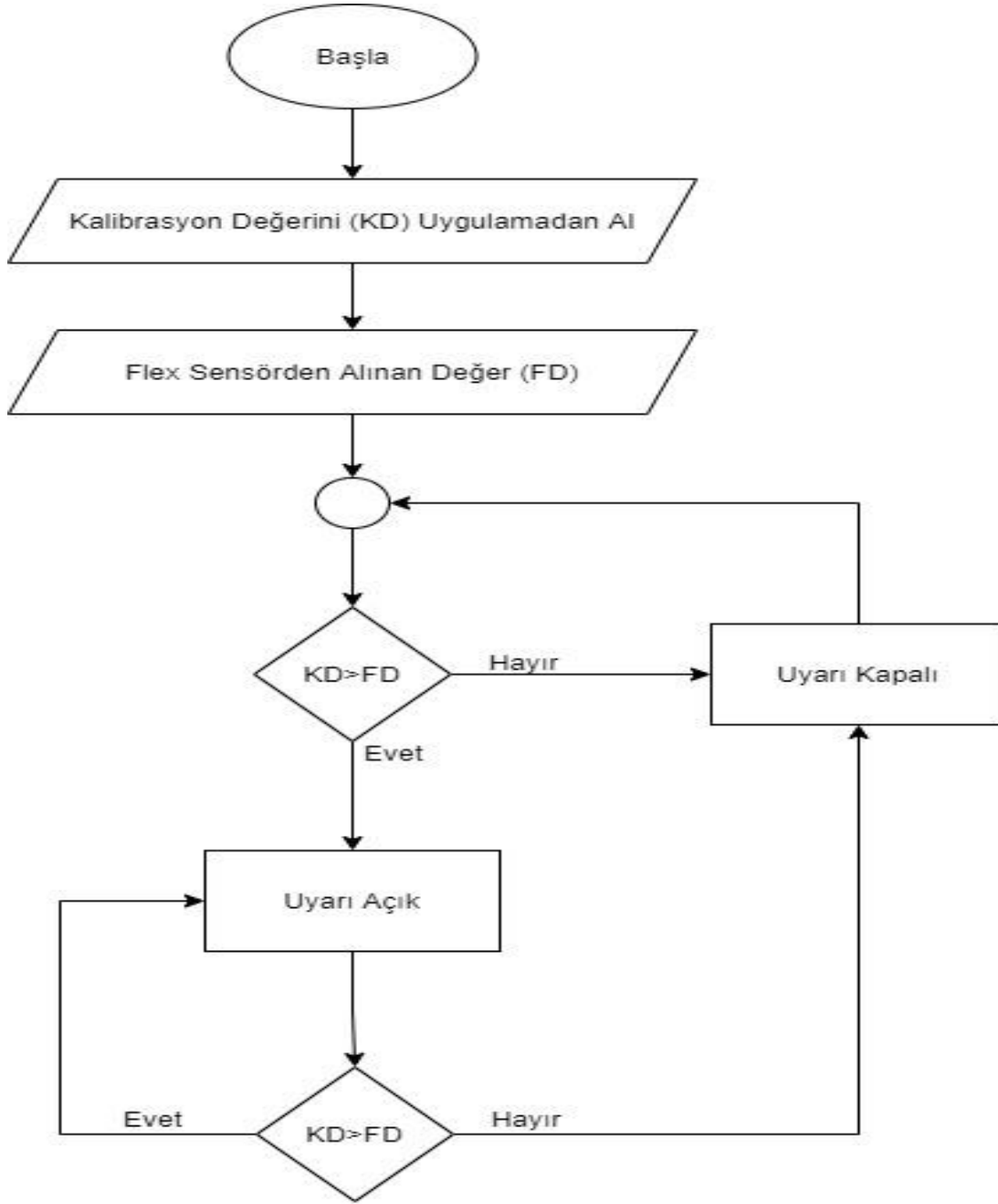
Yazılımda kullanılan temel komutlar:

- void setup () : Çalışma ortamını hazırlar ve tekrar açılıncaya kadar çalışmaz.
- void loop () : Setup fonksiyonu çalıştıktan sonra çalışır. Sonsuz döngü içinde bulundurduğu kodu sırasıyla çalıştırır.
- analogRead() : Analog pinlerinden gelen verileri okumayı sağlayan fonksiyondur.
- Serial.Print () : Serial haberleşmede ekrana istenilen veriyi yazdırır veri alımı ve gönderiminde de kullanılır. Bu çalışmada haberleşme iletişim hızı 9600 baud olarak seçildi.
- Serial.available : Serial portun okuma yapmak için uygunluğunu kontrol etmeye yardımcı olur.
- digitalWrite () : Arduino kartından gerekli sinyalin çıkmasını sağlar.



Şekil 3.13 Arduino IDE programından görüntü

Şekil 3.13’de Arduino IDE programından görüntü yer almaktadır. Bu çalışmada Arduino Nano ile bilgisayar arasında USB bağlantısı kullanarak kod aktarımı için gerekli iletişim sağlandı. Kod aktarım işleminin başarılı bir şekilde yapılabilmesi için IDE yazılımından port bilgisinin güncellenmesi ve programlanacak kartın doğru seçilmesi gereklidir. Kod kontrol işleminden sonra eğer kod doğru ise yükleme işlemi gerçekleşecektir.



Şekil 3.14 Arduino programının akış diyagramı

Arduino Nano' ya yüklenen kod, geliştirilen Android uygulaması üzerinden alınan kalibrasyon değerini anlık olarak, okunan flex değeri ile matematiksel olarak kıyaslar kalibrasyon değerinin daha büyük olduğu durumda sistemin uyarı elamanlarına sinyal göndererek kullanıcıyı uyarır. Bu durum kullanıcı doğru postüre gelene kadar devam eder. Şekil 3.14'de sistemin akış diyagramı gösterilmiştir.

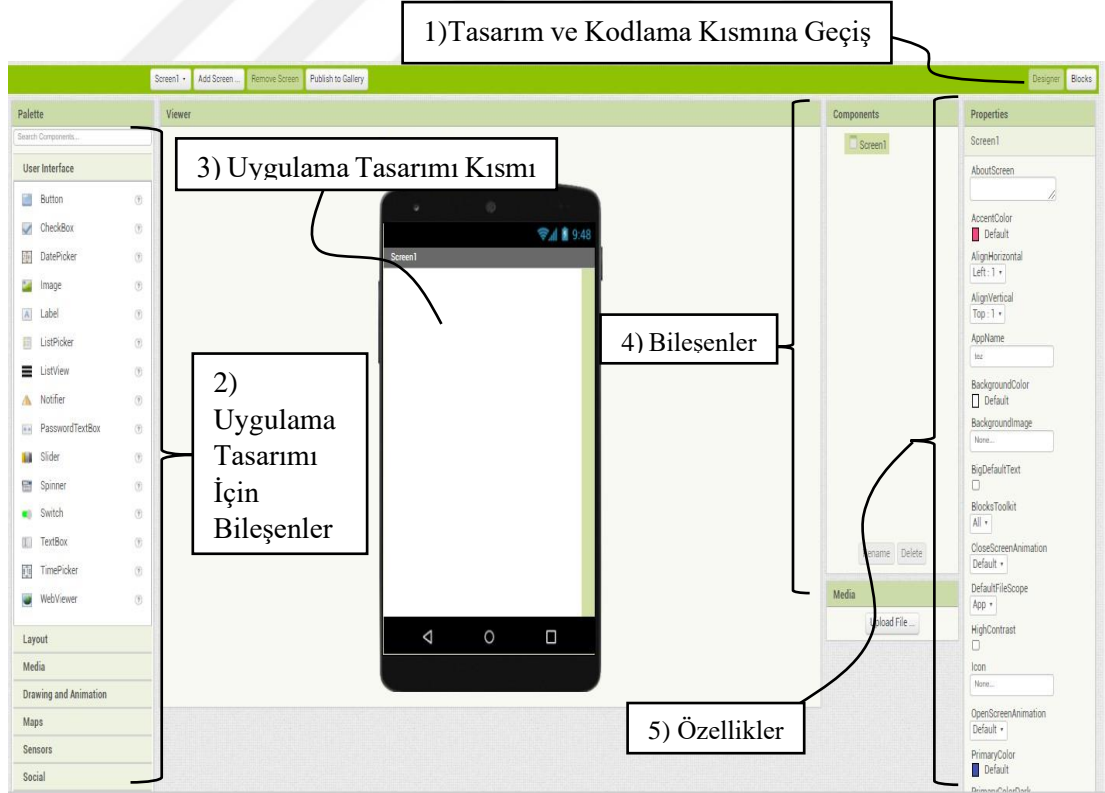
3.2.2 Android Uygulaması: Smart Spine Alert

Akıllı korse ile postür uyarı ve gözlem sistemini daha iyi kontrol edebilmek, kişileştirilebilir kalibrasyon sistemi oluşturabilmek, akıllı korseyi dışarıdan kontrol edebilmek ve kullanıcıdan verilerin alınması, alınan verilerin depolanması için Android temelli mobil uygulama geliştirildi. Geliştirilen uygulamanın Android temelli olmasının en büyük nedeni Android tarafının daha fazla kullanıcı sayısına sahip olması ve açık kaynaklı bir işletim sistemi olmasının verdiği avantajdır. Bu koşullar değerlendirilerek “Smart Spine Alert” adında bir uygulama geliştirildi.

Geliştirilen Smart Spine Alert mobil uygulaması, MIT App Inventor Android uygulama geliştirme yazılımından faydalanarak geliştirildi.

MIT App Inventor

İlk kez Google tarafından 2010 yılında ortaya çıkarılan açık kaynaklı mobil uygulama geliştirme yazılımıdır. Günümüzde yazılımın geliştirilmesi Massachusetts Institute of Technology tarafından gerçekleştirilmektedir.



Şekil 3.15 MIT App programının ara yüzü

Şekil 3.15’de MIT App programının temel kısımları gösterildi. Bu kısımların temel özellikleri aşağıdaki gibidir:

- 1) Tasarım ve Kodlama Kısımına Geçiş: Bu kısımda kullanıcı tasarım ekranı veya kod kısmı olan blok kısmı arasında geçiş yapabilir.
- 2) Uygulama Tasarımı İçin Bileşenler: Kullanıcı bu kısımda uygulaması için gerekli mantıksal ve fonksiyonel parametrelerin seçimini yapabilir.
- 3) Uygulama Tasarım Kısımı: Son kullanıcının göreceği kısım burada tasarlanır.
- 4) Bileşenler: Uygulamaya eklenen bütün bileşenler bu kısımda görünür ve eklenme sırasına göre burada sıralanır.
- 5) Özellikler: Eklenen bileşenlerin rengi, boyutu ve ismi gibi özellikleri bu kısımda değiştirilebilir.

Smart Spine Alert Android Uygulaması ve Mikrokontrolcü Yazılımı Arasında Veri Aktarımı

Geliştirilen mobil uygulama ve Arduino Nano arasındaki haberleşme Bluetooth vasıtasıyla kablosuz olarak anlık olarak sağlanmaktadır. Bu sayede sistemin çalışması için kritik olan flex sensör değerleri anlık olarak mobil uygulama üzerinden görülmekte ve bu değerlere göre de kalibrasyon değerinin oluşturulması hedeflenmektedir. Ancak iki yazılım arasında haberleşmede teknik bir problem ortaya çıktı. Veri aktarımında harflerden oluşan “text” uzantılı dosyalarının aktarımında bir problem olmamasına rağmen sistemin çalışması için kritik olan flex sensör ve kalibrasyon değerlerinin doğru olmadığı belirlendi. Sensörden elde edilen flex sensör verisinin bilgisayar yardımıyla Arduino IDE programında yer alan seri port ekranı kısmında okumalar yapıldığında, değerlerin doğru ama mobil uygulama üzerinden okunduğunda verilerin değiştiği belirlendi. Bu belirlemeyle birlikte sorunu oluşturan unsurun flex sensörden oluşmadığına varıldı. Seri port ekranından oluşan değerlerin ve geliştirilen uygulama üzerinden okunan değerlerin 256 sayısına kadar aynı 256 sayısından sonra değerlerin ön görülemez şekilde farklı olduğu belirlendi. Sistemde meydana gelen problem mobil uygulamanın 1 byte (8 bit) boyutundan büyük olan sayıların aktarımına izin vermemesidir. Sekiz bit bir sistemde elde edilen en büyük sayı eşitlik 3.2’de olduğu gibi hesaplanabilir.

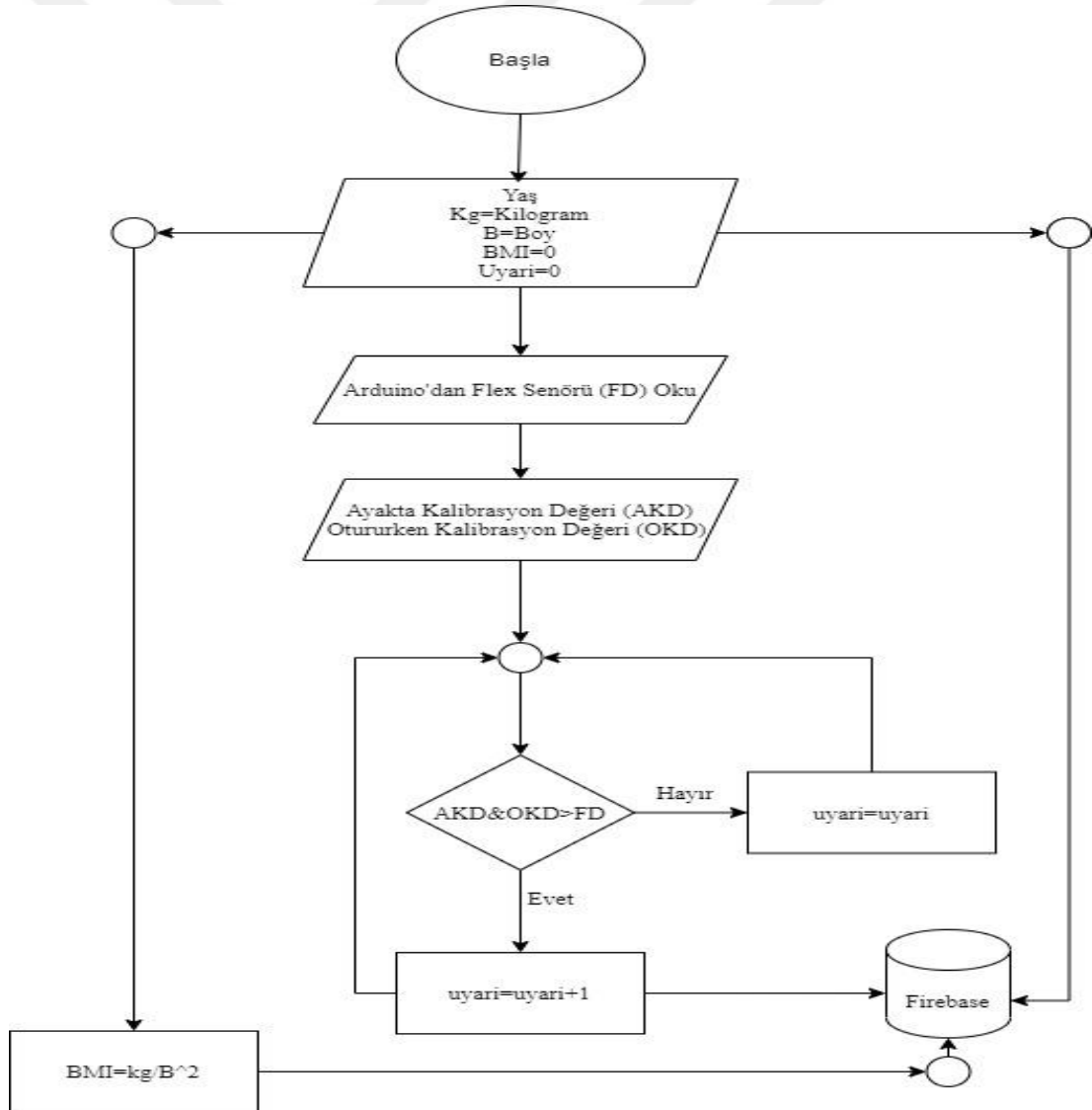
$$Q = 2^N \quad (3.2)$$

Eşitlik 3.2’de Q harfi en büyük ulaşılabilecek değeri, N harfi bit değerini ifade etmektedir.

Çalışmada 8 bit değeri kullanıldı ve ulaşılabilen en büyük değer 256 değeri olmuştur. Ancak flex sensöründen gönderilen değerler sensörün bükülme miktarına bağlı olarak yaklaşık 270-600 arasında değişim göstermektedir. Bu değerlerde 8 bit değerinin üzerindedir. Problemin çözümü için matematiksel bir yol benimsendi ve mobil uygulamadan gönderilen değer dörde bölünerek 8 bit aralığında bir değer elde edilmesi ve bu değerinde Arduino Nano içerisinde yer alan kod kısmında dört ile çarpılarak tekrar aynı değerin elde edilmesi ile başarılı bir şekilde çözülmüştür.

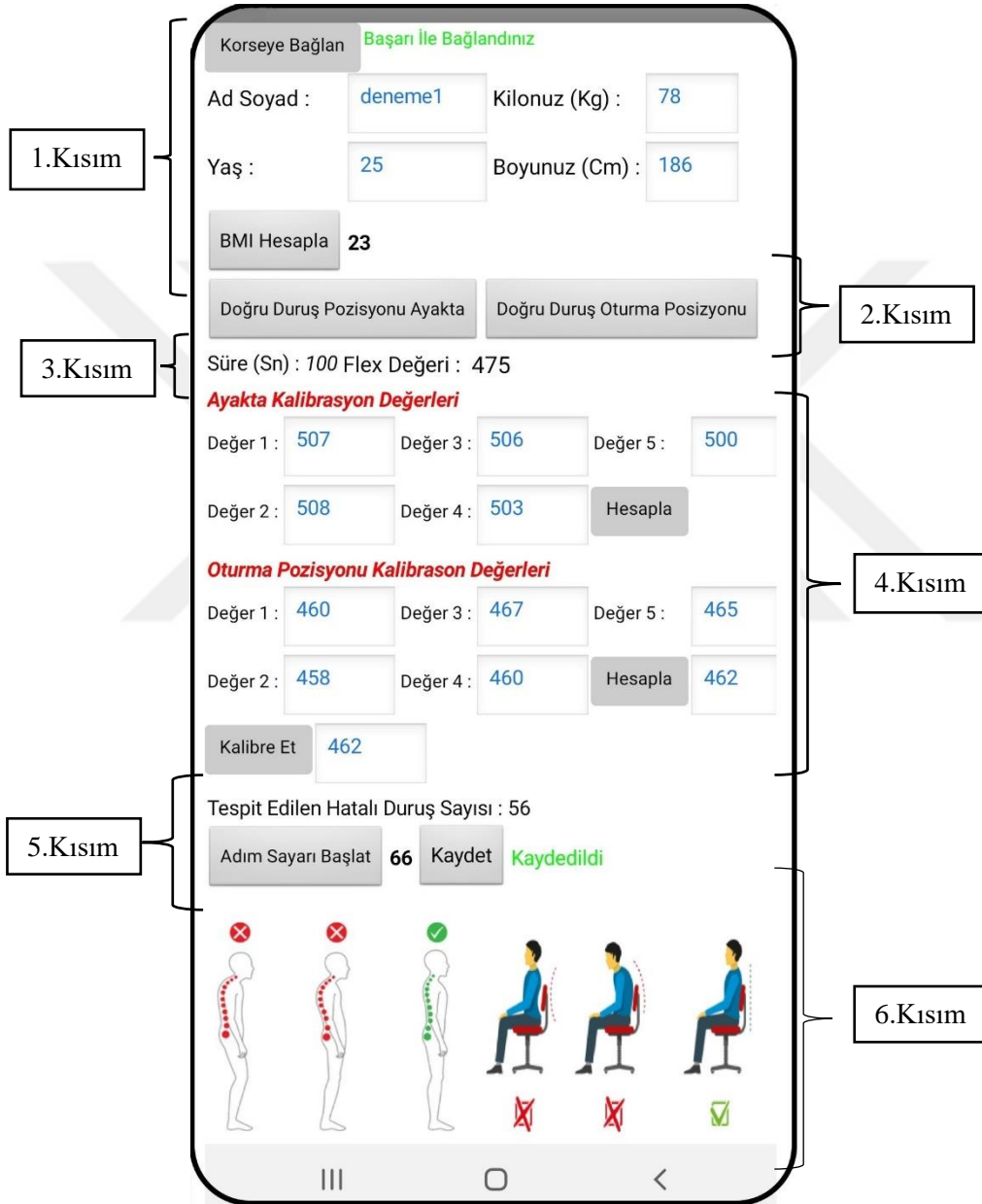
Smart Spine Alert Uygulamasının Çalışma Prensibi

Smart Spine Alert uygulaması ilk olarak kullanıcıdan belirli verileri almakla başlar daha sonra Arduino Nano' dan gelen flex sensör değerini kalibrasyon değeri ile kıyaslayarak uyarı miktarını belirleyip verileri Firebase' e kayıt eder (Şekil 3.16).



