



**OTOMATİK KEMERLİ KARDİYOPULMONER  
RESİSÜTASYON (CPR) CİHAZI VE TEST  
SİSTEMİ TASARIMI**

**MEHMET ALİ TAMOKUR**

**2021  
YÜKSEK LİSANS TEZİ  
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**

**Tez Danışmanı  
Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Reşit KAVSAOĞLU**

**OTOMATİK KEMERLİ KARDİYOPULMONER RESİSÜTASYON (CPR)  
CİHAZI VE TEST SİSTEMİ TASARIMI**

**Mehmet Ali TAMOKUR**

**T.C.  
Karabük Üniversitesi  
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü  
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında  
Yüksek Lisans Tezi  
Olarak Hazırlanmıştır**

**Tez Danışmanı  
Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Reşit KAVSAOĞLU**

**KARABÜK  
Haziran 2021**

Mehmet Ali TAMOKUR tarafından hazırlanan “OTOMATİK KEMERLİ KARDİYOPULMONER RESİSÜTASYON (CPR) CİHAZI VE TEST SİSTEMİ TASARIMI” başlıklı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Reşit KAVSAOĞLU

.....

Tez Danışmanı, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından Oy Birliği ile Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 30/06/2021

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan : Doç. Dr. Erkan KOÇ (KBÜ)

.....

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Sabri ALTUNKAYA (NEÜ)

Çevrimiçi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Reşit KAVSAOĞLU (KBÜ)

.....

KBÜ Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile, Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Hasan SOLMAZ

.....

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü



*“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”*

Mehmet Ali TAMOKUR

## **ÖZET**

**Yüksek Lisans Tezi**

### **OTOMATİK KEMERLİ KARDİYOPULMONER RESİSÜTASYON (CPR) CİHAZI VE TEST SİSTEMİ TASARIMI**

**Mehmet Ali TAMOKUR**

**Karabük Üniversitesi**

**Lisansüstü Eğitim Enstitüsü**

**Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı:**

**Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Reşit KAVSAOĞLU**

**Haziran 2021, 39 sayfa**

Kalp durması gibi önemli vakalarda el ile manuel olarak yapılan kalp masajının (CPR) yanısıra hiçbir insan gücü olmadan kalp masajı yapabilen otomatik CPR cihazları son yıllarda hızla büyüyen bir sektör olmuştur ve gün geçtikçe daha da büyümektedir. Hayati önem taşıyan kalp masajı uygulaması için kullanılan cihazların, geliştirilmesi veya yenilerinin üretilmesi için çalışmalar yapılmaktadır.

Bu çalışmada otomatik CPR cihazı ve test sistemi olarak iki farklı cihaz tasarlanmıştır. Taşınabilir, kullanımı kolay ve boyutları küçük olan otomatik CPR cihazı, dahili batarya ve Doğru Akım (DC) motor ile çalışmaktadır. DC motor sürücü kartı ve Arduino Mega kartı kullanılarak cihazın çalışması kontrol edilebilmektedir. Böylece kalp masajı, sürekli ve 30:2 solunum desteği beklemeli olarak iki mod şeklinde yapılabilmektedir. Sürekli modda cihaz başlatıldığında durdurulana kadar

kalp masajı yapılmaktadır. 30:2 olan diğer modda ise otuz adet kalp masajı yaptıktan sonra kullanıcının hastaya suni nefes verebilmesi için iki nefes verebilme süresince kalp masajı işlemi durdurulup, nefes verme süresi bittiğinde otomatik olarak tekrar kalp masajı işlemi başlamaktadır.

Test sistemi yetişkin bir insana göğüs sertliğini verebilecek bir yay bulunan, yapay yetişkin manken üzerinde uygulanan kalp masajı sonuçlarının değerlendirilmesinin yapılabilmesi için bu mankene flex ve kuvvet sensörleri eklenerek oluşturulmuştur. Bu test sistemi, otomatik CPR cihazı veya manuel olarak kişi tarafından yapılan CPR uygulamasının gözlemlenmesi ve analizini gerçekleştirmektedir. Sensörden alınan sinyaller Arduino Uno kartıyla seri port üzerinden bilgisayara aktarılıp MATLAB GUI arayüz tasarımında gerçek zamanlı olarak görüntülenmektedir. Ayrıca bu MATLAB GUI arayüz tasarımı kalp masajı sonucu olarak sensör sinyallerini analiz ederek CPR uygulama süresince kullanıcı veya otomatik CPR cihazının gerçekleştirdiği dakikadaki bası adeti, her bir basının derinliğini ve bası hız değişim grafiğini vermektedir. Oluşturulan bu test sistemi hem bu çalışmada gerçekleştirilen otomatik CPR cihazının hemde manuel olarak yapılan CPR uygulamasının doğruluğunu değerlendirebilmektedir. Bu açıdan tasarlanan test sistemi ortaöğretim, önlisans, lisans ve mesleki eğitim kurslarında ilk yardım derslerinin içeriğinde bulunan kalp masajı uygulaması eğitiminde ve değerlendirilmesinde kullanılabilir.