Şekil 3.16 Smart Spine Alert uygulamasının akış diyagramı

Smart Spine Alert uygulaması akıllı korse ile postür uyarı ve gözlem sisteminin kişileştirilebilir olmasına imkân vererek sadece bir kullanıcı için değil, kişileştirilebilir kalibrasyon değerini hesaplayarak birçok kullanıcı için sistemi kullanılabilir yapmıştır. Bu da çalışma için önemli bir avantaj sağlamıştır. Şekil 3.17’de Smart Spine Alert uygulamasına ait kullanıcının göreceği ekran yer almaktadır.



Şekil 3.17 Smart Spine Alert uygulamasının arayüzü

Şekil 3.17’de gösterilen görselde kullanıcı “Korseye Bağlan” butonuna tıklayarak Smart Spine Alert uygulaması ve Arduino kartı arasında kablosuz veri aktarımını başlatır. Uygulama kullanıcıya bağlantı durumunu anlık olarak belirtir. Bağlantı durumunda sorun yoksa uygulama üzerinden kullanıcı Şekil 3.17 1.Kısımda yer alan bilgileri doldurur ve 1.Kısımda yer alan “BMI Hesapla” butonuna tıklayarak BMI (vücut kütle endeksi) değerini görür. BMI değeri uygulama tarafından eşitlik 3.3’de belirtildiği gibi hesaplanır.

$$BMI = \frac{w}{h^2} \quad (3.3)$$

Eşitlik 3.3’de w kişinin kütlesini (kg), h ise boyunu (m) ifade etmektedir.

Kullanıcı kablosuz bağlantıyı başlattığında “Flex Değeri” kısmında anlık flex değerlerini 3.Kısımda belirtildiği gibi görmeye başlar. Kişi korseyi giydiğinde eğer doğru postürün nasıl olması gerektiğini bilmiyorsa kalibrasyon işlemi yanlış olacaktır. Bu problem için 2. kısımda yer alan butonlardan uygun olana basarak 6. kısımda yer alan görsellere ulaşabilir. Bu görseller sayesinde kişi doğru postürünü öğrenerek kalibrasyonu daha doğru yapabilir. Kullanıcı mevcut postürünü istediği zaman uygulama üzerinden görebilmesi için 6. kısımda animasyon bölümü de bulunmaktadır. Bu bölümde kullanıcının flex değeri ve kalibrasyon değeri arasındaki farka bakılarak kişinin postürü tahmin edilip animasyon ile görselleştirilerek dijital ikizi uygulama üzerinden görülebilmektedir. Oturma ve ayakta duruş esnasında farklı flex değerleri oluşacaktır ve aynı zamanda iki durum için de farklı kalibrasyon değerlerine gerek vardır. Bu durum akıllı korse ile postür uyarı ve gözlem sisteminde değerlendirilerek hem ayakta hem de oturma pozisyonunda ayrı ayrı kalibrasyon değerleri hesaplanır. Bu sebeple tek kalibrasyon değeriyle hem otururken hem de ayakta değerlendirme yapılmaz. Kullanıcı “Hesapla” butonuna bastığında kalibrasyon değerleri hesaplanırken kullanıcı kendisinin doğru pozisyonda olduğuna karar verdiği beş değeri 4. kısımda yer alan boşluklara hem otururken hem de ayakta olduğu pozisyonlar için ayrı ayrı doldurur uygulama arka planda beş değerlerin ortalamasını alır ve eğer tam sayı değil ise en yakın tam sayıya yuvarlayarak kalibrasyon değerini belirtir. “Kalibre et” butonuna basıldığında ise hesaplanan kalibrasyon değeri mikrokontrolcüye iletilir ve 3.kısımda yer alan zaman sayacı çalışmaya başlar. Zaman sayacının sistemde yer alması kullanıcının hatalı duruş miktarı ve zaman arasındaki ilişki için önemlidir. Hatalı duruş sayısı Şekil 3.14’de yer alan akış diyagramında ifade edildiği gibi belirlendikten

sonra 5. kısımda bu değer kullanıcıya gösterilir. Kullanıcı “Adım Sayarı Başlat” butonuna bastığında uygulama üzerinde attığı adım sayısını gerçek zamanlı olarak görebilir. Bu sayede atılan adım sayısı ile hatalı duruş miktarı arasındaki ilişki çalışmada incelenebilir. Beşinci kısımda yer alan “Kaydet” butonuna basıldığında veriler anlık olarak bulut depolama sistemine iletilir ve ayrıca kullanıcıya kayıt durumu hakkında bilgi mesajı bu kısımda verilir.

3.2.3 Verilerin Buluta Depolanması

Bulut depolama, sunucuların ağ üzerinden sanal olarak oluşturduğu veri depolarına istenilen verilerin depolanması yöntemine verilen isimdir. Bulut depolama yöntemleri ve kullanıcı sayısı her geçen gün artmaktadır, fiziki depolama yöntemlerine göre birçok avantaja sahiptir.

Bulut depolanmanın avantajları:

- Mobil veya bilgisayar vasıtasıyla veriye kolay erişim
- Zaman ve mekân fark etmeksizin anlık olarak veri depolayabilmek-alabilmek
- Takım çalışmaları için ortak veri deposu oluşturarak depolama alanına ortak erişim
- Fiziki depolama sistemlerine gerek duymadan veri depolayabilmek
- Veri güvenliğinin sağlanması

Verilerin bulut depolama sistemine depolanması akıllı korse ile postür uyarı ve gözlem sistemi içinde farklı bir öneme sahiptir. Bulut depolama yöntemi sayesinde kullanıcı tedavi edilen bir hasta ve verileri yorumlayan kişi sağlık personeli olduğu durumlarda hasta ve sağlık personeli arasında farklı parametrelere bağlı olarak hatalı duruş sayısı gibi verilerin paylaşımında kolaylık olacaktır. Bu sayede sağlık personeli hastasını sürekli takip ederek tedaviyi değerlendirme fırsatına sahip olup, anlık olarak hastayı kontrol edebilecektir.

Akıllı korse ile postür uyarı ve gözlem sisteminde bulut depolama yöntemini kullanmak için Bölüm 3.2.2’de anlatılan Smart Spine Alert uygulamasına FirebaseDB aracı eklenmiştir. Bu sayede geliştirilen uygulamada yer alan veriler bulut depolamaya aktarılabilmektedir.

Firestore

Google tarafından finanse edilen mobil uygulamalar ve web uygulamaları geliştirmeye olanak sağlayan platformdur. Geliştirilen Smart Spine Alert uygulamasının içinde bulunan bu araç sayesinde gerçek zamanlı bir database oluşturulmuştur. Firestore yazılımında oluşturulan hesap ile birlikte bu çalışmanın database ortamı oluşturulmuştur. Mobil uygulama ve Firestore arasındaki veri aktarımı Firestore'e ait olan URL üzerinden anlık olarak sağlanmaktadır.



Şekil 3.18 Firestore bulut depolama

Şekil 3.18'de yer alan görselde gerçek zamanlı veri bandı ekranı yer almaktadır. Çalışma için gerekli olan bilgiler bu kısımda kronolojik sıralanmaktadır. Bulut depolamaya veriler kullanıcının adının soyadının yer aldığı başlık ile kayıt edilir. Şekil 3.18'de "deneme1" olan kısım bu duruma örnektir. Sistem kullandığında farklı ad ve soyadı ile girilerek kullanıcıların verileri adı ve soyadının yanında oluşur. Bu sayede veriler farklı başlıklar ile bulut depolamada kaydedilir.

Çalışma için gerekli olan bilgiler bulut depolamada sırasıyla yaş, BMI, adım sayısı, hata sayısı ve süre olarak tek satır halinde kayıt edilir. Kullanıcı gerekli bilgileri girip, veriler oluştuktan sonra Smart Spine Alert uygulamasından çıkış yaparken kaydet butonuna basması verilerin bulut depolamaya kaydedilmesi için yeterlidir. Verilerin bulut depolamada kayıt edilmesiyle birlikte verilere erişim kolaylaşmıştır.

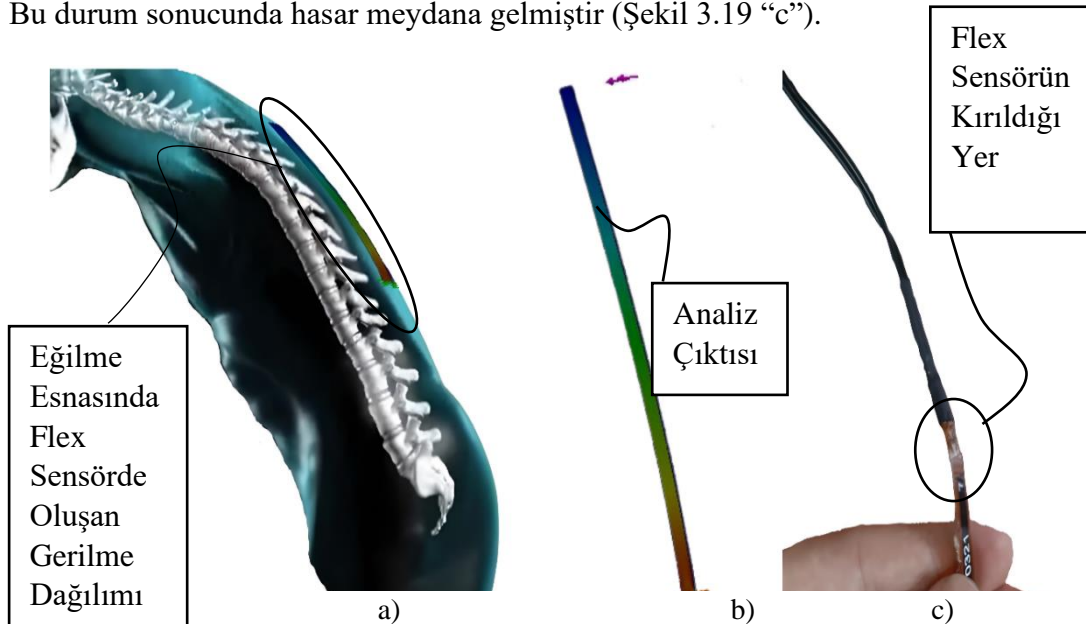
3.3 Sistem Elemanlarının Korse Üzerinde Yerleşimi

Akıllı korse ile postür uyarı ve gözlem sisteminin verimli çalışabilmesi, sistemi oluşturan elemanların korse üzerinde uygun konumlanması ve sistem elemanlarının modifikasyonu ile mümkün olacaktır.

3.3.1 Flex Sensör

Flex sensörün boyutu ve konumu sistemin verimli çalışması için önemlidir. Flex sensörün boyutu arttığında elde edilen değer aralığı artarak daha hassas sonuçlar elde edilebilir [10]. Bu çalışmada da flex sensör olarak 2.2 inch yerine 4.5 inch boyutunda olan flex sensör tercih edildi. Omurga hareketlerini gözlemlemek için flex sensörün en geniş değer aralığını verdiği yer, omurganın torasik kısmı olarak belirlenmiştir [19]. Çalışmada flex sensör boynun yaklaşık 12 cm altında yer alan omurganın torasik kısmında yer alacak şekilde yerleştirilmiştir.

Flex sensörün sisteme dahil edilmesi esnasında flex sensör kolayca Şekil 3.19'da "c" harfi ile ifade edilen görselde işaretlenen yerden kırıldığı belirlenmiştir. Flex sensörün zarar gördüğü yeri daha iyi yorumlayabilmek için SolidWorks programında analiz yapılmıştır ve analiz sonucunda flex sensöre uygulanan kuvvetten dolayı maksimum gerilme Şekil 3.19'da "b" harfi ile ifade edilen görselde kırmızı bölümde oluşmuştur. Bu durum sonucunda hasar meydana gelmiştir (Şekil 3.19 "c").



Şekil 3.19 Flex sensörde meydana gelen hasar

Korse üzerinde flex sensörü geliştirme yapmaksızın kullanmak sistemin uzun ömürlü olmasını engelleyip, sistemi dışarıdan gelen etkilere karşı hassas ve kırılğan yapmıştır.

Sistemin kullanıcı tarafından güvenle kullanabilmesi ve flex sensörün kullanım süresini uzatabilmek amacıyla Şekil 3.20’de gösterildiği gibi hem hassas kısmın desteklenmesine hem de sensörün tamamının desteklenmesine karar verilmiştir. Bu amaçla sensörün arka kısmına uygun ölçüde, sensörü tamamen destekleyecek şekilde EVA (Ethylene Vinyl Acetate) kâğıdı ile desteklenmiştir. Bu desteklemeyle birlikte hassas kısmı daha dayanıklı hale getirmek için Şekil 3.20’de “a” harfi ile ifade edilen görselde işaretlenen kısımda uygun ölçüde EVA kâğıdı ile ekstra destek uygulanmıştır. Destek elemanı olarak EVA kâğıdının seçilmesi, EVA kâğıdının flex sensörün hareketini kısıtlamaması ve yapışkan yapısı sayesinde korseye yapışmasıyla birlikte, dikime elverişli olmasıdır. Bu modifikasyonla birlikte flex sensör daha uzun ömürlü ve dayanıklı olmuştur.



Şekil 3.20 Desteklenen flex sensör

Flex sensörün korse üzerinde uygun bir şekilde sabitlenmesi sistem için ayrı bir öneme sahiptir. İyi sabitlenmemiş bir flex sensör kullanım esnasında konumu değişebilir bu durumda yapılan kalibrasyonu etkileyecek ve sistem yanlış sonuçlar verecektir. Bu yüzden flex sensör Şekil 3.21’de gösterildiği gibi korse üzerine dikilerek tam sabit hale getirilmiştir. Estetik olarak daha iyi bir görüntü elde edebilmek için flex sensörün olduğu kısım gizlenerek sensör korse içine gömülmüştür.

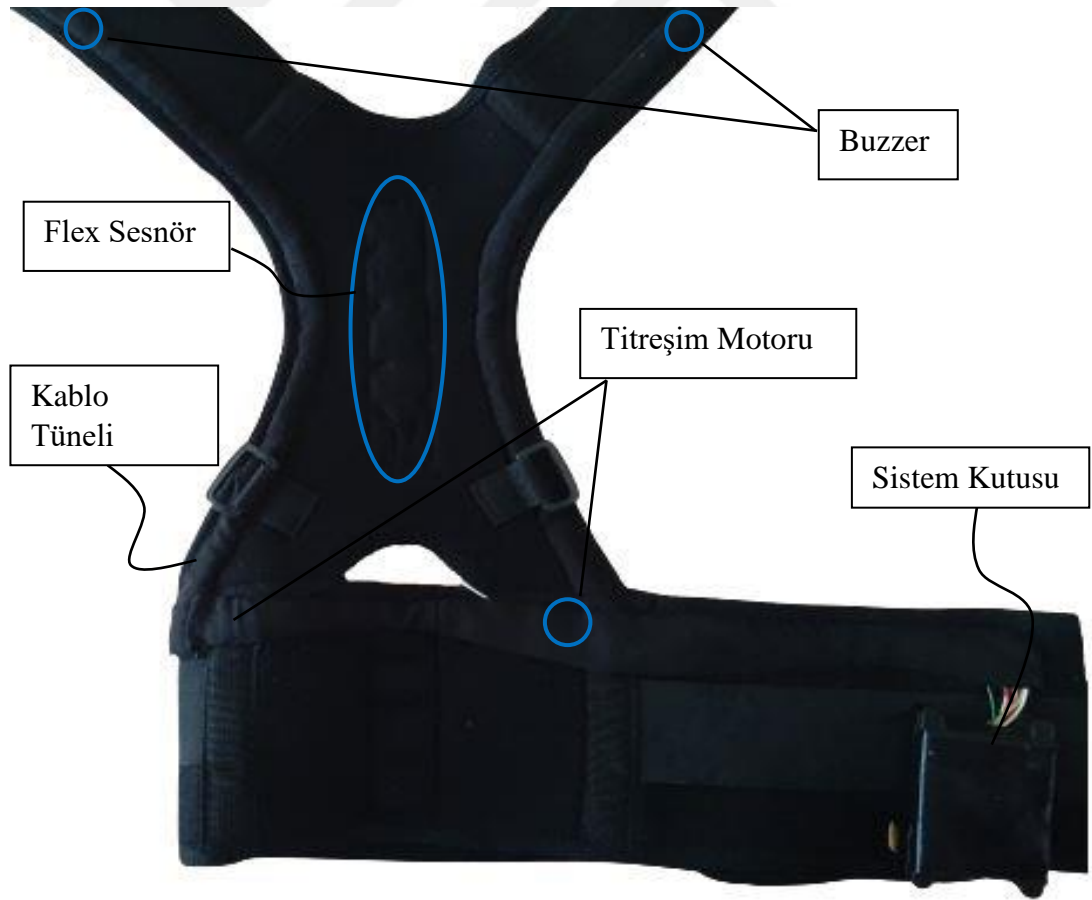


Şekil 3.21 Korse üzerine dikilen flex sensör

3.3.2 Diğer Sistem Elemanlarının Korse Üzerinde Yerleşimi

Akıllı korse ile postür uyarı ve gözlem sistemi Bölüm 3.1’de belirtilen sistem elemanlarının bir araya gelmesi sonucu oluşmaktadır. Sistemi oluşturan temel elemanlardan biri olan flex sensör korse üzerinde uygun yere yerleştirildikten sonra sistemin kullanıcı için uyarı elemanlarının konumunu belirlemek sistemin kullanıcıyı etkili bir şekilde uyarması için önemlidir. Bu hedefle ilk olarak sistemin sesli uyarı elemanı olan buzzerlar için uygun konumun belirlenmesi için denemeler yapılmıştır. Bu denemelerde sistemde 2 adet buzzer kullanılması, işitme zayıflığı olan kullanıcılar için gerekli olduğu düşünülmüş ve sisteme sol ve sağ omuz başlarında olmak üzere iki adet buzzer eklenmiştir. Bu sayede buzzerlar korse üzerinde kulaklara en yakın

bölgeye yerleştirilmiştir. Sistemin kullanıcıyı uyarıcı bir diğer elemanı olan titreşim motorları, ürettikleri titreşim ile birlikte kullanıcıyı uyaracaktır. Sistemde kullanılan titreşim motorlarından en iyi verimi alabilmek, korse üzerinde her kullanıcı için en fazla temasın olduğu yer olan bel bölgesinin sol ve sağ kısmına titreşim motorlarının yerleştirilmesiyle mümkün olmuştur. Titreşim motorları titreşim esnasından mevcut konumlarından hareket etmemeleri ve uzun ömürlü çalışabilmesi hedefiyle cırt cırtlı bant ile korseye yapıştırılmıştır. Sistemi oluşturan elamanların korse üzerindeki yeri belirlendikten sonra estetik bir görüntü elde edebilmek ve sistemin kablolarını koruyabilmek amacıyla korse üzerinde kablo tünelleri oluşturulmuştur. Kablo tünelleri sayesinde kullanıcı korseyi giyerken veya çıkartırken yanlışlıkla kabloya teması engellenmiş oldu. Sistemin kontrol kısmını oluşturan sistem kutusu ise korsenin sağ tarafında konumlandırıldı. Kullanıcı sistem kutusunun altında yer alan cırt cırt ile kutunun konumunu kendisine göre ayarlayabilmektedir. Şekil 3.22’de sistem elemanlarının korse üzerindeki konumu gösterilmiştir.