**AnahtarSözcükler** : Kardiyopulmoner Resisütasyon, CPR, Göğüs Sıkıştırma, Kalp Masajı.

**Bilim Kodu** : 92504

## **ABSTRACT**

**M. Sc. Thesis**

### **AUTOMATIC BELT CARDIOPULMONARY RECISUTATION (CPR) DEVICE AND TEST SYSTEM DESIGN**

**Mehmet Ali TAMOKUR**

**Karabük University  
Institute of Graduate Programs  
Department of Biomedical Engineering**

**Thesis Advisor:**

**Assist. Prof. Dr. Ahmet Reşit KAVSAOĞLU**

**June 2021, 39 pages**

In important cases such as cardiac arrest, automatic CPR devices that can perform heart massage without any human power, as well as manual CPR, have been a rapidly growing sector in recent years and it is growing day by day. Efforts are being made to develop the devices used for the vitally important heart massage application or to produce new ones.

In this study, two different devices were designed as automatic CPR device and test system. Portable, easy to use and small in size, automatic CPR device works with internal battery and Direct Current (DC) motor. The operation of the device can be controlled by using the DC motor driver card and the ArduinoMega card. Thus, heart massage can be performed in two modes, continuous and 30:2 respiratory support with waiting is done. In the other mode, which is 30:2, after thirty heart massages, the heart massage process is stopped for two breaths so that the user can give

artificial respiration to the patient, and when the exhalation time ends, the heart massage process starts again.

The test system was created by adding flex and force sensors to this manikin in order to evaluate the results of heart massage applied on an artificial adult manikin, which has a spring that can give the chest stiffness of an adult human. This test system performs the monitoring and analysis of CPR application performed by the automated CPR device or manually by the person. The signals received from the sensor are transferred to the computer via the serial port with the Arduino Uno card and displayed in real time in the MATLAB GUI interface design. In addition, this MATLAB GUI interface design analyzes the sensor signals as a result of CPR and gives a graph of the number of pressures per minute, the depth of each press and the pressure velocity change performed by the user or the automatic CPR device during the CPR application. This created test system can evaluate the accuracy of both the automatic CPR device performed in this study and the manual CPR application. The test system designed in this respect can be used in the training and evaluation of cardiac massage application, which is included in the first aid courses in secondary education, associate degree, undergraduate and vocational education courses.

**Key Word** : Cardiopulmonary Resuscitation, CPR, Chest Compression, Cardiac Massage.

**Science Code** : 92504

## TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının planlanmasında, araőtırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engine bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalıőmamı bilimsel temeller ışığında őekillendiren sayın hocam Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Reşit KAVSAOğLU'na sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Sevgili eőime, anneme, babama, ablama, eniőtme ve eőimin ailesine manevi hiçbir yardımı esirgemedен yanımda oldukları için tüm kalbimle teşekkür ederim.

Karabük Üniversitesi Bilimsel Araőtırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından bu çalışmaya verilen FYL-2020-2265 proje numaralı destek için teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER .....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	xiii
BÖLÜM 1 .....	1
GİRİŞ .....	1
1.1. MEVCUT OTOMATİK CPR CİHAZLARI.....	6
BÖLÜM 2 .....	9
CİHAZ VE TEST SİSTEMİ BİLEŞENLERİ.....	9
2.1. OTOMATİK CPR CİHAZI.....	9
2.1.1. Motor .....	10
2.1.2. Piston Sistemi .....	12
2.1.3. Kontrol Ünitesi .....	13
2.1.4. Motor Sürme ve Hız Kontrolü.....	15
2.1.4. Güç Kaynağı .....	17
2.2. TEST SİSTEMİ VE ARAYÜZ.....	18
2.2.1. Göğüs Simülatörü Yay .....	21
2.2.2. Sensörler .....	22
2.2.3. MATLAB Arayüzü.....	23
BÖLÜM 3 .....	25
DENEYSEL UYGULAMALAR VE SONUÇLARI .....	25
3.1. OTOMATİK CPR CİHAZI İLE ALINAN VERİLER .....	25