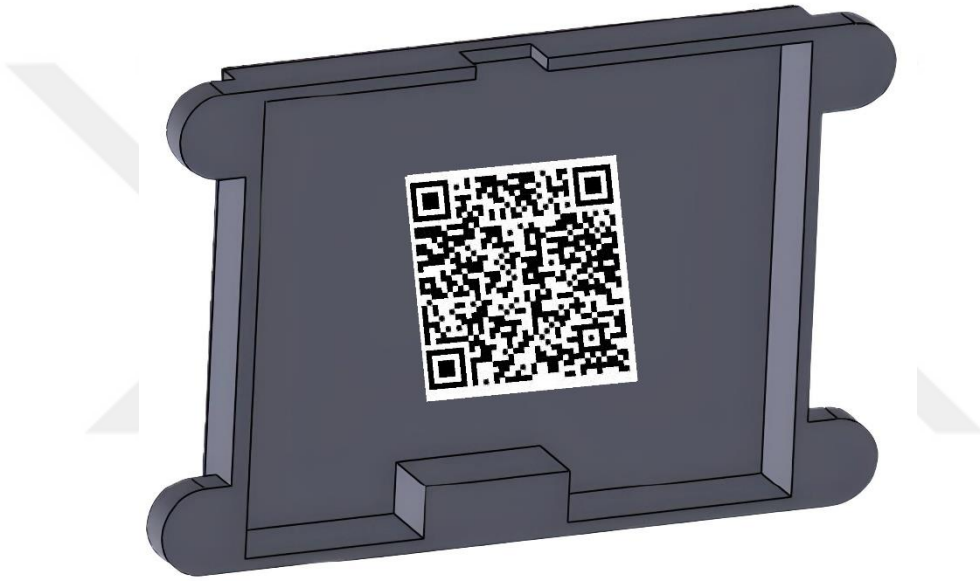


Şekil 3.22 Sistem elemanlarının korse üzerinde gösterimi

3.4 Akıllı Korse İle Postür Uyarı Ve Gözlem Sisteminin Genel Çalışma Prensibi

Akıllı korse ile postür uyarı ve gözlem sistemi kullanıcı için hazırlanmış bir korse ve kolay ara yüze sahip mobil uygulamadan oluşmaktadır. Sistemin çalışma prensibinin daha iyi anlaşılabilmesi için kullanıcının yapması gereken adımları inceleyelim.

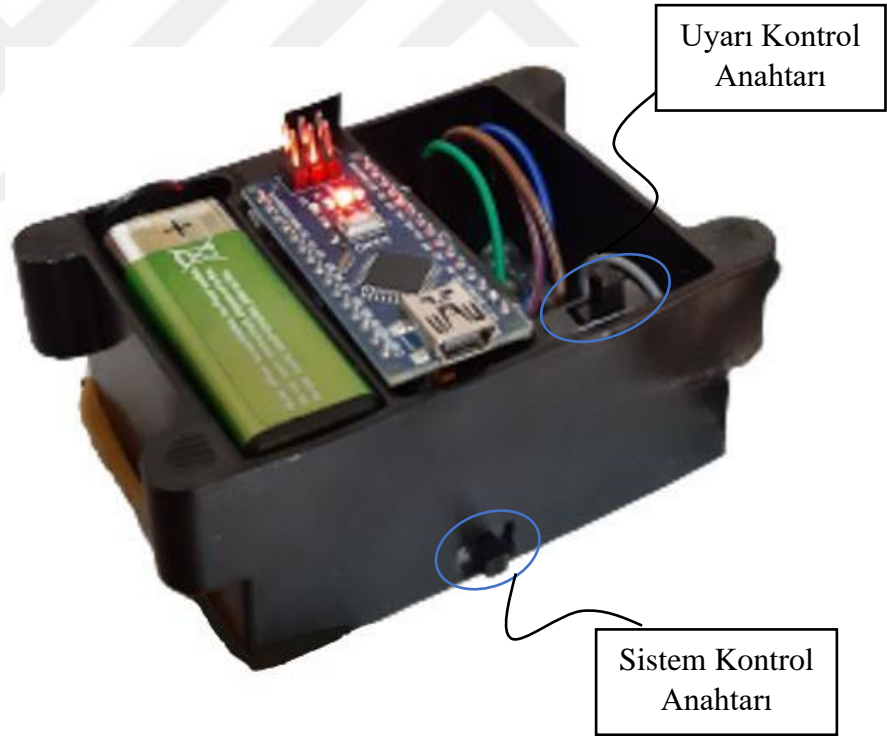
1. Adım: Kullanıcı sistem kutusunun kapağında yer alan Şekil 3.23’de yer alan QR (Hızlı Cevap-Quick Response) kodu telefonu veya tabletiyle okutarak Smart Spine Alert uygulamasının APK (Android paket kiti) dosyasını indirir ve dosyayı kurma işlemini gerçekleştirir.



Şekil 3.23 Uygulama dosyasının QR kodu

2. Adım: Sistem kutusu üzerinde yer alan açma-kapama anahtarı açık konuma getirildikten sonra korse ile geliştirilen uygulama arasında veri aktarımını sağlamak için Bluetooth bağlantısı gerçekleştirilir. Bu sayede veri alış-verişi başlar. Kullanıcı kendi isteğine bağlı olarak uyarı sistemini istediği zaman kapatabileceği ayrı bir açma-kapama anahtarı sistemde Şekil 3.24’de gösterildiği gibi yer almaktadır.
3. Adım: Kullanıcı geliştirilen akıllı korseyi giyer. Korse üzerinde bulunan cırt cırtlı yapısı sayesinde farklı kullanıcılar içinde uygundur.

4. Adım: Kullanıcı geliştirilen uygulamadan kendisi için doğru postürü ayarladıktan sonra uygulama üzerinden flex değerlerini okur. Kullanıcı doğru postürde olduğu beş değeri ayakta ve oturma pozisyonları için ayrı ayrı girer. Girilen beş değerın ortalaması alınarak kalibrasyon değeri elde edilir. Kalibrasyon değeri Bluetooth bağlantısı yardımıyla mikrokontrolcüye gönderilir. Hesaplanan kalibrasyon değeri ile anlık flex değerleri karşılaştırılarak kalibrasyon değerinin, flex değerinden büyük olduğu durumlarda kullanıcı ses ve titreşim ile doğru postüre gelene kadar uyarılır. Kullanıcının doğru postürünü kaç kez bozduğu hesaplanır ve bu değer uygulama üzerinde görünür ve kaydedilir.
5. Elde edilen girdi ve çıktı verileri sistemin veri toplaması için önemlidir. Kullanıcı sistemi kapatmadan önce verileri bulut depolamaya kaydeder. Bu sayede veriler bulut depolama yardımıyla uzaktan da erişilebilir.



Şekil 3.24 Sistem kutusunda yer alan kontrol anahtarları

3.5 Deneysel Çalışma İçin Veri Toplama Metodu

Akıllı korse ile postür uyarı ve gözlem sistemi geliştirilen uygulama yardımıyla kullanıcılardan ad ve soyadı, yaş, boy, kilo, adım sayısını doğrudan elde etmektedir. Araştırmanın önemli çıktılarından biri kullanıcılarda kas hafızasının incelenmesidir. Kısa zamanlı kas hafızasının oluşumunu incelemek için kullanıcılardan üç farklı oturumda verilerin alınması planlanmıştır.

Bu amaçla verilerin elde edilme yöntemi aşağıdaki gibi belirlenmiştir:

- Araştırmada her kullanıcıdan üç farklı oturumda üç kez veri alınacaktır. İlk oturumda kullanıcı akıllı korseyi giyerek çalışma kapsamında belirlenen, Şekil 3.25’de gösterilen koltuğa oturup uyarı sistemi kapalıyken oluşan hatalı duruş sayısı elde edilecek ve bulut depolamaya “O1E1D” kodu ile kaydedilecektir. Bu kodda “O1” oturum hakkında bilgiyi, “E” veya “K” cinsiyet hakkında bilgiyi ve “D” veya “E” uyarı sisteminin aktiflik durumu hakkında bilgiyi temsil etmektedir. Kullanıcı O1ED oturumunda 15 dakika boyunca akıllı korse takılıyken koltukta gündelik faaliyetine devam eder, 15 dakikanın sonunda ilk oturum sonlanmış olur ve kullanıcının hatalı duruş sayısı elde edilmiş olur. Kas öğrenmesinin daha iyi incelenebilmesi için kullanıcı bir sonraki gün ikinci oturuma katılır. İkinci oturumda sistemde bulunan uyarı sistemleri (titreşim ve sesli uyarı) açıktır. Kullanıcı bu oturumda postürünü bozduğu durumda postürünü düzeltene kadar aktif olarak uyarılacaktır. Bu oturumda hata miktarının üç oturum arasında en azı olması beklenir.



Şekil 3.25 Deneyle yapılan koltuk

Üçüncü oturum ikinci oturumun bir sonraki gününde gerçekleşir. Üçüncü oturumda uyarı sistemleri tekrar kapatılır ve kullanıcıdan 15 dakika boyunca veriler elde edilir. Bu sayede kullanıcının üç günün sonunda doğru postürde durma alışkanlığı kazanması hedeflenmektedir ve kas öğrenmesi incelenmesi hedeflenmektedir.

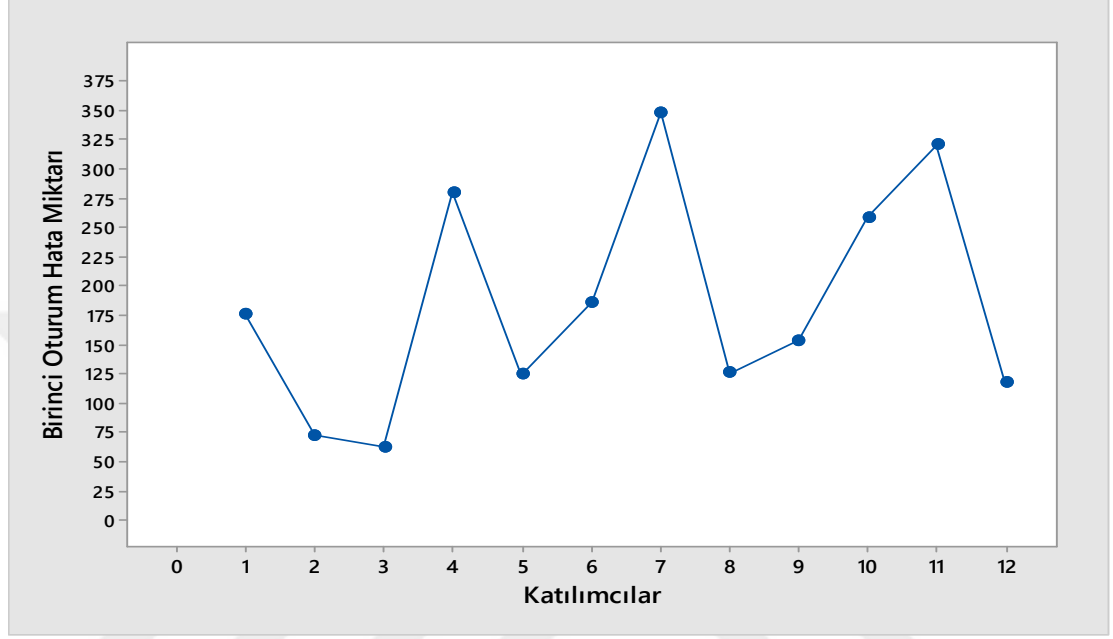
- Bütün oturumlar 15 dakika ve aynı koltukta gerçekleştirilmiştir.
- Araştırmaya farklı yaş gruplarından kullanıcılar dahil edilerek yaş ve hatalı duruş ilişkisini gösteren veri elde edilecektir.
- Araştırmada yer alan erkek ve kadın kullanıcıların aynı koşullarda uyarı sistemleri açık ve kapalıyken hatalı duruş sayıları karşılaştırılması sonucu oluşan veri çalışma sonucunda ulaşılabacaktır.
- İnsan sağlığı için önemli olan BMI değeri ve hatalı duruş sayısı arasında olan ilişki bu çalışmada değerlendirilecektir.
- Araştırma kapsamında kullanıcılardan elde edilen değişken bilgiler ile kas öğrenmesi verileri kıyaslanacaktır.

4. BULGULAR VE TARTIŞMALAR

Çalışmaya 12 kişi gönüllü olarak katılmıştır. Katılımcıların 8 kişisi erkek 4 kişisi kadınlardan oluşmaktadır. Deneyin yapılmasının temel amacı postür bozulduğunda kullanıcıyı uyaran sistemin değerlendirilmesi ve elde edilen verilerin karşılaştırılmasıdır. Bu amaçla her bir kullanıcıdan üç adet hatalı duruş verisi elde edildi. Kullanıcılardan alınan boy, yaş, kilogram, BMI verilerine göre hata miktarlarını gösteren grafikler elde edilmiştir. Ayrıca deneyde gerçekleştirilen üç farklı oturumun verileri katılımcılara göre irdelenerek oturumların, katılımcıların postürlerinin ne kadar geliştirdiğini ifade eden postür gelişme indeksleri hesaplanmıştır. Bağımsız değişkenlerin hata miktarına olan etkisini incelemek ve oturumlar sonrası katılımcılarda postür gelişiminin irdelenmesi için regresyon analizi ve paired t test analizden faydalanıldı. Regresyon analizi bağımlı değişkenler ile bağımsız değişkenler arasındaki ilişkiyi betimleyerek, regresyon denklemini üretir. Bu çalışmada regresyon analizi sayesinde katılımcılardan elde edilen bağımsız değişkenler ile her oturum için katılımcıların yapacakları hata miktarı verileri regresyon denklemlerinden yararlanılarak hesaplandı ve her oturum için bağımsız değişkenlerin hata miktarına olan etkisi gözlemlendi. Paired t test farklı durumlardan elde edilen verilerin ortalama farklarını kıyaslayan bir yaklaşımdır. Bu istatistiksel analiz yönteminde ortalamalar arası fark eğer sıfıra eşitse sıfır (null) hipotezin varlığından bahsedilir. Bu çalışmada paired t test analizini oturumlar arası hatalı duruş miktarının nasıl değiştiğini yorumlamak, katılımcıların oturumlar sonrası hata miktarı verilerinin değişimini yorumlamak için kullanıldı. Elde edilen veriler ile regresyon ve paired t-test analizi gerçekleştirilerek akıllı korse ile postür uyarı sisteminin verimi Minitab programından elde edilen sonuçlardan faydalanılarak irdelenmiştir.

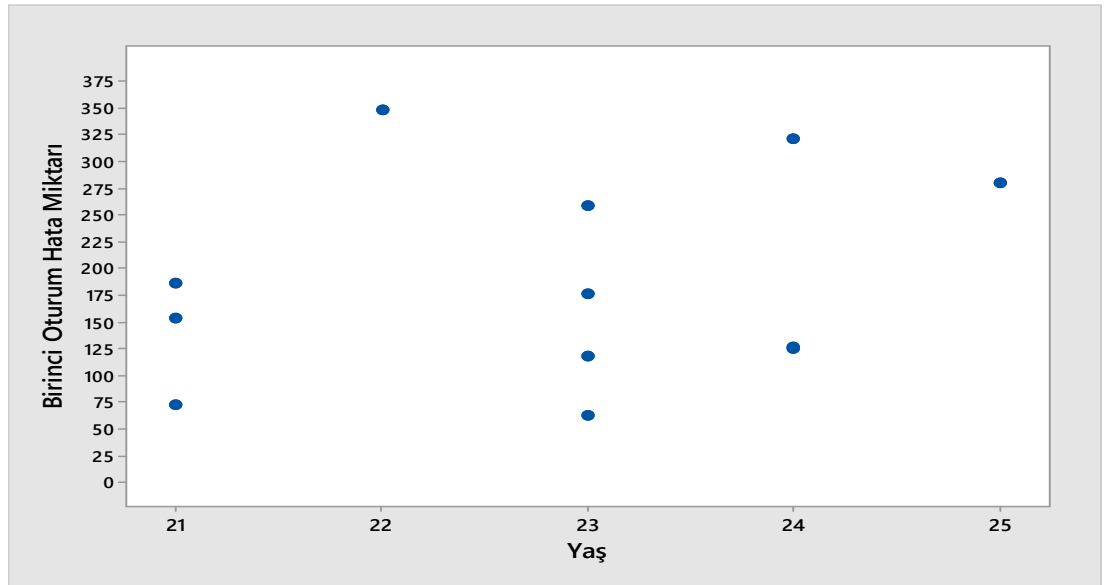
4.1 Katılımcıların Birinci Oturum Verilerinin Analizi

Birinci oturuma katılan katılımcıların 15 dakika boyunca Şekil 3.25’de gösterilen koltukta oturdu. Bu oturumda sistem tarafından kullanıcıya herhangi bir uyarı verilmedi. Oturumun amacı uyarı sistemleri kapalıyken katılımcıların yaptığı hata miktarının belirlenmesidir.



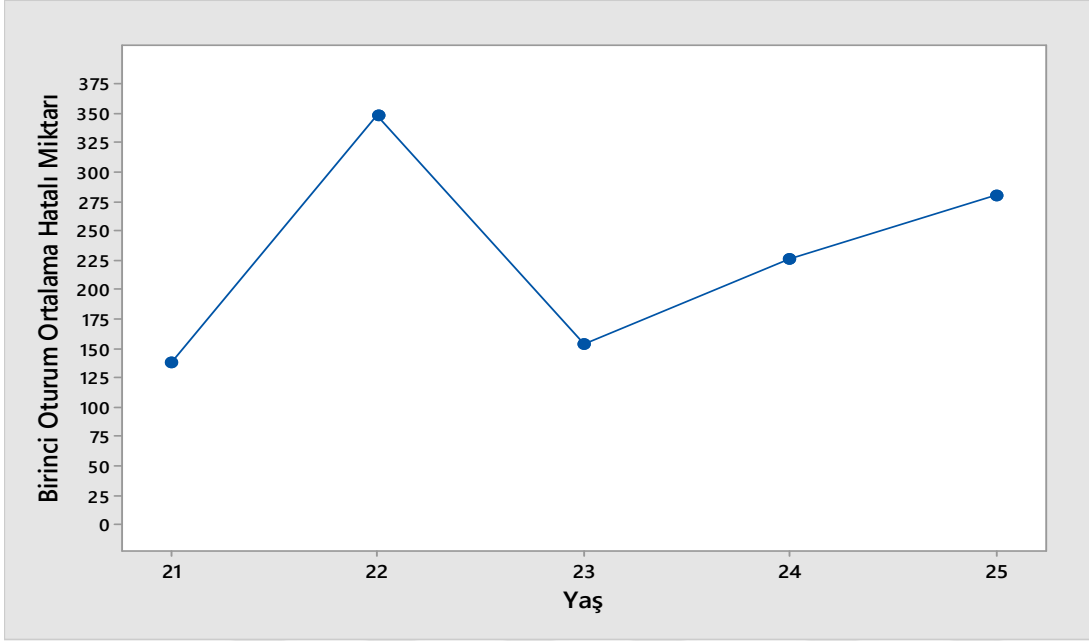
Şekil 4.1 Katılımcıların birinci oturumuna ait hata miktarı

Şekil 4.1’de yer alan grafikte 12 adet katılımcının 15 dakika boyunca oturduğu koltukta yaptığı hatalı duruş miktarı yer almaktadır. Grafik incelendiğinde 7 numaralı katılımcı, 12 katılımcı arasında birinci oturumda en fazla hatalı duruş yapan katılımcı olmuştur.