	<b><u>Sayfa</u></b>
3.2. EĞİTİM ALMIŞ KİŞİLERDEN ALINAN VERİLER.....	27
3.3. EĞİTİM ALMAMIŞ KİŞİLERDEN ALINAN VERİLER .....	31
BÖLÜM 4 .....	35
SONUÇLAR VE TARTIŞMA .....	35
KAYNAKLAR .....	37
ÖZGEÇMİŞ .....	39



## ŞEKİLLER DİZİNİ

### Sayfa

Şekil 1.1. Sistem blok şeması.....	2
Şekil 1.2. Lucas marka otomatik CPR cihazı.....	6
Şekil 1.3. Corpuls marka otomatik CPR cihazı.....	7
Şekil 1.4. Zoll marka otomatik CPR cihazı.....	7
Şekil 1.5. Schiller marka otomatik CPR cihazı.....	8
Şekil 2.1. Gerçekleştirilen otomatik CPR cihazı.....	10
Şekil 2.2. DC motor eşdeğer devresi.....	11
Şekil 2.3. 12V,140W DC redüktörlü motor.....	12
Şekil 2.4. Piston sistemi.....	13
Şekil 2.5. Ardunio Mega kartı.....	14
Şekil 2.6. Kullanıcı kontrol butonları.....	14
Şekil 2.7. Sürekli CPR modunda LCD ekran görüntüsü.....	14
Şekil 2.8. 30:2 CPR modunda LCD ekran görüntüsü.....	15
Şekil 2.9. Suni nefes verme uygulamasının LCD ekran görüntüsü.....	15
Şekil 2.10. IBT_2 sürücü.....	16
Şekil 2.11. Ardunio ile motor hız kontrolü şeması.....	16
Şekil 2.12. Gerçekleştirilen batarya ve iç hücre dizilimi.....	18
Şekil 2.13. CPR mankeni.....	19
Şekil 2.14. BASICBilly+ model CPR mankeninde kullanılan veri alma modülü.....	19
Şekil 2.15. BASICBilly+ model CPR mankeninde kullanılan veri alma modülünün android cihazlarda kullanılan arayüzü.....	20
Şekil 2.16. Tasarlanan MATLAB GUI arayüzü.....	20
Şekil 2.17. Yaya uygulanan basma testi ve cihazı.....	21
Şekil 2.18. Basma testi sonuç grafikleri.....	22
Şekil 2.19. Cihazda kullanılan kuvvet sensörü.....	23
Şekil 2.20. Yaya paralel bağlanmış flex sensör ve Ardunio Uno.....	23
Şekil 2.21. MATLAB GUI arayüzü başlatma adımları.....	24
Şekil 2.22. MATLAB GUI arayüzü izleme ve sonlandırma.....	24
Şekil 3.1. Deneysel uygulama gerçekleştirme görüntüleri.....	25

## **Sayfa**

Şekil 3.2. Veri alınırken MATLAB GUI arayüzünden izlenen grafikler .....	26
Şekil 3.3. Otomatik CPR cihazı ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri .....	27
Şekil 3.4. Eğitimli kişiler ile yapılan CPR uygulaması .....	28
Şekil 3.5. Birinci eğitimli personel ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri ..	28
Şekil 3.6. İkinci eğitimli personel ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri ....	29
Şekil 3.7. Üçüncü eğitimli personel ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri .	30
Şekil 3.8. Eğitimsiz kişiler ile yapılan CPR uygulaması .....	31
Şekil 3.9. Birinci eğitimsiz kişi ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri .....	32
Şekil 3.10. İkinci eğitimsiz kişi ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri .....	33
Şekil 3.11. Üçüncü eğitimsiz kişi ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri .....	34
Şekil 4.1. Sırasıyla otomatik CPR cihazı, eğitimli personel ve eğitimsiz personel bası hızı değişim grafiği .....	35

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

### SİMGELER

V	: Volt
A	: Amper
$\Omega$	: Ohm
H	: Henry
N	: Newton
T	: Manyetik tork
W	: Watt

### KISALTMALAR

$V_{ta}$	: Endüvi gerilimi
$I_a$	: Endüvi akımı
$R_a$	: Endüvi sargısı direnci
$L_{aq}$	: Endüvi sargısı endüktansı
$e_a$	: Endüvi sargılarında endüklenen gerilim
$R_f$	: Uyartım sargısı direnci
$L_{ff}$	: Uyartım sargısı endüktansı
$V_f$	: Uyartım devresi gerilimi
$I_f$	: Uyartım devresi akımı
DC	: Direct Current (Doğrusal Akım)
AC	: Alternating Current (Alternatif Akım)
CPR	: Cardiopulmonary resuscitation (Kardiyopulmoner Resüstasyon)
PWM	: Darbe genişlik modülasyonu (Pulse Width Modulation)

## BÖLÜM 1

### GİRİŞ

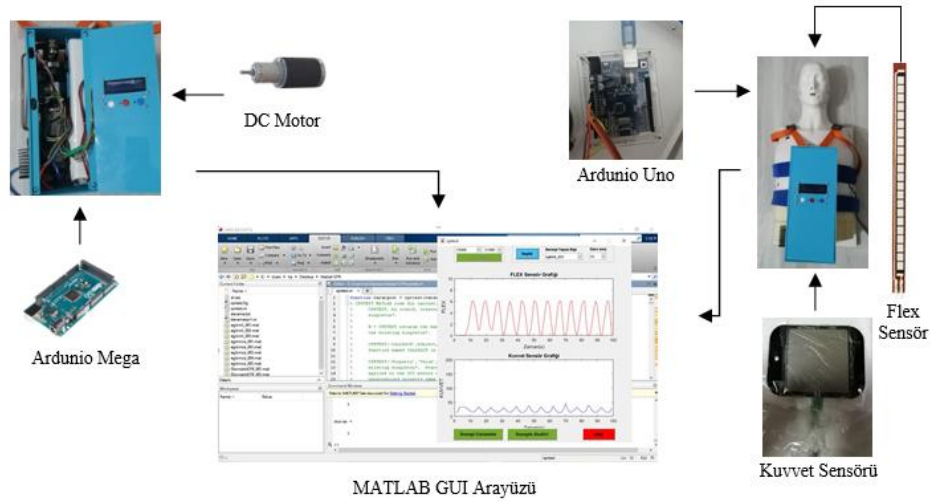
Göğüs kompresyon yöntemi (kalp masajı), kalp durması gibi vakalarda, hayata döndürmek ve kan dolaşımını sağlayarak beyine oksijen iletimini sağlamak amacıyla uygulanan bir ilk yardım yöntemidir. Bu yöntem ile kan dolaşımı durmuş bir kişiye dışarıdan destekleyici cihazlar veya insan gücü ile müdahale yapılır. Kalp masajının etkin bir şekilde yapılması için dakikada yaklaşık 100 defa ve 50 mm derinliğinde sternumun (göğüs kemiği) orta kısmına kuvvet uygulanması gerekmektedir. Bu uygulama yöntemi ile kan dolaşımı sağlanmadığında beyin zarar görmesi yapılan çalışmalarda ortaya konulmuştur [1,2].

Literatürdeki ismi kardiyopulmonerresüsitasyon (CPR) olan uygulama kalbin ve solunumun aniden durması gibi acil vakalarda uygulanan yöntemlerin bütünüdür. Aynı zamanda kalp masajı ve suni solunum olarak da bilinmektedir. İnsanlarda kalp krizi veya başka nedenler sonucunda kalp durması ya da nefes alamama gibi durumlarda en geç ilk dört dakika içinde CPR uygulaması yapılırsa, hastaların %7'sinin sorunsuz şekilde hayata geri dönebildiği literatürlerde de tanımlanan bilinen bir gerçektir. İlk dört dakikada herhangi bir beyin hasarı oluşmamaktadır. Bu sürede CPR uygulamasına başlanırsa beyin zarar görmeden hastayı kurtarma şansı vardır. 4-10 dakika arasında beyin hasarı başlar. 10 dakikadan sonra beyinde kalıcı hasarlar oluşmaya başlar. Bu nedenle CPR en kısa sürede uygulanması gereken bir ilk yardım yöntemidir [3].