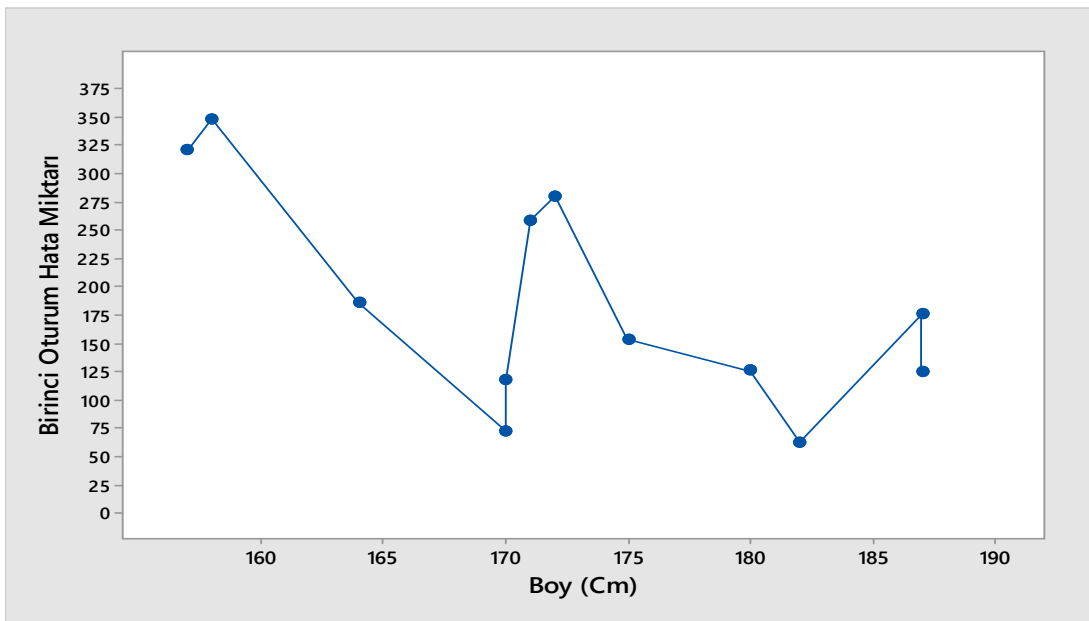
Şekil 4.2 Katılımcıların birinci oturumuna ait hata miktarının yaşa göre dağılımı

Şekil 4.2 irdelendiğinde 12 adet katılımcının yaşları 21 ile 25 arasında değişmektedir. Bu grafikte katılımcı sayısının yaşa göre dağılımı eşit değildir. Artan yaşın hatalı duruşa etkisinin yorumlanması yanlış olabilir. Yaş gruplarının genişlemesi ve katılım sayısının artmasıyla birlikte birinci oturuma ait hatalı duruş miktarının yaşa göre yorumlanması daha doğru sonuçlar verecektir.



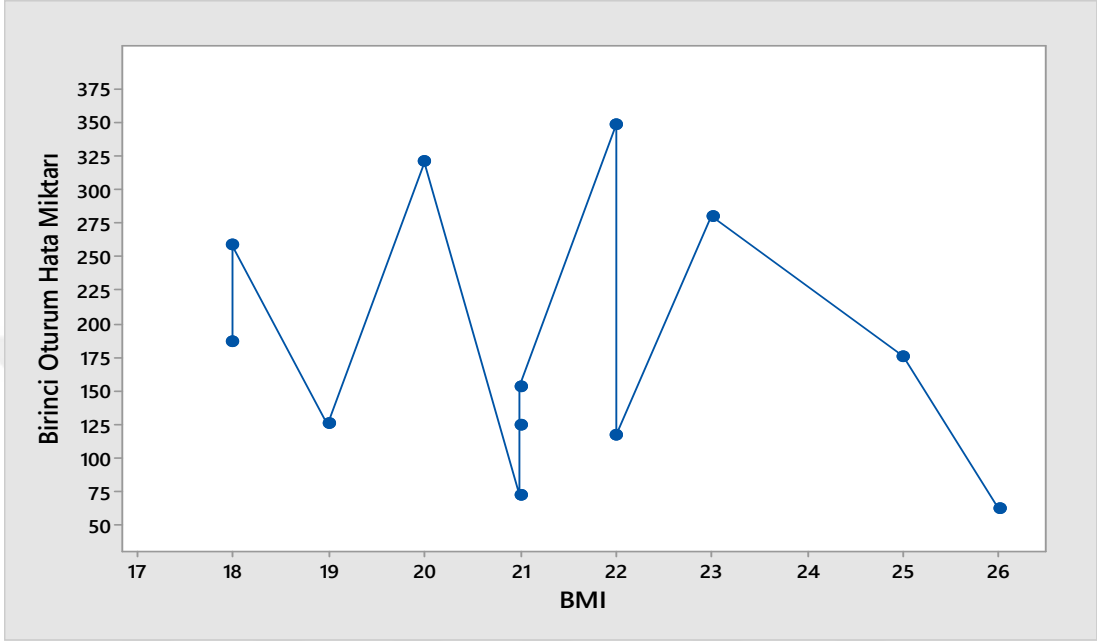
Şekil 4.3 Birinci oturuma katılan katılımcıların ortalama hata miktarını yaşa göre dağılımı

Her yaş grubunda oluşan hata miktarının ortalaması alındığında Şekil 4.3’de gösterilen grafik elde edildi. Bu grafikte 22 yaşındaki bireyin oluşturduğu ortalama hata miktarı verisi istatistik dışı olarak değerlendirildiğinde yaşa bağlı olarak ortalama hatalı duruş miktarının artma eğiliminde olduğu grafikten anlaşıldı.



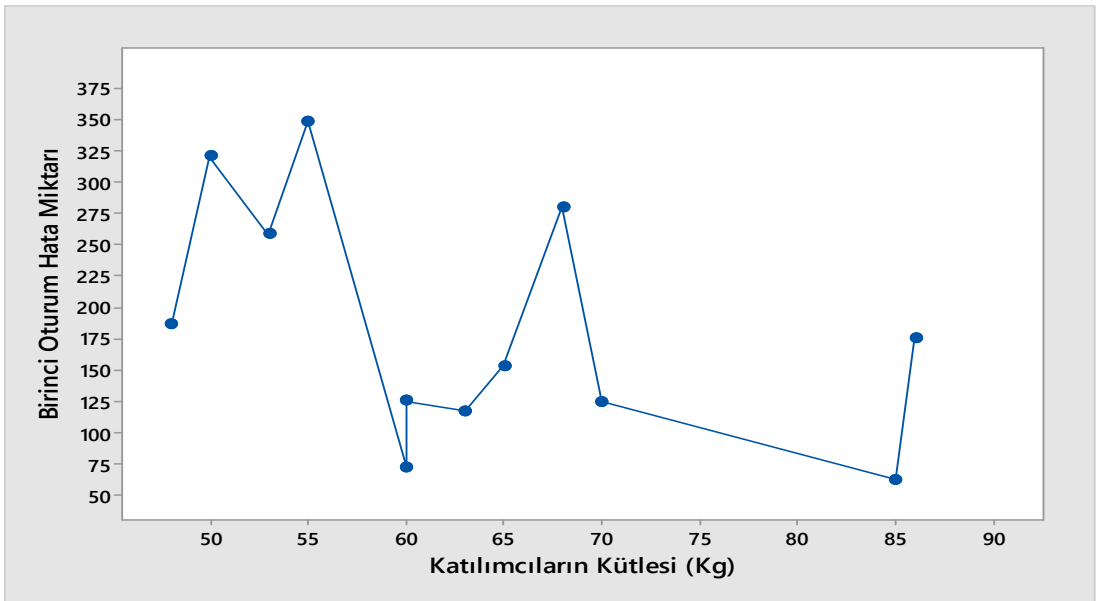
Şekil 4.4 Birinci oturum hata miktarı ile katılımcıların boyları arasındaki değişim

Şekil 4.4’de yer alan grafik incelendiğinde 12 katılımcının boyları 157 ile 187 santimetre arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Birinci oturama ait hata miktarının katılımcıların boylarına göre değişiminde ilişki bulunamamıştır. Maksimum hata 158 cm boya sahip olan katılımcıda gözlenirken minimum hata boyu 182 santimetre olan katılımcıda olduğu tespit edilmiştir.



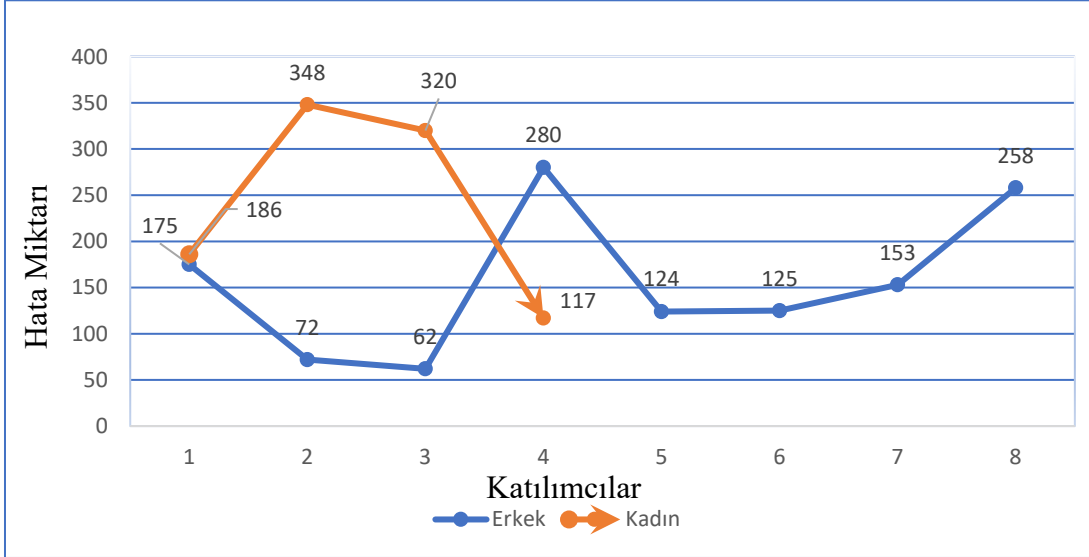
Şekil 4.5 Birinci oturum hata miktarı ile katılımcıların BMI değeri arasındaki değişim

Şekil 4.5 incelendiğinde BMI ve katılımcıların yaptığı hata miktarı arasında BMI değerinin artması ile hata miktarı arasında doğrusal bir ilişki görülmemiştir. Birinci oturum için en az hata miktarı BMI değeri 26 olan katılımcı tarafından gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.6 Birinci oturum hata miktarı ile katılımcıların ağırlıkları arasındaki değişim

Şekil 4.6 birinci oturuma ait hata miktarının katılımcıların kütlelerine göre değişimi göstermektedir. En fazla hata yapan katılımcının kütlesi 55 kilogram olan katılımcıyken, en az hata miktarına sahip olan katılımcı kütlesi 85 kilogram olan katılımcı olarak tespit edilmiştir.



Şekil 4.7 Birinci oturumda kadın ve erkek katılımcıların hata miktarının kıyaslanması

Şekil 4.7’de çalışmaya katılan 8 erkek katılımcı ve 4 kadın katılımcı arasında ki hata miktarını gösteren grafik yer almaktadır. Bu grafikte 4 kadın kullanıcıdan 2 tanesi tüm katılımcılar arasında en fazla hata yapan iki katılımcı olmuştur.

4.1.1 Katılımcıların Birinci Oturumuna Ait Hata Verilerinin Regresyon Analizi

Regresyon analizi bağımlı değişkenler ile bağımsız değişkenler arasındaki ilişkiyi bizlere gösterebilen ve bağımlı değişkenin tahminini sağlayan istatistiksel bir metottur. Bizim oluşturduğumuz regresyon analizi çoklu regresyon analizidir. Bu analizde bağımlı değişken birinci oturum hata miktarı bağımsız değişkenler ise boy, yaş, BMI ve kütle olarak belirlenmiştir.

Çizelge 4.1 Birinci oturuma ait varyans analizi

Source	DF	Seq SS	Contribution	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Regression	8	99269	99,15%	99269,4	12408,7	43,97	0,005
Yaş	1	5504	5,50%	8947,7	8947,7	31,71	0,011
Boy	1	54504	54,44%	4198,8	4198,8	14,88	0,031
BMI	1	24	0,02%	15068,8	15068,8	53,40	0,005
Kütle	1	5104	5,10%	32210,5	32210,5	114,15	0,002
Boy*Boy	1	6188	6,18%	4695,5	4695,5	16,64	0,027
Yaş*Boy	1	4167	4,16%	9574,7	9574,7	33,93	0,010
Boy*BMI	1	18910	18,89%	23724,3	23724,3	84,07	0,003
Boy*Boy*Boy	1	4869	4,86%	4868,8	4868,8	17,25	0,025
Error	3	847	0,85%	846,6	282,2		
Total	11	100116	100,00%				

Çizelge 4.1 incelendiğinde oluşturulan regresyon modelinin anlamlı olduğu anlaşıldı. Regresyon modeline ait p değeri 0.05 değerinden küçük olması modelin anlamlı olduğunun bir göstergesidir. Ayrıca oluşturulan regresyon analizinde yer alan bağımsız değişkenler için elde edilen p değerlerinin hepsi 0.05 değerinin altındadır.

Çizelge 4.2 Birinci oturum regresyon katsayılarının analizi

Term	Coef	SE Coef	95% CI	T-Value	P-Value	VIF
Constant	-189296	54045	(-361291; -17302)	-3,50	0,039	
Yaş	-907	161	(-1420; -394)	-5,63	0,011	1808,48
Boy	3583	929	(627; 6540)	3,86	0,031	3395403,36
BMI	555,3	76,0	(313,4; 797,1)	7,31	0,005	1404,90
Kütle	125,2	11,7	(87,9; 162,5)	10,68	0,002	809,71
Boy*Boy	-21,91	5,37	(-39,01; -4,82)	-4,08	0,027	13500417,47
Yaş*Boy	5,524	0,948	(2,506; 8,542)	5,82	0,010	4663,96
Boy*BMI	-5,395	0,588	(-7,268; -3,523)	-9,17	0,003	4343,31
Boy*Boy*Boy	0,0433	0,0104	(0,0101; 0,0765)	4,15	0,025	3423747,17

Çizelge 4.2 incelendiğinde regresyon denkleminde yer alan bağımsız değişkenlerin katsayıları görünmektedir. Kütle değerinin bir artması regresyon denkleminde anlaşıldığı üzere birinci oturum hata miktarını 125,2 artıracaktır.

Çizelge 4.3 Birinci oturuma ait model özeti

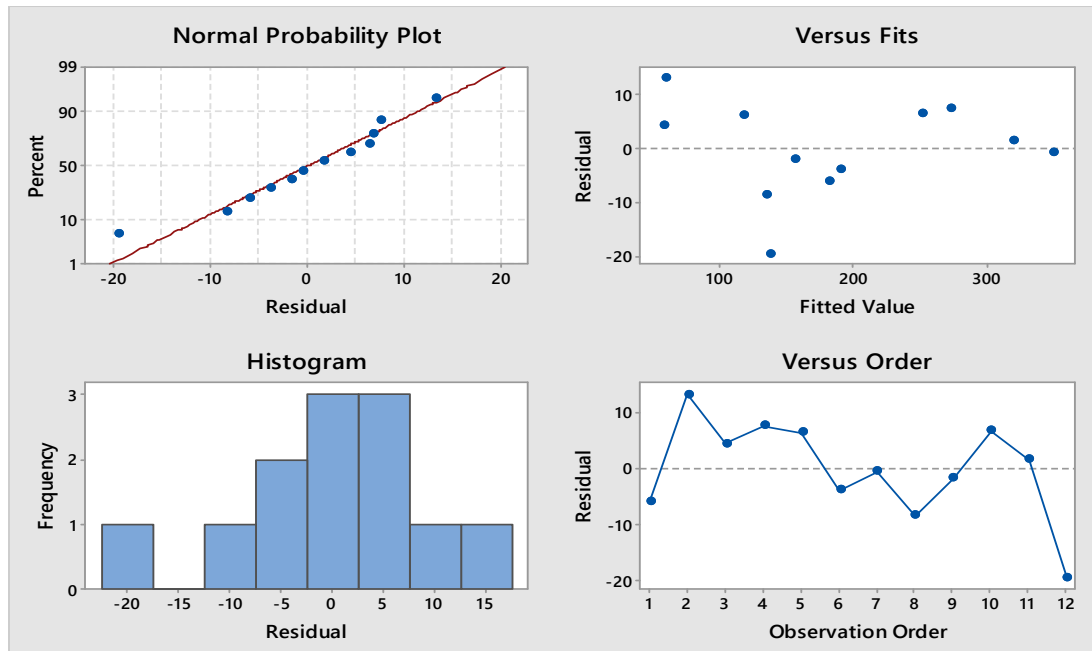
S	R-sq	R-sq(adj)	PRESS	R-sq(pred)
16,7985	99,15%	96,90%	18417,5	81,60%

Çizelge 4.3 incelendiğinde çoklu doğrusal regresyon modelinde elde edilen tahmin denkleminin güvenilirliğini ifade eden “R-sq ve R-sq (adj)” değerleri yer almaktadır. Bu değerlerin genellikle %70 değerinden yüksek olması beklenir. Birinci oturum hatalı duruş miktarını tahmin etmek için oluşturduğumuz regresyon modelinde R-sq %99 değerinin üzerindedir.

Birinci Oturum Hatalı Duruş Miktarı Regresyon Denklemi

$$\begin{aligned} \text{Birinci Oturum Hata Miktarı} &= -189296 - 907 * \text{Yaş} + 3583 * \text{Boy} + 555,3 * \text{BMI} \\ &+ 125,2 * \text{Kütle} - 21,91 \text{ Boy} * \text{Boy} + 5,524 \text{ Yaş} * \text{Boy} \\ &- 5,395 \text{ Boy} * \text{BMI} + 0,0433 \text{ Boy} * \text{Boy} * \text{Boy} \end{aligned} \quad (4.1)$$

Eşitlik 4.1’de yer alan denklem kullanılarak birinci oturum hata miktarı değerleri yüksek doğrulukta hesaplanabilir. Bu denklemde birinci oturuma ait hata miktarı bağımlı değişkenken yaş, boy, kütle ve BMI bağımsız değişkenlerdir. Bağımsız değişkenlerin çarpanları olarak bulunan sabitler regresyon sabitleridir.

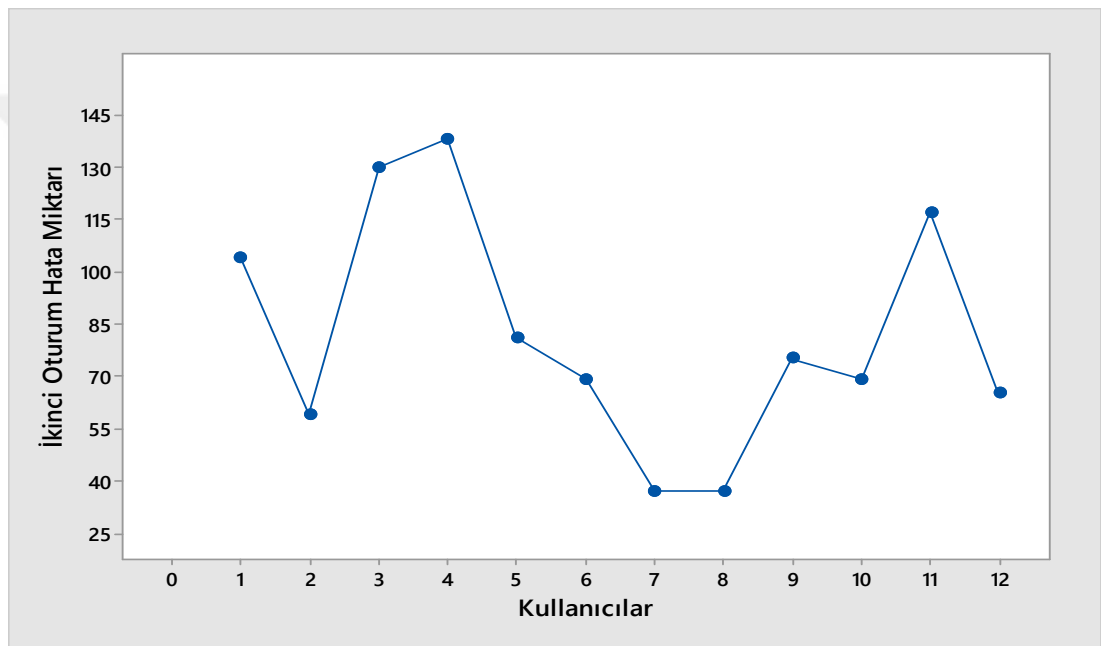


Şekil 4.8 Birinci oturum regresyon modeline ait atık değer grafikleri

Şekil 4.8 yer alan grafikler incelendiğinde histogram grafiğinin normal dağıldığı görülmekle birlikte aşırı farklı aykırı değer görülmemiştir. Oluşturulan regresyon modeline göre atık değer (residual) -20 ile 10 arasında olduğu görülmüştür.