Günümüzde kullanılan otomatik kalp masajı cihazları pistonlu ve bantlı olarak iki sınıfa ayrılmıştır [4]. Band sistemi kullanan cihazlarda göğüs, esneyip sıkıştırılabilen bir band ile sarılır. Bu band, hastanın üzerine yatırıldığı hasta sırtı büyüklüğünde bir sırt tahtasına bağlıdır. Sırt tahtası içerisinde bulunan iki adet doğru Akım (DC) motoru birbirine ters yönde hareket ettirilerek bandın gerginleşmesi ve bunun

sonucunda göğsün sıkıştırılması sağlanmaktadır. Motorlar ve kontrol kartı, motorlara bağlı gerdirme ekipmanları ve batarya gibi tüm elektronik ve mekanik sistemler sırt tahtasında bulunur [5]. İkinci sistem ise piston yardımı ile kalp masajı yapmaktadır. Cihaz havada durabilmesi için yanlardan birer destek kolu yardımı ile hastanın sırtına yerleştirilen ve kolları tutma görevi olan tahtaya takılır. Destek kolu yerine kemer ile hasta üzerine tutturulan veya tek kol ile destek alınan cihazlarda vardır. Cihaz içerisinde aşağı ve yukarı yönde hareket eden piston, hareketi sağlayan DC motor, batarya ve kontrol kartları bulunur. Bandlı sistemin aksine bu cihazlarda sırt tahtasında hiçbir elektronik ve mekanik sistem bulunmaz. Motor dönmeye başladığında hareket uzun bir mili çeviren dişliye kayış ile aktarılır. Mil dönmeye başladığında üzerinde bulunan dişler sayesinde dış kısmını kavrayan boruyu ileri veya geri iterek dairesel hareketi doğrusal harekete çevirir. Kontrol kartı üzerinde bulunan butonlar sayesinde, cihaz sürekli CPR uygulaması veya arada suni solunum yapılabilmesi için otuz kalp masajı ve iki suni nefes olacak şekilde 30:2 CPR uygulaması değişikliği yapılabilmektedir [4,6].

Bu tez çalışmasında, Şekil 1.1’de sistem blok şeması gösterilen piston yardımıyla kalp masajı yapan otomatik CPR cihazı ve test sistemi gerçekleştirilmiştir. Test sistemi ise otomatik CPR cihazının yaptığı ve manuel olarak kişi tarafından yapılan kalp masajının bası derinliği, dakikadaki bası adeti ve bası hız değişim grafiği bilgisini almak için kullanılmıştır.



Şekil 1.1. Sistem blok şeması.

Gerçekleştirilen otomatik CPR cihazını oluşturan bileşenler; DC motor, batarya, DC motor sürücü kartı, LCD ekran, butonlar, Arduino Mega ve motordan aldığı dairesel hareketi aşağı ve yukarı yönde doğrusal harekete çevirebilen piston sisteminden oluşmaktadır. Otomatik CPR cihazının, kalp masajı uygulama hızı, butonların işlevleri, LCD ekranın çalışması ve DC motor sürücü kartının çalışması, C dilinde yazılan program ile Arduino Mega tarafından kontrol edilmektedir. Cihazın dış kısmını oluşturan montaj parçaları SolidWorks yazılımı kullanılarak tasarlanmış ve üç boyutlu yazıcıda üretilmiştir. Otomatik CPR cihazının kalp masajı uygulamasındaki bası derinliği, dakikadaki bası adetini ve bası hız değişim grafiğini gözlemlemek ve kaydetmek amacıyla gerçekleştirilen test sisteminde; CPR mankeni, BASICBilly+ veri alma modülü, flex (esneklik) sensörü, kuvvet (basınç) sensörü ve Arduino Uno kartı bulunmaktadır. Test sisteminden hem BASICBilly+ veri alma modülü hemde flex ve kuvvet sensörleri kullanılarak bası derinliği ve dakikadaki bası adeti bilgileri alınabilmektedir.

Tez çalışması şu şekilde organize edilmiştir. Bölüm 1 de konu hakkında genel bilgiler verilmiştir ve ardından bu konu ile ilgili literatürde bulunan bazı çalışmalara yer verilmiştir. Bölüm 2 de gerçekleştirilen otomatik CPR cihazını ve test sistemini oluşturan bileşenler hakkında bilgiler verilmiştir. Ayrıca otomatik CPR cihazının çalışma prensibi ile test sisteminden bası adeti, bası derinliği ve bası hız değişim grafiği bilgilerinin elde edilme yönteminden bahsedilmiştir.