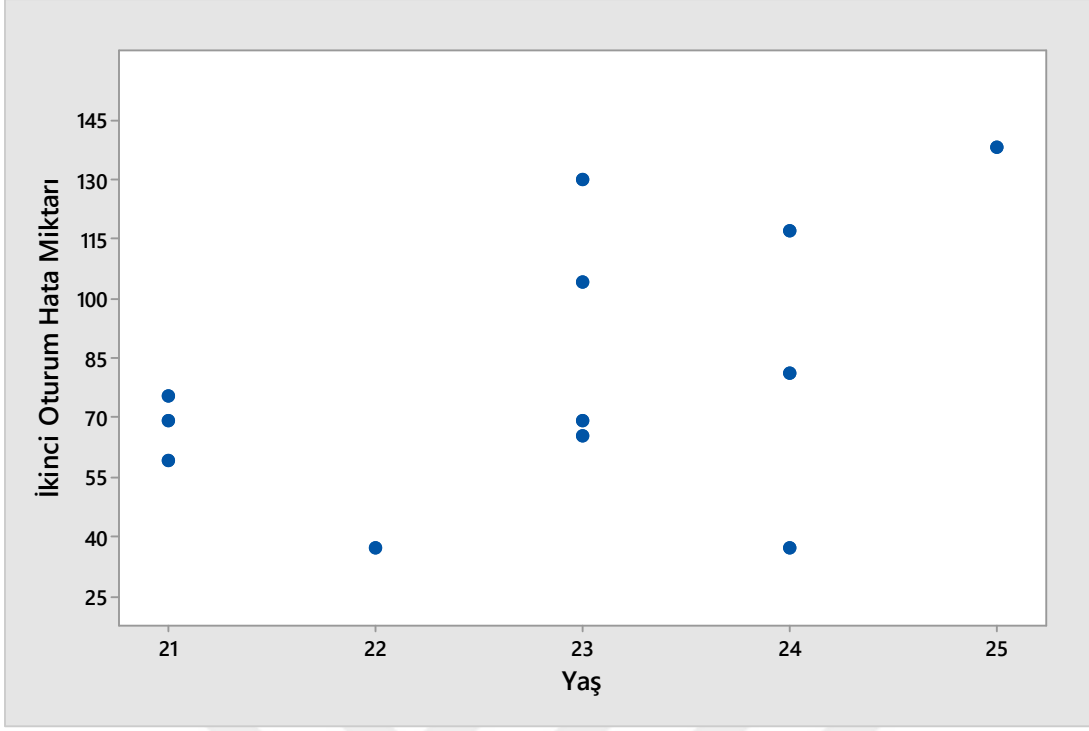
4.2 Katılımcıların İkinci Oturum Verilerinin Analizi

İkinci oturum, her katılımcı için birinci oturumun olduğu günün hemen sonraki günde gerçekleştirildi. İkinci oturum katılımcının postürü bozulduğu anda sesle ve titreşimle postürünü düzeltene kadar uyarı aldığı bir oturumdur. Bu oturumda bütün katılımcıların en az sayıda hatalı duruş yapması beklenmiştir.



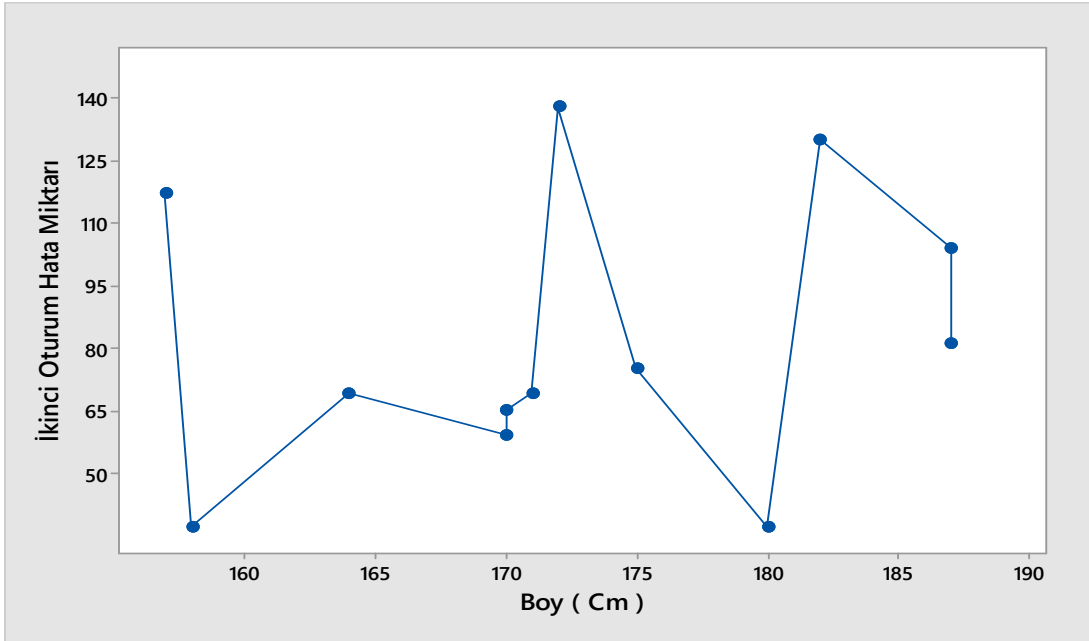
Şekil 4.9 Katılımcıların ikinci oturumuna ait hata miktarları

Şekil 4.9 incelendiğinde oluşan en fazla hatalı duruş miktarı 4 numaralı katılımcı tarafından 138 kez olarak belirlenmiştir. En az hatalı duruş miktarına ulaşan katılımcılar ise 7 ve 8 numaralı katılımcılar olmuştur.



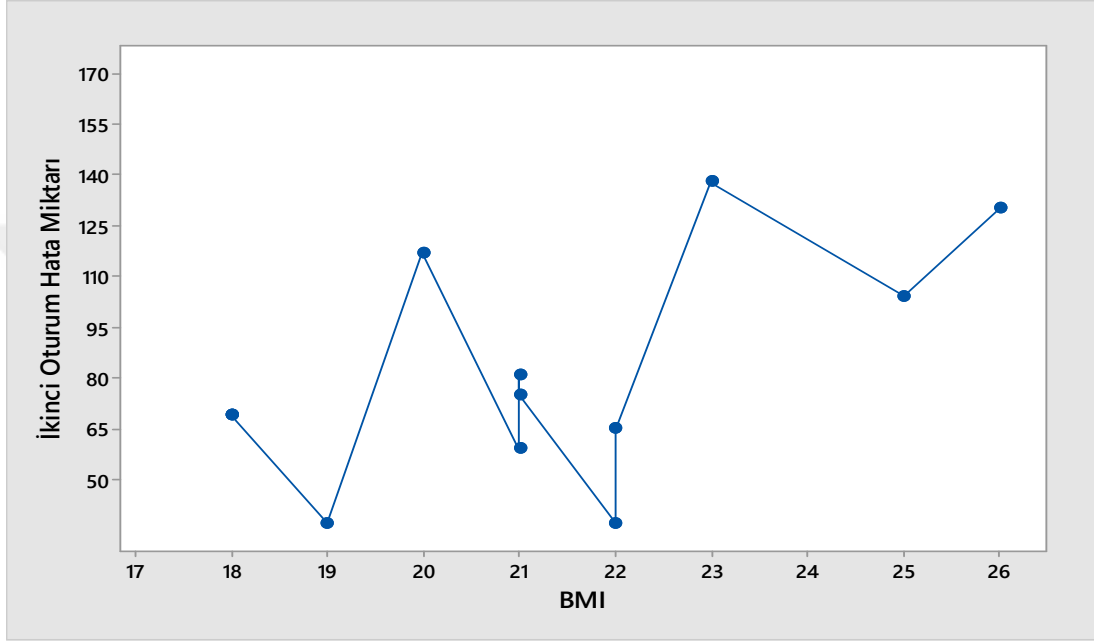
Şekil 4.10 Katılımcıların ikinci oturumuna ait hata miktarının yaşa göre dağılımı

Şekil 4.10’da yaş değişkenine bağlı olarak 12 katılımcının ikinci oturumda yaptığı hata miktarı verileri yer almaktadır. İkinci oturumda yaşları 21 ile 25 arasında değişen katılımcılardan en fazla hata yapan katılımcı 25 yaşındaki katılımcı olurken en az hata yapan katılımcı 22 yaşındaki katılımcıdır. Yaşın artmasına bağlı olarak hatalı duruşun arttığı ikinci oturum için söylenemez.



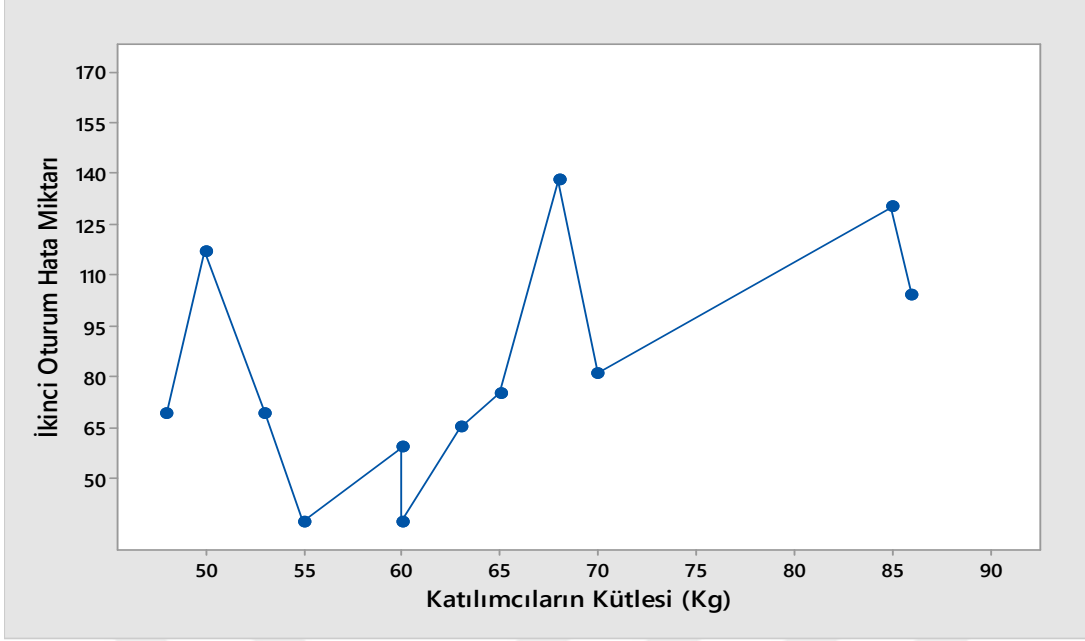
Şekil 4.11 İkinci oturum hata miktarı ile katılımcıların boyları arasındaki değişim

Şekil 4.11 incelendiğinde katılımcıların boyları ve hatalı duruş miktarları arasındaki değişimi gösteren grafik görünmektedir. İkinci oturama katılan, katılımcıların hatalı duruş miktarları değerlendirildiğinde en fazla hatalı duruşu 172 santimetre boyunda olan katılımcı yaparken, en az hatalı duruş miktarı ise sırasıyla boyları 158 santimetre ve 180 santimetre olan iki katılımcı tarafından yapılmıştır. Deneye katılan 12 katılımcıdan elde edilen sonuçlara göre boy ile ikinci oturum hata miktarı arasında doğrusal bir ilişki yoktur.



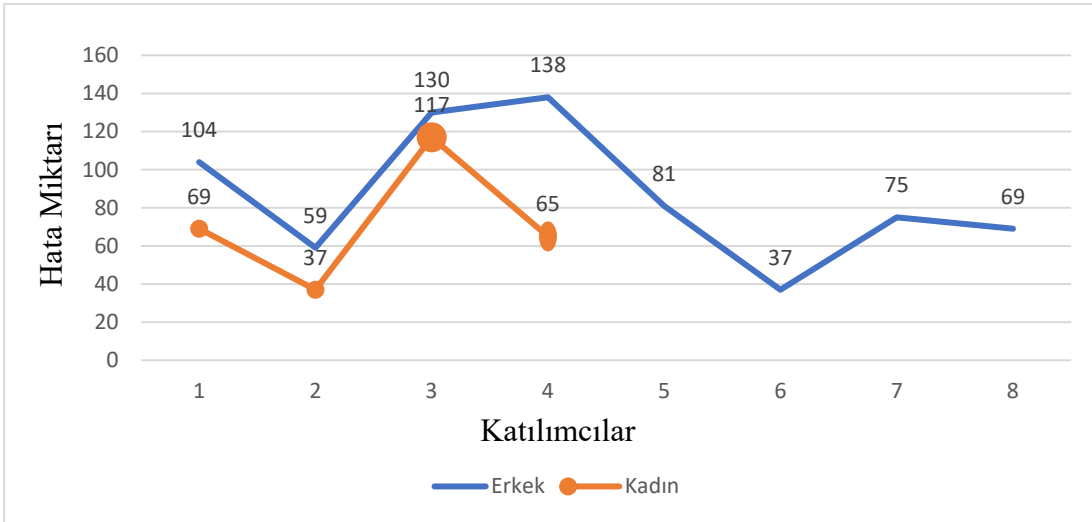
Şekil 4.12 İkinci oturum hata miktarı ile katılımcıların BMI değeri arasındaki değişim

Şekil 4.12’de görüldüğü gibi katılımcıların BMI değerleri 18 ile 26 arasında değişmektedir. BMI değerlerine göre ikinci oturum hatalı duruş miktarı için en az hatalı duruş yapan katılımcının BMI değerleri 19 ve 22 olarak gözlemlenmiştir. En fazla hatalı duruş yapan katılımcının BMI değeri 23 olarak bulunmuştur.



Şekil 4.13 İkinci oturum hata miktarı ile katılımcıların ağırlıkları arasındaki değişim

Şekil 4.13’de 12 adet katılımcının kütlelerine göre ikinci oturuma ait hatalı duruş miktarını gösteren grafik yer almaktadır. Katılımcıların kütleleri 48 kilogram ve 86 kilogram arasında değişmektedir. İkinci oturumda en az hata miktarına sahip olan katılımcılar 55 ve 60 kilogramken en fazla hatalı duruş yapan katılımcı 68 kilogramdır. Grafikte belirli aralıkta katılımcıların kütlesi arttığında yaptığı hatalı duruş verisinin arttığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.14 İkinci oturumda kadın ve erkek katılımcıların hata miktarının kıyaslanması

Şekil 4.14 incelendiğinde 4 kadın katılımcı ve 8 erkek katılımcının ikinci oturuma ait hata miktarları görülmektedir. Kadın katılımcılardan en az hata miktarını 2 numaralı kadın katılımcı yaparken erkek katılımcılar arasında en az hata miktarını yine 2

numaralı erkek katılımcı yapmıştır. İkinci oturum hata miktarı verilerine göre kadın katılımcıların hepsi erkek katılımcılardan daha az hata yapmıştır.

4.2.1 Katılımcıların İkinci Oturumuna Ait Hata Verilerinin Regresyon Analizi

Çalışmaya katılan 12 katılımcıdan elde edilen veriler, birinci oturumda olduğu gibi bağımlı değişken ikinci oturumda yapılan hata miktarıyken, bağımsız değişkenlerse boy, kütle, yaş ve BMI olarak seçildi. İkinci oturuma ait hata miktarını veren regresyon denklemi elde edildi.

Çizelge 4.4 İkinci oturuma ait varyans analizi

Source	DF	Seq SS	Contribution	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Regression	9	12388,5	99,87%	12388,5	1376,50	175,04	0,006
Yaş	1	2725,0	21,97%	1116,8	1116,81	142,01	0,007
Boy	1	73,8	0,59%	1043,0	1042,96	132,62	0,007
BMI	1	2943,0	23,73%	737,1	737,10	93,73	0,011
Kilogram	1	2806,1	22,62%	153,6	153,61	19,53	0,048
Boy*Boy	1	116,8	0,94%	966,2	966,17	122,86	0,008
Yaş*Boy	1	7,9	0,06%	1073,2	1073,20	136,47	0,007
Yaş*Kütle	1	2706,5	21,82%	243,4	243,44	30,96	0,031
Boy*Kütle	1	14,0	0,11%	406,7	406,67	51,71	0,019
Yaş*Boy*Boy	1	995,5	8,03%	995,5	995,50	126,59	0,008
Error	2	15,7	0,13%	15,7	7,86		
Total	11	12404,3	100,00%				

Çizelge 4.4'de varyans analizi verilen model incelendiğinde bağımsız değişkenlerin ve regresyon modelinin p değerlerinin 0.05 değerinin altında görülmüştür. Ayrıca regresyon modeline ait p değeri 0.006 olarak hesaplanarak modelin anlamlı olduğu gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.5 İkinci oturuma ait regresyon katsayılarının analizi

	Coef	SE Coef	95% CI	T-Value	P- Value	VIF
Constant	-239938	20410	(-327755; -152120)	-11,76	0,007	
Yaş	10567	887	(6752; 14382)	11,92	0,007	1966210,01
Boy	2897	252	(1815; 3979)	11,52	0,007	8934295,01
BMI	-126,5	13,1	(-182,7; -70,3)	-9,68	0,011	1489,87
Kilogram	63,5	14,4	(1,7; 125,3)	4,42	0,048	43615,18
Boy*Boy	-8,670	0,782	(-12,035; -5,304)	-11,08	0,008	10272251,40
Yaş*Boy	-127,0	10,9	(-173,8; -80,2)	-11,68	0,007	21988159,07
Yaş*Kütle	1,507	0,271	(0,342; 2,673)	5,56	0,031	9900,72
Boy*Kütle	-0,2987	0,0415	(-0,4775; -0,1200)	-7,19	0,019	17618,48
Yaş*Boy*Boy	0,3781	0,0336	(0,2335; 0,5227)	11,25	0,008	15154721,70

Çizelge 4.5 irdelendiğinde regresyon denklemini oluşturan bağımsız değişkenlerin katsayıları görülmektedir. Bağımsız değişkenler arasında en büyük katsayıya sahip olan terim yaştır. Yaşın artması ikinci oturum için regresyon denklemini büyük ölçüde etkileyecektir.

Çizelge 4.6 İkinci oturuma ait model özeti

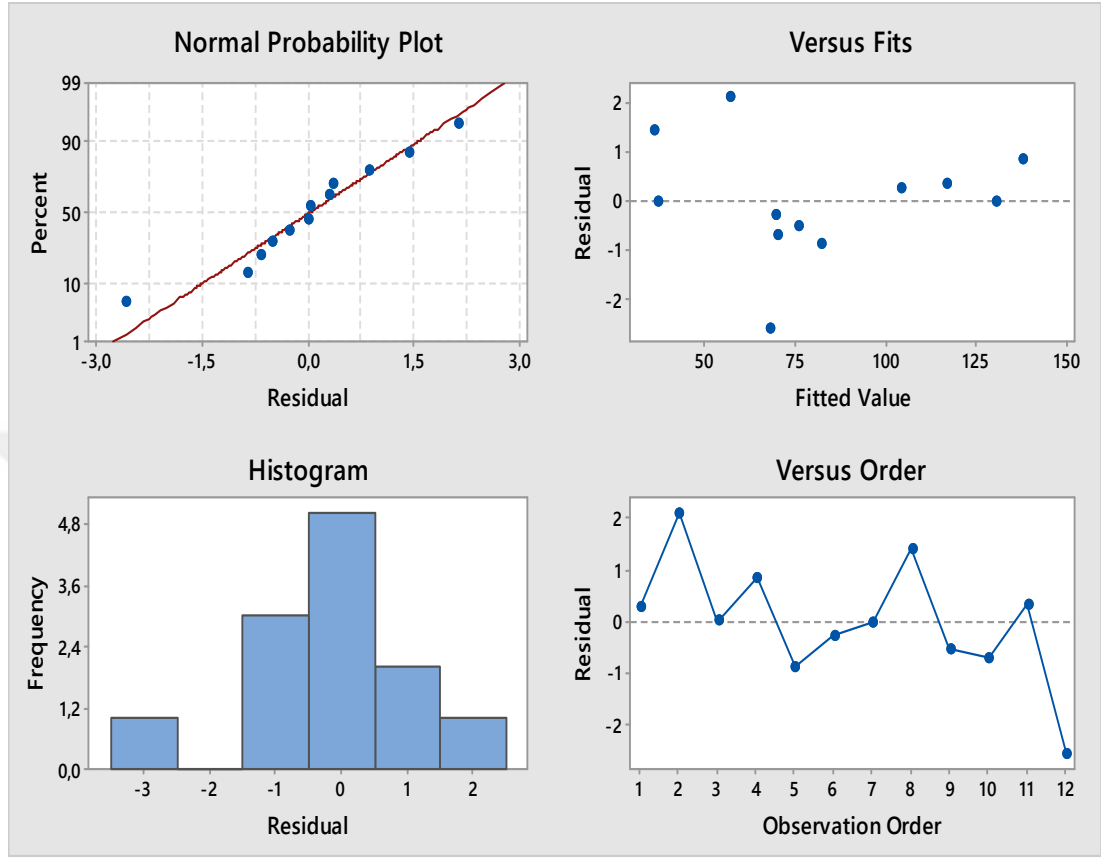
S	R-sq	R-sq(adj)	PRESS	R-sq(pred)
2,80431	99,87%	99,30%	795,232	93,59%

Çizelge 4.6’da görüldüğü üzere oluşturulan çoklu regresyon analizi sonucu elde edilen ikinci oturum hata miktarı denkleminin güvenilirliğini ifade eden “R-sq ve R-sq(adj)” değerleri görülmektedir. Çizelge 4.3’de gösterilen birinci oturuma ait regresyon denkleminde olduğu gibi bu oturum için yapılan regresyon analizinde de elde edilen R-sq %70 değerinin oldukça üzerindedir. R-sq değeri ikinci oturum için %99,87 olarak bulunmuştur.

İkinci Oturum İçin Hatalı Duruş Miktarı Regresyon Denklemi

$$\begin{aligned}
 \text{İkinci Oturum} &= -239938 + 10567 \text{ Yaş} + 2897 \text{ Boy} - 126,5 \text{ BMI} + 63,5 \text{ Kütle} \\
 \text{Hata Miktarı} &= -8,670 \text{ Boy*Boy} - 127,0 \text{ Yaş*Boy} + 1,507 \text{ Yaş*Kütle} \\
 &= -0,2987 \text{ Boy*Kütle} + 0,3781 \text{ Yaş*Boy*Boy}
 \end{aligned}
 \tag{4.2}$$

Eşitlik 4.2' de yer alan denklemden faydalanarak ikinci oturuma ait hata miktarı değeri bağımsız değişkenler kullanılarak yüksek doğrulukta hesaplanabilir. Bu denklemde bağımsız değişkenlerin önünde bulunan sabitler regresyon sabiti olarak ifade edilir.

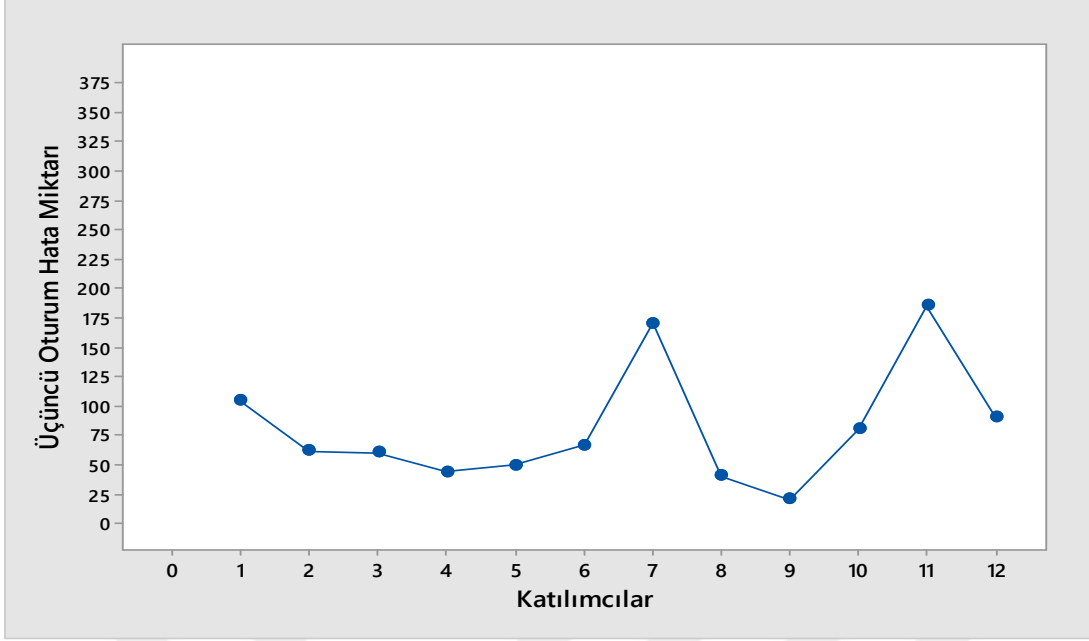


Şekil 4.15 İkinci oturum regresyon modeline ait atık değer grafikleri

Şekil 4.15 incelendiğinde oluşturulan regresyon analizine ait atık değer ve aykırı değerleri ifade eden grafikler yer almaktadır. Histogram grafiği incelendiğinde ve atık değer (residual) normal dağılım sergilediği görülmektedir. Ayrıca oluşturulan modelde atık değer -2 ile +2 arasında değiştiği görülmüştür.

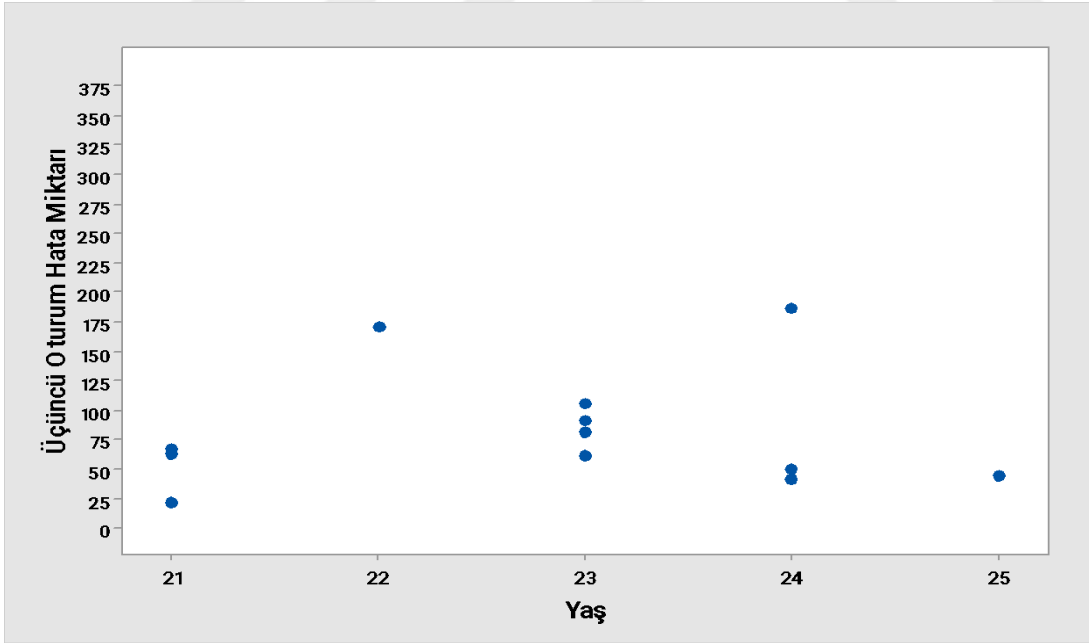
4.3 Katılımcıların Üçüncü Oturum Verilerinin Analizi

İkinci oturumda yer alan bütün katılımcılar, üçüncü oturuma ikinci oturuma katıldığı günün hemen sonrasında katılmıştır. Üçüncü oturumda ikinci oturumun aksine katılımcıyı doğru postür bozulduğunda uyarın sistem kapatılmıştır. Bu oturumun temel amacı katılımcıların birinci oturumda yaptıkları hata miktarı ile üçüncü oturum arasındaki farkı irdelemektir. Üçüncü oturumda diğer oturumlarda olduğu gibi aynı koltukta ve 15 dakika boyunca gerçekleştirilmiştir. Üçüncü oturum, oluşturulan analiz modelinin son oturumudur.



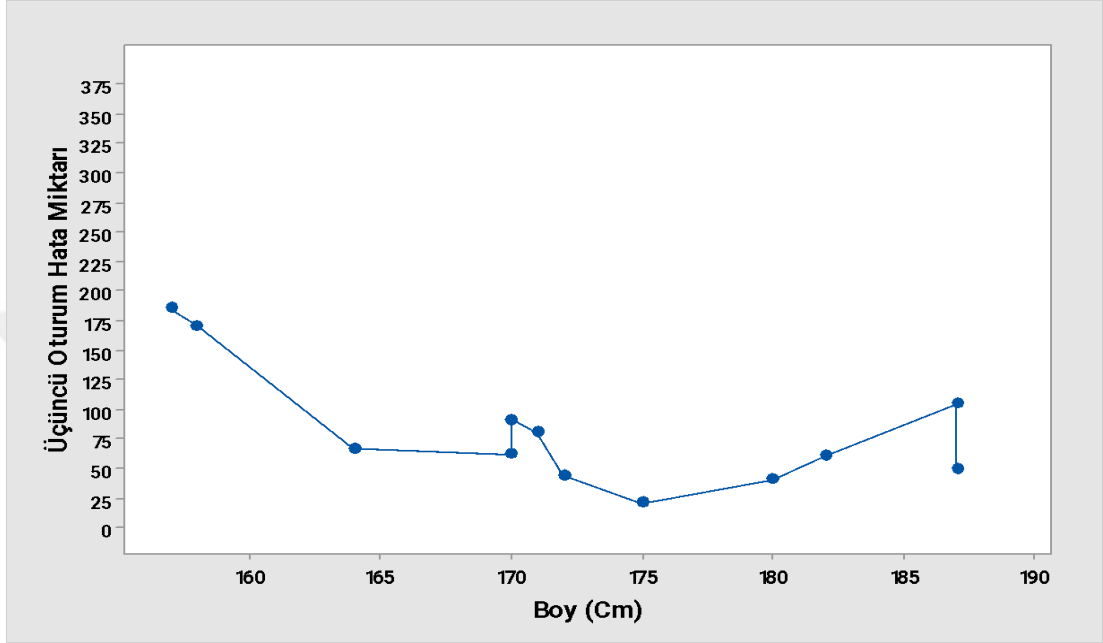
Şekil 4.16 Katılımcıların üçüncü oturuma ait hata miktarı

Üçüncü oturuma katılan 12 adet katılımcının yaptıkları hata miktarları Şekil 4.16’da gösterilmiştir. Üçüncü oturumda en fazla hata yapan katılımcı 11 numaralı katılımcı olmuştur ve bu oturumda en fazla yapılan hata miktarı 185 olarak gözlemlenmişken üçüncü oturumda yapılan en düşük hata miktarı 20 olarak görülmüştür.



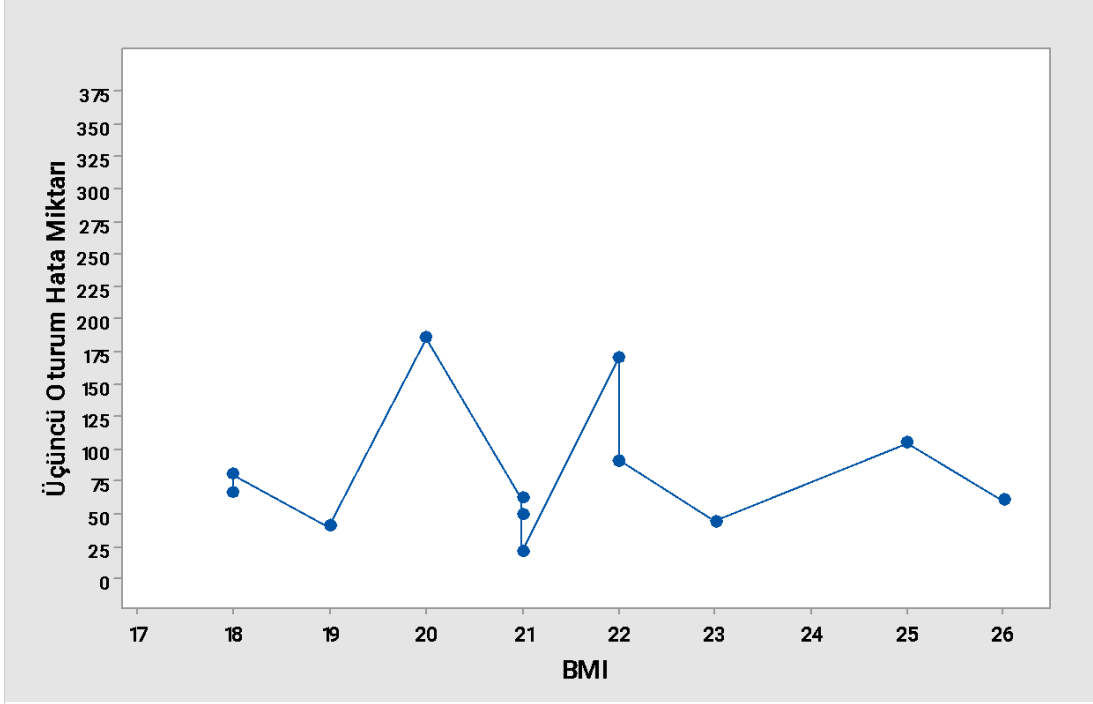
Şekil 4.17 Üçüncü oturuma katılan katılımcıların ortalama hata miktarının yaşa göre dağılımı

Şekil 4.17’de yer alan grafikten anlaşıldığı üzere hata miktarı sayısı ve yaş arasında doğrusal bir ilişki gözlemlenmemiştir. Yaşları 21 ile 25 arasında değişen katılımcılardan en fazla hata yapan katılımcı 24 yaşındaki katılımcılar arasında olmuştur. Üçüncü oturumda en az hata yapan katılımcı 21 yaşındaki katılımcılar arasındadır.



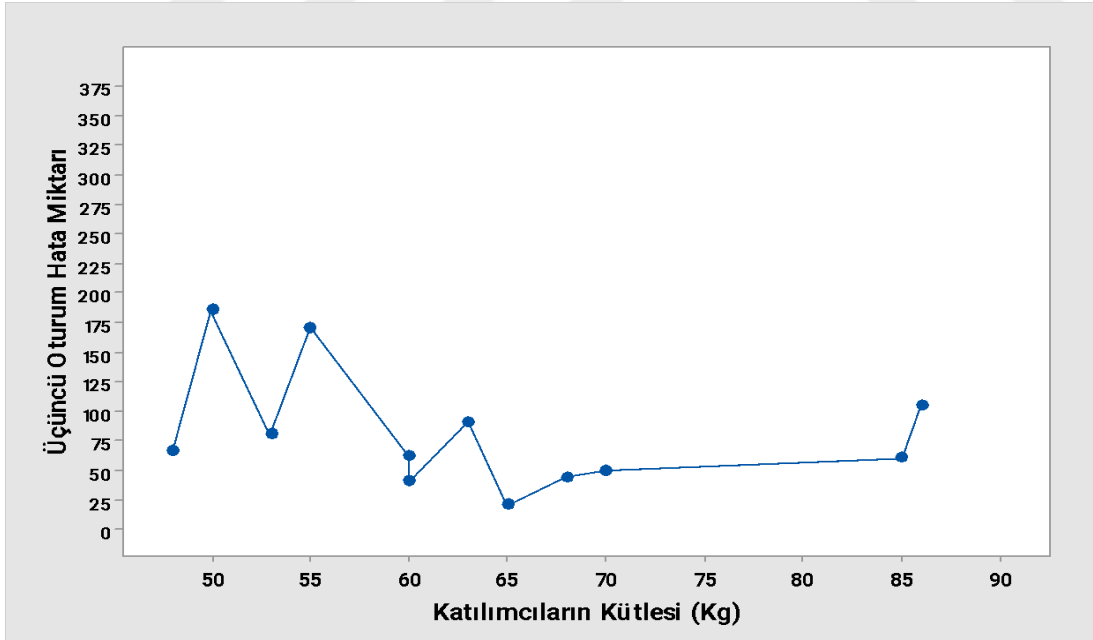
Şekil 4.18 Üçüncü oturuma katılan katılımcıların ortalama hata miktarının boya göre dağılımı

Üçüncü oturuma ait hata miktarı verilerinin boya göre değişimi Şekil 4.18’de yer alan grafikte görünmektedir. Şekil 4.18’de yer alan grafik incelendiğinde boyları 158 santimetre ve 170 santimetre olan katılımcılar arasında boy uzadıkça hata miktarının azaldığı görülürken, boyları 175 santimetre ile 187 santimetre arasında olan katılımcılarda hata miktarında artış gözlemlenmiştir.



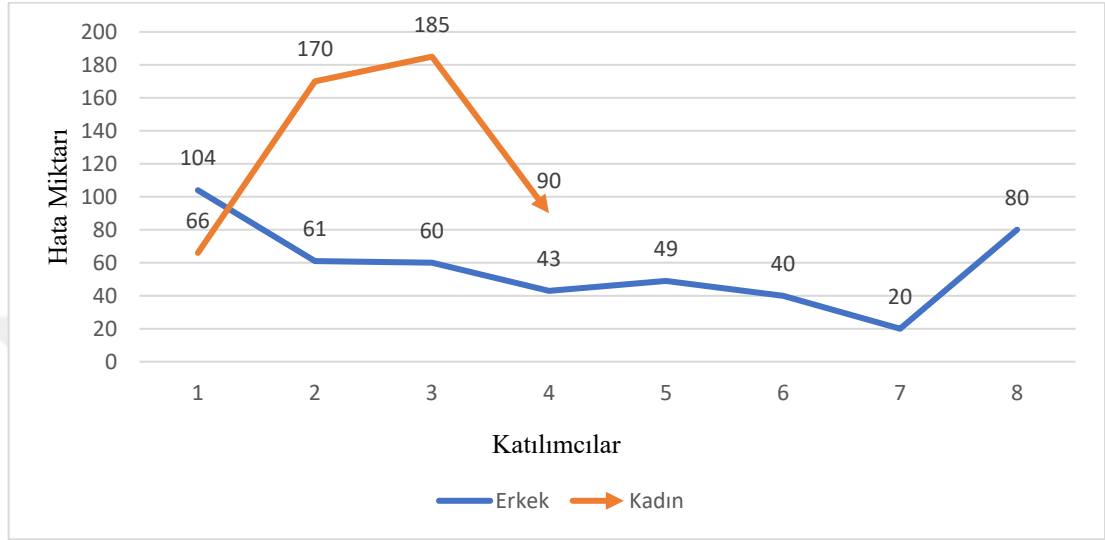
Şekil 4.19 Üçüncü oturuma katılan katılımcıların ortalama hata miktarının BMI verisine göre dağılımı

Üçüncü oturuma ait katılımcıların BMI göre değişimi Şekil 4.19’da görülmektedir. BMI değeri 20 olan katılımcı 185 hata miktarına sahip olarak en fazla hata yapan katılımcı olduğu gözlemlenmiştir.



Şekil 4.20 Üçüncü oturuma katılan katılımcıların ortalama hata miktarının katılımcıların ağırlıklarına göre dağılımı

Şekil 4.20’de katılımcıların kütlelerine göre üçüncü oturum hata miktarı verilerinin dağılımı incelendiğinde en fazla hata miktarına sahip olan katılımcının 50 kilogram olan katılımcı tarafından yapıldığı belirlenmiştir. Toplamda 12 katılımcıdan elde edilen üçüncü oturum verilerine göre, katılımcıların kütlesinin artmasının üçüncü oturum hata miktarını artırdığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.21 Üçüncü oturumda kadın ve erkek katılımcıların hata miktarının kıyaslanması

Şekil 4.21’de üç oturumun sonuncu oturumu olan, üçüncü oturuma ait kadın katılımcılar ve erkek katılımcıların yaptıkları hata miktarı yer almaktadır. Hata miktarı verileri kıyaslandığında kadın katılımcılardan sadece bir kadın katılımcı hariç hata miktarlarının erkek katılımcılardan daha fazla olduğu görülmüştür.

4.3.1 Katılımcıların Üçüncü Oturumuna Ait Hata Verilerinin Regresyon Analizi

Katılımcıların üçüncü oturumda yaptıkları hata miktarlarının regresyon analizi yapılarak bağımlı değişkenler ile bağımsız değişkenler arası ilişkiyi gözlemlemek amaçlanmıştır. Oluşturulan regresyon modelinde üçüncü oturum hata miktarının bağımsız değişkenler olan boy, kütle, BMI ve yaş ile ilişkisini veren regresyon denklemi elde edilmiştir.

Çizelge 4.7 Üçüncü oturuma ait varyans analizi

Source	DF	Seq SS	Contribution	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Regression	1	28281,7	100,00%	28281,7	2828,17	2980,83	0,014
Yaş	1	167,1	0,59%	160,7	160,70	169,38	0,049
Boy	1	12652,7	44,74%	269,6	269,58	284,13	0,038
BMI	1	2593,4	9,17%	699,8	699,77	737,55	0,023
Kütle	1	305,9	1,08%	726,7	726,68	765,91	0,023
Yaş*Yaş	1	6702,6	23,70%	797,0	797,02	840,04	0,022
Yaş*Boy	1	134,8	0,48%	329,0	328,97	346,73	0,034
Yaş*BMI	1	1044,5	3,69%	640,4	640,38	674,95	0,024
Yaş*Kütle	1	209,2	0,74%	685,2	685,17	722,15	0,024
Boy*Boy*Boy	1	4024,2	14,23%	508,9	508,90	536,37	0,027
Yaş*Boy*Boy	1	447,3	1,58%	447,3	447,30	471,45	0,029
Error	1	0,9	0,00%	0,9	0,95		
Total	1	28282,7	100,00%				

Çizelge 4.7'de yer alan çoklu regresyon modeli irdelendiğinde modeli oluşturan bağımsız değişkenlerin p değerleri 0.05 değerinin altında olduğu görülmüştür. Bu durum bize bağımlı değişkenlerin anlamlı olduğunu göstermektedir. Bağımlı değişkenlerin regresyon modeline katkısına bakıldığında boy bağımlı değişkenin katkısı %44,74 ile en fazladır.

Çizelge 4.8 Üçüncü oturuma ait regresyon katsayılarının analizi

Term	Coef	SE Coef	95% CI	T-Value	P-Value	VIF
Constant	36130	3163	(-4063; 76323)	11,42	0,056	
Yaş	-2695	207	(-5326; -64)	-13,01	0,049	888812,21
Boy	-472,2	28,0	(-828,1; -116,3)	-16,86	0,038	918291,61
BMI	779,8	28,7	(414,9; 1144,6)	27,16	0,023	59663,40
Kütle	-268,49	9,70	(-391,76; -145,22)	-27,68	0,023	164957,66
Yaş*Yaş	-8,555	0,295	(-12,306; -4,805)	-28,98	0,022	3734,62
Yaş*Boy	46,11	2,48	(14,65; 77,57)	18,62	0,034	9457700,4
Yaş*BMI	-32,55	1,25	(-48,47; -16,63)	-25,98	0,024	84245,23
Yaş*Kütle	11,186	0,416	(5,897; 16,475)	26,87	0,024	193783,13
Boy*Boy*Boy	0,008035	0,00034	(0,003627; 0,012444)	23,16	0,027	1127149,7

Yaş*Boy*Boy	-0,16398	0,00755	(-0,25994;- 0,068)	-21,71	0,029	6343315,08
-------------	----------	---------	--------------------	--------	-------	------------

Çizelge 4.8’de üçüncü oturum için oluşturulan çoklu regresyon modelinin denkleminde yer alan değişkenlerin katsayıları görülmektedir. Katsayılar incelendiğinde elde edilen regresyon analizi için BMI değerinin bir artması hata miktarını 779,8 artıracaktır.

Çizelge 4.9 Üçüncü oturuma ait regresyon modeli özeti

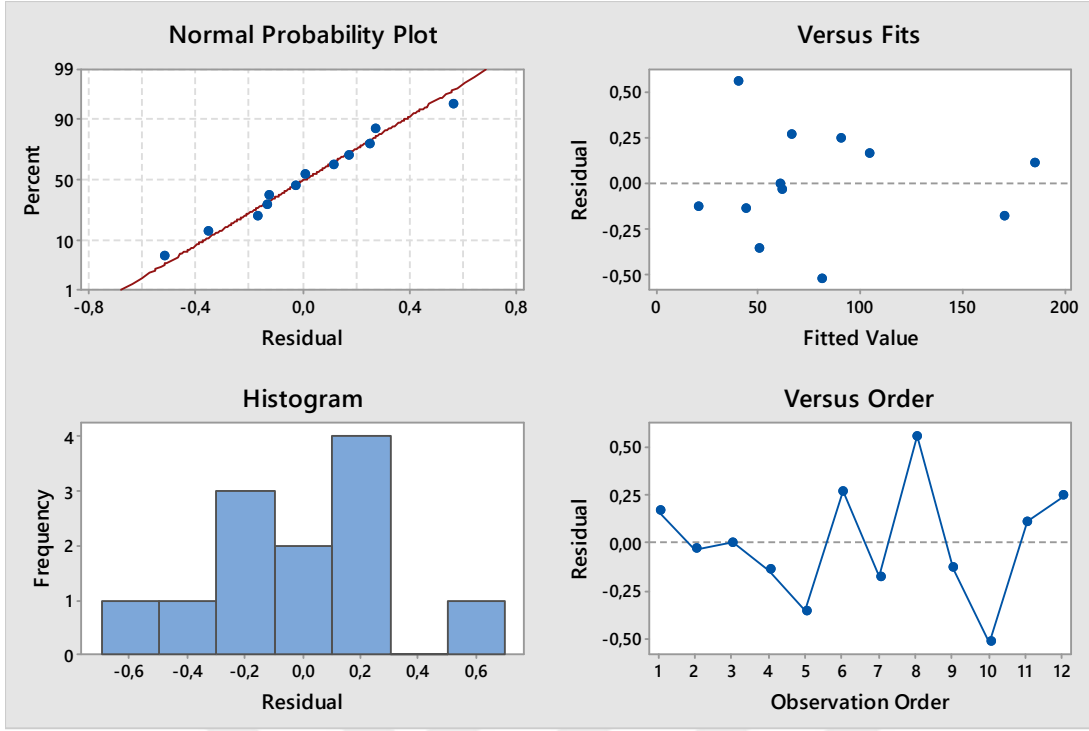
S	R-sq	R-sq(adj)	PRES S	R-sq(pred)
0,974057	100,00%	99,96%	248149	0,00%

Çizelge 4.9 incelendiğinde üçüncü oturum hata miktarı verilerinin çoklu regresyon modelinin özeti yer almaktadır. Oluşturan regresyon modelin güvenilirliği R-sq değerinden yorumlanmaktadır. Üçüncü oturum için oluşturulan regresyon modelinde R-sq değeri %100 olarak belirlenmiş ve güvenilir bir model elde edilmiştir.

Üçüncü Oturum İçin Hatalı Duruş Miktarı Regresyon Denklemi

$$\begin{aligned}
 \text{Üçüncü Oturum Hata} &= 36130 - 2695 \text{ Yaş} - 472,2 \text{ Boy} + 779,8 \text{ BMI} - 268,49 \text{ Kütle} \\
 \text{Miktarı} &- 8,555 \text{ Yaş} * \text{Yaş} + 46,11 \text{ Yaş} * \text{Boy} - 32,55 \text{ Yaş} * \text{BMI} \\
 &+ 11,186 \text{ Yaş} * \text{Kütle} + 0,008035 \text{ Boy} * \text{Boy} * \text{Boy} \\
 &- 0,16398 \text{ Yaş} * \text{Boy} * \text{Boy}
 \end{aligned} \quad (4.3)$$

Eşitlik 4.3’de oluşturulan çoklu regresyon modeline ait regresyon denklemi gösterilmiştir. Eşitlik 4.3’de kullanıcıların bağımlı değişken verileri bilindiğinde üçüncü oturum için hata miktarı verisi hesaplanabilir. Regresyon denkleminde yer alan bağımlı değişkenlerin çarpanları olarak bulunan sabit sayılar, regresyon denkleminin sabitleridir.



Şekil 4.22 Üçüncü oturum regresyon modeline ait atık değer grafikleri

Şekil 4.22’de yer alan grafikler incelendiğinde, histogram grafiğinde yer alan verilerin normal dağılım gösterdiği görülmektedir. Oluşturulan regresyon modelinde atık değerlerin -0.50 ile +0.50 arasında değişkenlik göstermesi, oluşturulan modelin oldukça doğru sonuçlar verdiğini ifade etmektedir.

4.4 Verilerin Gelişim Endeksi ve Paired t-Test İle incelenmesi

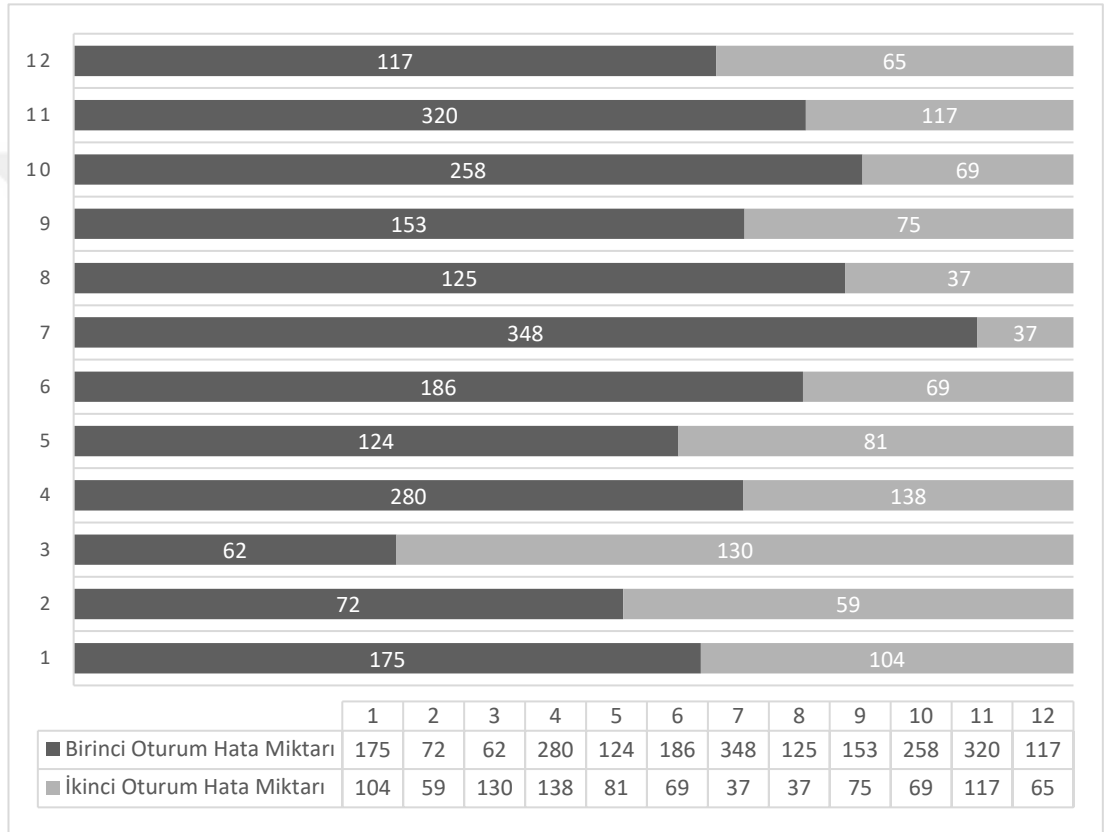
Bu çalışmanın en önemli çıktılarından biri katılımcıların akıllı korse ile postür uyarı sistemi sayesinde sürekli doğru postürde olabilmelerini yardım edecek sistemin değerlendirilmesidir. Bu amaçla katılımcıların farklı oturumlarda yapmış oldukları hata miktarı, grafikler yardımıyla kıyaslanmıştır. Katılımcıların kas hafızasındaki değişimini daha iyi ifade edebilmek için her katılımcı için kas hafızası gelişim endeksi hesaplandı. Kas hafızası gelişim endeksi hesaplanırken oturumlar arasında yapılan hatanın yüzdelik değişiminden faydalanıldı.

$$Gelişim\ Endeksi = \frac{e_1 - e_2}{e_1} * 100 \quad (4.4)$$

Eşitlik 4.4’de gelişim endeksinin hesaplanması için oluşturulan denklem yer almaktadır. Bu denklemde e_1 ve e_2 gelişimi bakılmak istenen oturumlarda yapılan hata miktarını ifade etmektedir.

4.4.1 Katılımcıların Birinci Oturum ve İkinci Oturum Hata Miktarlarının Paired t-Test ve Gelişim Endeksi Karşılaştırılması

Birinci oturumda katılımcılara geliştirilen korse tarafından herhangi bir uyarı verilmeyerek oturma pozisyonunda 15 dakika boyunca yaptığı hata miktarı verisi elde edildi. Sonraki oturum olan ikinci oturumda, korse tarafından katılımcılara postürü her bozulduğunda düzgün postüre gelene kadar uyarı verilerek hata miktarı verisi kaydedildi.



Şekil 4.23 Katılımcıların birinci oturum ve ikinci oturum hata miktarlarının değişimi

Şekil 4.23'de yer alan grafikte katılımcıların yaptıkları hata miktarının dağılımları görülmektedir. On iki katılımcı arasında sadece üç numaralı katılımcının ikinci oturum hata miktarında artış olduğu görülmüştür ve üç numaralı katılımcı hariç diğer katılımcıların hata miktarları, ikinci oturumda önemli ölçüde azalmıştır. Bu durum bize geliştirilen korsenin katılımcıları uyarmada yararlı olduğunu göstermiştir.

Çizelge 4.7 Birinci oturum ve ikinci oturum arası gelişme endeksi değerleri

Katılımcı	Birinci Oturum ve İkinci Oturum İçin Gelişme Endeksi
1	40,57
2	18,05
3	-109,67
4	50,71
5	34,67
6	62,9
7	89,36
8	70,4
9	50,98
10	73,25
11	63,43
12	44,44

Eşitlik 4.4 kullanılarak Çizelge 4.7’de yer alan gelişme endeksi verileri her katılımcı için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Gelişme endeksi verilerinin ortalaması 40,76 olarak hesaplanmıştır. Diğer bir ifade ile on iki katılımcı postürlerini ortalama %40,76 oranında iyileştirmişlerdir. Tablo 4.7’de yer alan verilere göre gelişme endeksi en fazla olan katılımcı, gelişme endeksi 89,36 olarak 7 numaralı katılımcı olmuştur. Gelişme endeksi negatif olan tek katılımcı olan 3 numaralı katılımcı ise birinci oturuma göre doğru postürünü bozmuş ve uyarılara cevap vermemiştir. Katılımcının bu sonucu vermesinin sebebi oturum boyunca korsenin uyarı sistemini denemesi olarak deney operatörü tarafından belirtilmiştir.

Çizelge 4.8 Birinci oturum ve ikinci oturum için paired t-test

Sample	N	Mean	StDev	SE Mean
Birinci Oturum Hata Miktarı	12	185	95,4	27,5
İkinci Oturum Hata Miktarı	12	81,8	33,6	9,7

Çizelge 4.8 incelendiğinde 12 adet katılımcının oluşturduğu veriler yer almaktadır. Burada birinci oturumda oluşan ortalama hata miktarının 185, ikinci oturum için oluşan hata miktarının 81,8 olduğuna ulaşılabilir. Bu sonuç bize iki oturum arasında hata miktarının önemli ölçüde azaldığını ifade etmektedir.

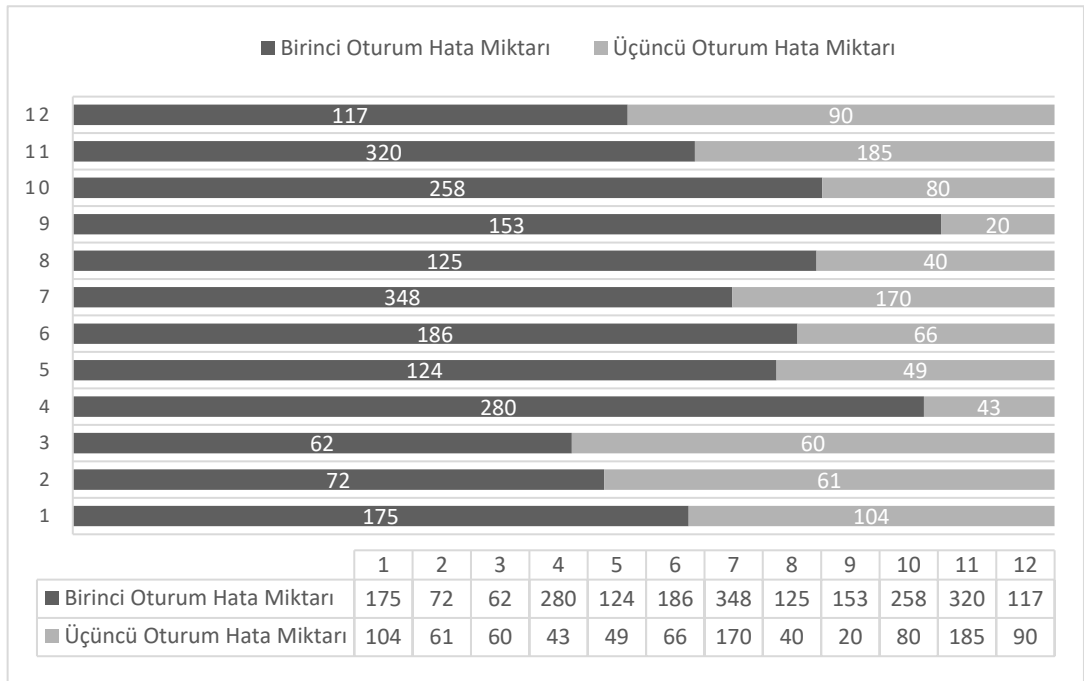
Çizelge 4.9 Birinci oturum ve ikinci oturum için paired t-test analizinin p değeri ve t değeri

Null hypothesis $H_0: \mu_{\text{difference}} = 0$	
Alternative hypothesis $H_1: \mu_{\text{difference}} \neq 0$	
T-Value	P-Value
3,61	0,0041

Çizelge 4.9’da null (sıfır) hipotezi sıfırdır. Null (sıfır) hipotezin sıfır olması, birinci oturum ve ikinci oturum arasında ortalama hata miktarında değişim olduğunu ifade etmektedir. İstatistiksel yaklaşımlarda, oluşturulan modele ait p değeri 0,05 değerinden küçükse modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bilinmektedir. Birinci oturum ve ikinci oturum arasında oluşturulan paired t-test modelinin p değeri 0,0041 olarak bulunmuş ve model anlamlı olarak değerlendirilmiştir. Ayrıca birinci ve ikinci oturum arasında ciddi bir fark olduğu belirlenmiş katılımcılar postürlerini düzeltebilmişlerdir.

4.4.2 Katılımcıların Birinci Oturum ve Üçüncü Oturum Hata Miktarlarının Paired t-Test ve Gelişim Endeksi Karşılaştırılması

Çalışmanın temel amaçlarından birisi katılımcıların üç oturumun sonunda postürlerine ne kadar iyileştirdiklerini ve akıllı korse ile postür doğrulama sisteminin etkisinin incelenmesidir. Üçüncü oturumun sonunda katılımcıların doğru postürde, ilk oturuma göre daha fazla durması buna bağlı olarak daha az hata yapması beklendi.



Şekil 4.24 Katılımcıların birinci oturum ve üçüncü oturum hata miktarlarının değişimi

Şekil 4.24’de yer alan grafikte ilk oturum ve son oturum arasında hata miktarlarının karşılaştırılması yer almaktadır. Grafikten anlaşıldığı üzere bütün katılımcılar için ilk oturum ve son oturumda arasında hata miktarlarında azalma görülmüş ikinci oturumda aldıkları uyarı katılımcıların üçüncü oturumda daha iyi postüre sahip olmalarını sağlamıştır.

Çizelge 4.10 Birinci oturum ve üçüncü oturum arası gelişme endeksi değerleri

Katılımcı	Birinci Oturum ve Üçüncü Oturum İçin Gelişme Endeksi
1	40,57
2	15,27
3	3,22
4	84,64
5	60,48
6	64,51
7	51,15
8	68
9	86,92
10	69
11	42,18
12	23,07

Çizelge 4.10’de olan veriler incelendiğinde ilk oturum olan birinci oturum ve son oturum olan üçüncü oturum arasında negatif bir değer görülmedi. Bu durum bize çalışmaya katılan 12 katılımcının akıllı korse ile postür uyarı sistemi sayesinde hatalı duruş miktarını azaltabildiklerini gösterdi. Katılımcıların gelişme endeksinin ortalaması alındığında 50,75 gelişme endeksi değerine ulaşılmıştır. Gelişme endeksi değerinin ortalaması bize çalışmaya katılan katılımcıların hatalı duruşlarını ortalama %50,75 oranında azalttığını gösterdi. Birinci oturum ve üçüncü oturum arasında gelişme endeksi en fazla olan katılımcı 86,92 değerine sahip olan 9 numaralı katılımcı olurken, gelişme endeksi en az olan katılımcı 3,22 değerine sahip olan 3 numaralı katılımcı olmuştur.

Çizelge 4.11 Birinci oturum ve üçüncü oturum için paired t-test sonuçları

Sample	N	Mean	StDev	SE Mean
Birinci Oturum Hata Miktarı	12	185	95,4	27,5
Üçüncü Oturum Hata Miktarı	12	80,7	50,7	14,6

Çizelge 4.11’de birinci oturum ve üçüncü oturum arasında katılımcıların hata miktarının ortalamaları yer almaktadır. Çizelgeden de anlaşıldığı üzere birinci oturumda katılımcıların yaptıkları ortalama hata miktarı 185 olarak bulunmuştur. Daha sonrasında 15 dakika boyunca ikinci oturumda postürler her bozulduğunda aldıkları uyarı sonrasında üçüncü oturum gerçekleşmiş ve üçüncü oturumda ortalama hata miktarı 104,3 düşerek katılımcıların hata miktarı azalmıştır.

Çizelge 4.12 Birinci oturum ve üçüncü oturum için paired t-test analizinin p değeri ve t değeri

Null hypothesis H ₀ : $\mu_{\text{difference}} = 0$	
Alternative hypothesis H ₁ : $\mu_{\text{difference}} \neq 0$	
T-Value	P-Value
4,98	0,00042

Çizelge 4.12’de görüldüğü üzere null hipotez sıfır olarak bulunmuştur. Ayrıca paired t-test modelinin istatistiksel olarak yorumlanmasını sağlayan p değeri 0,00042 olarak bulunarak istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir.

5.SONUÇLAR

Bu çalışma kapsamında postür bozukluğunu belirleyebilmek, postür bozulduğunda kullanıcıyı uyarabilmek için giyilebilir bir akıllı korse geliştirildi ve üretildi. Geliştirilen akıllı korseyi kontrol edebilmek için Android işletim sistemine sahip cihazlarda kullanılabilen “Smart Spine Alert” uygulaması geliştirildi. Bu uygulama sayesinde akıllı korsenin kalibrasyonu yapılarak farklı kullanıcılar tarafından kullanılması ve elde edilen bilgilerin bulut depolamaya aktararak fizyoterapistler ve/veya doktorlar tarafından bilgilerin uzaktan erişimine imkân sağlandı. Çalışma kapsamında geliştirilen akıllı korsenin, kullanıcı postürünü bozulduğunda titreşim ve ses ile kullanıcıyı başarılı bir şekilde uyarabildiği gözlemlenmiştir.

Geliştirilen akıllı korsenin, doğru postürü öğretme etkisini gözlemlemek için on iki kullanıcının katılımıyla, üç oturumdan oluşan bir deney modeli oluşturuldu. Oluşturulan deney modelinde katılımcılardan belirlenen koltukta 15 dakika boyunca, toplam üç gün boyunca veriler alındı. Deney modelinin ilk oturumunda katılımcılar akıllı korseyi uyarı sistemi kapalıyken giydiler, bu oturumun amacı katılımcıların akıllı korse tarafından uyarılmadan yaptıkları hata miktarını belirlemektir. Birinci oturumda katılımcıların, ikinci ve üçüncü oturuma göre daha fazla hatalı duruş yaptığı belirlendi. İkinci oturumda akıllı korsenin uyarı sistemi açık konuma getirildi ve 15 dakika boyunca katılımcılardan veri alındı. Bu oturumda katılımcılar doğru postürlerini bozduklarında akıllı korse tarafından sesli ve titreşim ile uyarılarak postürlerini düzelttikleri ve üç oturum arasında ortalama hata miktarının en az olduğu oturumun ikinci oturum olduğuna ulaşıldı. Üçüncü oturumda akıllı korsenin uyarı sistemi birinci oturumda olduğu gibi tekrar kapatıldı ve katılımcıların yaptıkları hata miktarı incelendi. Üçüncü oturumda katılımcıların hata miktarının birinci oturuma göre önemli ölçüde azaldığına ulaşılmıştır. Bu durum bize geliştirilen akıllı korsenin kullanıcıları uyarmakta başarılı olduğu ve üçüncü oturumdaki hata miktarının birinci oturuma göre önemli ölçüde azaldığı için geliştirilen sistemin doğru postürde durmayı öğretmede başarılı olduğunu açıkça gösterdi.

Katılımcılardan geliştirilen uygulama sayesinde yaş, kilogram, boy, BMI verileri alınmıştır. Alınan bu veriler ile her bir oturum için hata miktarını veren regresyon denklemleri oluşturuldu. Elde edilen regresyon modellerine ait R-sq değerleri birinci oturum için %99,15 ikinci oturum için %99,87 ve üçüncü oturum için %100 olarak anlamlı bulunmuştur. Ayrıca üç oturumda elde edilen hata miktarı verilerinin katılımcı sayısı, yaş, kilogram, boy ve BMI verisine göre dağılımları araştırılmıştır.

Katılımcıların oturumlar arasındaki postür gelişimlerini daha iyi gözlemleyebilmek için, postür gelişme endeksi verilerinden faydalanıldı.

Çizelge 4.13 Oturumlar Arası Postür Gelişme Endeksi

Katılımcı	Birinci Oturum ve Üçüncü Oturum Arası Gelişme Endeksi	Birinci Oturum ve İkinci Oturum Arası Gelişme Endeksi	İkinci Oturum ve Üçüncü Oturum Arası Gelişme Endeksi
1	40,57	40,57	0,00
2	15,28	18,06	-3,39
3	3,23	-109,68	53,85
4	84,64	50,71	68,84
5	60,48	34,68	39,51
6	64,52	62,90	4,35
7	51,15	89,37	-359,46
8	68,00	70,40	-8,11
9	86,93	50,98	73,33
10	68,99	73,26	-15,94
11	42,19	63,44	-58,12
12	23,08	44,44	-38,46
<i>Ortalama</i>	<i>50,75</i>	<i>40,76</i>	<i>-20,30</i>

Bu çalışmada, akıllı korse ile postür uyarı sisteminin kullanıcıları doğru postür bozulduğunda uyarmasına ek olarak kullanıcıların doğru postürü öğrenmeye katkısının ölçmek için oluşturulan üç oturumlu deney modelinde, birinci oturum ve üçüncü oturum arasında katılımcılar postürlerini ortalama %50,75 geliştirdiğine Çizelge 4.13'den yer alan veriden ulaşılmıştır. İkinci oturum ve üçüncü oturum arasında gelişme endeksi değerleri incelendiğinde, uyarı sisteminin kapalı olduğu üçüncü durumda ortalama gelişme endeksi negatif bir değer almıştır. Bu durum uyarı sisteminin yararlı olduğunu göstermekle birlikte, ciddi postür bozukluğuna sahip olan

kullanıcıların korseyi daha uzun süre giyerek doğru postürde olma alışkanlığını geliştirebileceğini gösterdi.

Akıllı korse ile postür uyarı sistemi kullanıcıları postür bozulduğunda başarı bir şekilde uyararak, doğru postürü kalıcı olarak öğrenmelerine yardımcı olabileceği görülmüştür.



KAYNAKLAR

- [1] Back Pain. [Online]. Available: <https://www.Mayoclinic.Org/Diseases-Conditions/Back-Pain/Symptoms-Causes/Syc-20369906> . [Erişim:9.10.2021]
- [2] Bigos, S., Bowyer, R., & Brown, K. (1994). Acute Low Back Problems in Adults, *Clinical Practice Guideline.1-2*.
- [3] Indrakanti, S., Weber, M., Takemoto, S., Hu, S., Polly, D., & Berven, S. (2012). Value-Based Care İn The Management Of Spinal Disorders: A Systematic Review Of Cost-Utility Analysis. *Clin Orthop Relat Res*, 1106-1123.
- [4] Victims Of Lower Back Pain Are Getting Younger. [Online]. Available: <https://www.thenationalnews.com/Lifestyle/Wellbeing/Victims-Of-Lower-Back-Pain-Are-Getting-Younger-1.431104>. [Erişim:9.10.2021]
- [5] Sultanoğlu, E., Ataoğlu, S., Avşar, B., & akır, N. (2021). Fiziksel Tıp Ve Rehabilitasyon Polikliniğine Başvuran 18 Yaş Altı Hastaların . *Düzce Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 56-57.
- [6] Schwieger, T., Campo , S., Weinstein , S., Dolan , L., & Ashida , S. (2017). Body Image and Quality of Life and Brace Wear Adherence in Females with Adolescent Idiopathic Scoliosis, *J Pediatr Orthop*. 8-9.
- [7] Weinstein, S., Dolan, L., Wright, J., & Dobbs, M. (2013). Effects of Bracing in Adolescents with Idiopathic Scoliosis. *New England Journal of Medicine*, 1512-1521.
- [8] Asadullah, G. M., Sabyrov, N., Kamal, M. S., & Hazrat Ali, M. (2021). Design of A Fluid-Driven 3D Printed Spinal Posture Corrector. *Materials Today: Proceedings*,m1-5.
- [9] Alattas, R. (2014). Postuino: Bad Posture Detector Using Arduino. *International Journal of Innovation and Scientific Research*, 208-212
- [10] Nizam, B., Jinan, T., Aurthy, W. B., Hossen, R., & Ferdous, J. (2020). Android Based Low Cost Sitting Posture Monitoring System. *11th International Conference an Electrical and Computer Engineering (ICECE)*, 161-164.

- [11] Sahani, N., Patil, P., & Chikane, S. (2020). Posture Detection and Correction System Using IOT: A Survey. *International Research Journal of Engineering and Technology*, 1165-1169.
- [12] Crane, A. B., Doppalapudi, S. K., O'Leary, J., Ozarek, P., & Wagner, C. T. (2014). Wearable Posture Detection System. *2014 40th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC)*, 1-2.
- [13] Huang, Y.-R., & Ouyang, X.-F. (2012). Sitting Posture Detection and Recognition Using Force Sensor. *5th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI 2012)*, 1117-1121.
- [14] Cătălina, L., Fuior, R., & Corciova, C. (2020). Study on The Postural Rehabilitation Devices Used in The Prevention of Postural Defects and The Need to Use A Smart Orthosis. *Balneo Research Journal*, 430-434.
- [15] Bramhapurikar, K., Prabhune, A., Chavan, S., Ghivela, G. C., & Sengupta, J. (2018). A Wearable Posture Corrector Device. *2018 9th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies (ICCCNT)*, 1-5.
- [16] Wong, W. Y., & Wong, M. S. (2008). Smart Garment for Trunk Posture Monitoring: A Preliminary Study. *Scoliosis* 3, 1-9.
- [17] Wang, Q., Chen, W., Timmermans, A., Karachristos, C., Martens, J., & Markopoulos, P. (2015). Smart Rehabilitation Garment for Posture Monitoring. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 5736-5739.
- [18] Lim, C., Fook, C., & Basah, S. (2017). Wearable Posture Identification System for Good Sitting Position. *Journal of Telecommunication, Electronic and Computer Engineering (JTEC)*, 135-140.
- [19] Kumar, A., Lakshmi, S., & Aravindan, C. (2017). Posturector-The Posture Corrector. *International Journal of Innovative Science and Research Technology*, 70-74.
- [20] G. Shappell, Y. Huang, A. Nazemi, Experimental And Computational Studies Of Nanofluids. Lisans Tezi. Santa Clara Üniversitesi, Santa Clara, 2020.

- [21] Dhulap, S., Patil, A., Kamble, S., & Gaikwad, S. (2021). Iot Based Smart Wearable Posture Detection & Alert System. *International Journal of Engineering Research And Applications*, 1-6.
- [22] Sardini, E., Serpelloni, M., & Pasqui, V. (2015). Wireless Wearable T-Shirt for Posture Monitoring. *Ieee Transactions on Instrumentation and Measurement*, 439-448.
- [23] Tlili, F., Haddad, R., Bouallegue, R., & Mezghani, N. (2021). A Real-Time Posture Monitoring System Towards Bad Posture. *Wireless Personal Communications*, 1-20.
- [24] Dell'Olio, F., Valentini, M., Mascolo, F., & Ardito, M. (2021). Low-Cost Wireless Wearable System for Posture Monitoring. *Electronics 2021*, 1-7.
- [25] Matuska, S., Paralic, M., & Hudec, R. (2020). A Smart System For Sitting Posture Detection Based On Force Sensors And Mobile Application. *Mobile Information Systems Volume 2020*, 1-13.
- [26] Menon, C., Khoshnam, M., & Patiño, G. A. (2020). Wearable Device To Monitor Back Movements Using An Inductive Textile Sensor. *Sensors 2020*, 1-20.
- [27] Rezaei, A., Cuthbert, T., Menon, C., & Gholami, M. (2019). Application-Based Production and Testing of A Core–Sheath Fiber Strain Sensor for Wearable Electronics: Feasibility Study of Using The Sensors in Measuring Tri-Axial Trunk Motion Angles. *Sensors 2019*, 1-25.
- [28] Cortell-Tormo, J., García-Jaén, M., & Ruiz-Fernández,, D. (2018). Lumbatex: A Wearable Monitoring System Based on Inertial Sensors to Measure and Control The Lumbar Spine Motion. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 1-9.
- [29] Lee, R., Laprade, J., & Fung, E. (2003). A Real-Time Gyroscopic System for Three-Dimensional Measurement of Lumbar Spine Motion. *Med Eng Phys*, 817-824.
- [30] Fong, P., & Yan Chan, Y. (2010). The Use of Wearable Inertial Motion Sensors in Human Lower Limb Biomechanics Studies: A Systematic Review. *Sensors*, 11556-11565.

- [31] Goodvin, C., Park, E., Huang, K., & Sakaki, K. (2006). Development Of A Real-Time Three-Dimensional Spinal Motion Measurement System for Clinical Practice. *International Federation for Medical and Biological Engineering*, 1061-1075.
- [32] Mazloumi, A., Kazemi, Z., Abedzadeh, S., & Foroushani, R. A. (2021). Design And Fabrication Of Portable Motion Recorder: Comparing Lumbar Kinematics in Workers and Without Low Back Pain in Assembly Line of A Car Manufacturing Industry. *Journal of Health and Safety at Work*, 55-71.
- [33] Algadhib, F. S., Alqahtani, R. M., Albej, R. M., Alotaibi, W. M., Alfakih, E. A., & Ateeq, I. S. (2021). Conceptual Design and Simulation of A Smart Posture Corrective Orthosis for Kyphotic Patients. *Virtual Confrencee CMBEC44*, 1-6.
- [34] Chaudhary, S., & Singh, K. B. (2019). Human Activity Recognition Using Flex Sensors. *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)*, 1557-1562.
- [35] Xia, S., Hada, M., Yan, J., & Nagle, T. (2018). Development of A Posture Detector Using A Flex Sensor. *International Textile and Apparel Association (Itaa) Annual Conference Proceedings*, 1-3.
- [36] Abidin, N. Z., Mohamad, S., & Amarul, T. (2020). Development of Posture Estimation Monitoring System for Back Pain Diseases. *AIP Conference Proceedings 2291*, 1-6.
- [37] Ritwik, A., Gulati, K., & Verma, V. (2016). Design And Development of A Wearable System Using MEMS Sensors and Flex Sensors to Detect and Track Asymmetries in Sleeping Postures. *International Journal Of Engineering Education*, 117-120.
- [38] Guo, Y.-R., Zhang, X.-C., & An, N. (2019). Monitoring Neck Posture with Flex Sensors. *9th International Conference on Information Science and Technology (ICIST)*, 459-463.
- [39] Tsuchiya, Y., Matsuo, Y., & Tanaka, T. (2014). Estimation of Lumbar Load by 2D Reconstruction of Spine Line Using Wearable Sensor System. *4. IEEE International Conference on Systems*, 3669-3674.

- [40]Ş.Çakmak, Omurga Deformitelerine Yönelik Postür Destekleyici Giysi (Soft Exosuit) Geliştirilmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi, Ankara, 2021.
- [41]H.E. İmer, A Wearable Sensory System Design for Spine Monitoring. Yüksek Lisans Tezi. Koç Üniversitesi, İstanbul, 2017.
- [42]Spine Structure and Function. [Online]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/10040-spine-structure-and-function>. [Accessed: 26.11.2021].
- [43]Omurga Hakkında Bilinmesi Gerekenler. [Online]. Available: <https://www.acibadem.com.tr/ilgi-alani/omurga/> . [Accessed: 27.10.2021].
- [44]Vertebral Column. [Online]. Available: <https://www.britannica.com/science/vertebral-column/> . [Accessed: 27.11.2021].
- [45]Vertebral Column (spine). [Online]. Available: <https://www.kenhub.com/en/start/c/vertebral-column> . [Accessed: 27.10.2021].
- [46]The Anatomy and Function Of The Spine . [Online]. Available: <https://www.ossurwebshop.co.uk/blog/the-anatomy-and-function-of-the-spine>. [Accessed: 25.10.2021].
- [47]Everyting You Need To Know About Scoliosis. [Online]. Available: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/190940> . [Accessed: 25.10.2021].
- [48]Adolescent Idiopathic Scoliosis. [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/genetics/condition/adolescent-idiopathic-scoliosis/> . [Accessed: 25.10.2021].
- [49]Kyphosis. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/kyphosis/symptoms-causes/syc-20374205>. [Accessed: 25.10.2021].
- [50]What Causes Lordosis. [Online]. Available: <https://www.healthline.com/health/lordosis#symptoms> . [Accessed: 25.10.2021].
- [51]Lordosis-Causes,Precautions and Exercises. [Online]. Available: <https://www.merakildh.in/2020/09/lordosis-exercises-and-causes.html>. [Accessed: 25.10.2021].

- [52] F. Çavuş, Torakal Kifoz Tedavisinde Postural Kinezyo Bantlamanın Etkisi. Yüksek Lisans Tezi. İnönü Üniversitesi, Malatya, 2016.
- [53] Dunk, N., Lalonde, M., & Callaghan, J. P. (2005). Implications For The Use Of Postural Analysis As A Clinical Diagnostic Tool: Reliability Of Quantifying Upright Standing Spinal Postures From Photographic Images. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 386-392.
- [54] M.Toprak, Sağlıklı Bireylerde Postür Analizinde Symmetrigrif Ve Global Postural System Sonuçlarının Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Bahçeşehir Üniversitesi, İstanbul, 2015.
- [55] Sitting Positions For Good Posture. [Online]. Available: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/321863> . [Accessed: 25.10.2021].
- [56] Sreejan, A., & Narayan, S. Y. (2017). A Review on Applications of Flex Sensors. *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, 97-100.
- [57] Electronics Components Database. [Online]. Available: <https://www.digchip.com/datasheets/parts/datasheet/2034/FS-L-0112-103-ST.php>. [Accessed: 28.11.2021].
- [58] Saggio, G., & Orengo, G. (2010). Flex Sensor Characterization Against Shape and Curvature Changes. *Sensors And Actuators*, 1-15.
- [59] Gaikwad, P., & Kalshetty, Y. (2017). Bluetooth Based Smart Automation System Using Android. *International Journal of New Innovations in Engineering and Technology*, 24-29.
- [60] Interface Buzzer With Arduino Uno. [Online]. Available: https://create.arduino.cc/projecthub/akshayjoseph666/interface-buzzer-with-arduino-uno-694059?ref=user&ref_id=600499&offset=3 . [Accessed: 28.11.2021]

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Eren YILDIZ

Doğum Tarihi:

Yabancı Dil: İngilizce

Eğitim Durumu:

Lisans: Kırıkkale Üniversitesi, Makine Mühendisliği, 2014

Yüksek Lisans: Kırıkkale Üniversitesi, Makine Mühendisliği, 2022

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl/Yıllar:

Kırıkkale Üniversitesi, Araştırma Görevlisi, 2022-...

Yayımları (Diğer):

Demircan T., Yıldız E., Özcan B., Smoke Removal System Design of Metro Station, International Congress on Engineering And Life Sciences 26- 29 April 2018 Kastamonu University.

Demircan T., Yıldız E., Özcan B., Numerical Analysis of Possible Fire Situation and Smoke Control on Highway Tunnel” , International Congress on Engineering And Life Sciences 26- 29 April 2018 Kastamonu University.

Yıldız E., Daş T., Akıllı Korse İle Postür Uyarı Sistemi, 6. International Congress On Engineering And Technology Management 20-21 Kasım 2021.

Araştırma Alanları:

Robotik

Giyilebilir Cihazlar

Biyomekatronik