Bölüm 3 de ise gerçekleştirilen sistem tasarımı ile otomatik CPR cihazı, eğitilmiş kişiler ve eğitimsiz kişilerden deneysel uygulama gerçekleştirilmiş ve sonuçlarına yer verilmiştir. Bölüm 4’de otomatik CPR cihazının kalp masajı uygulamasındaki elde edilen bası hız değişim grafiği ile manuel olarak eğitilmiş ve eğitimsiz kişiler tarafından yapılan kalp masajı uygulamalarından elde edilen bası hız değişim grafiklerinin karşılaştırması yapılmaktadır.

Litertürdeki benzer çalışmaların bazıları şunlardır;

Kalp masajında bası derinliğinin kaç cm olması gerektiğini hesaplamak için Guang vd. (2009) bir yöntem geliştirdiler. Bir adet ivme ölçer ve iki adet jiroskop kullanarak

bir sensör geliştirdiler. Bu sensörü manuel olarak kalp masajı yapan kişinin elinin üzerine yerleştirdiler. El aşağı yukarı kalp masajı uygulamasını yaptığında bu hareketler gerçek zamanlı olarak bilgisayardan izlenebildi [7].

Andres vd. (2010) manuel olarak kalp masajı yapan kişilerin kalp masajı uygulamasının 30:2 modunu CPR mankeni üzerindeki 10 dakikalık performanslarını değerlendirmişlerdir. Yaklaşık 64 kişinin 6-7 aylık eğitimden sonra yapılan bu çalışmada manuel olarak kalp masajı yapan kişilerin %78'i, CPR kalitesi, maksimum kalp atım hızı ve kişilerin yorulmaları değerlendirilerek başarılı bulunmuştur. Eğitimin CPR uygulamasındaki başarıyı arttırdığı görülmüştür [8].

Xie vd. (2009) insanın göğüs yapısına benzeyen yay sistemini kullanarak insanın göğüs yapısını modellemişlerdir. Yaptıkları bu çalışmada CPR mankenlerinde kütle yay sönümlenme sistemi kullanarak, gerçeğe daha yakın bir model ile CPR mankenlerinin kalp masajı eğitimlerinde daha etkili kullanılabileceğini göstermişler [9].

Kreg vd. (1999) hastanın göğsünün manuel olarak yapılan CPR uygulamasına karşı göstermiş olduğu tepkinin araştırmasını yapmışlardır. Bu deneylerde yedi adet köpek kullanmışlardır. Yedi adet köpek kullanarak yapılan bu çalışmada, köpeklere mekanik CPR cihazı ile dakikada 90 bası ve en fazla 400 Newton kuvvet uygulamışlardır. Bası kuvveti ve derinliği ile solunum verilerini, zaman ve akciğer genişliğine bakarak tahmin etmişlerdir [10].

Kalp masajı esnasında ortaya çıkan fiziksel hareket elektrokardiyografi (EKG) elde etmeyi elektriksel gürültüye sebep olarak zorlaştırmaktadır. Yongqin vd. (2012) yaptıkları çalışmada kalp masajı uygulaması sırasında kalpte ventriküler fibrilasyon olduğuunda EKG işaretlerini algılamak için dalgacık dönüşümü tabanlı morfoloji tutarlılık algoritmasını oluşturmuşlardır. Oluşturdukları bu algoritmayı 232 hastaya ait otomatik eksternal defibrillatör (AED) yardımıyla alınmış veriler ile test ederek kalp masajı sırasında elektriksel gürültünün giderilebildiğini ortaya koymuşlardır [11].

Lucas marka cihazla Bonnemeier vd. (2009) hastanede yaptığı çalışmada, kalbi duran hastalara otomatik CPR cihazı ile sürekli modda CPR uygulamasıyla kalp masajı işleminden sonra hastanın sağkalmasını önemli ölçüde iyileştirdiğini belirlemişlerdir [12].

Steen vd. (2002) tarafından yapılan bir çalışmada domuzlar kullanılmıştır. Lucas marka otomatik CPR cihazı kullanılarak yapılan bu çalışmada manuel olarak yapılan kalp masajına göre, indüklenen ventriküler fibrilasyonun, kalp debisinin, karotis arter kan basıncının, solunum sonu karbondioksidi (etCO<sub>2</sub>) değerinin, intratorasik dekompresyon fazı aort ve koroner perfüzyon basınçlarının arttığı gözlemlenmiştir [13].

Rubertsson ve Karlsten (2005) Lucas otomatik CPR cihazı kullanarak yaptığı çalışmada 14 adet domuz ventriküler fibrilasyon indüklenerek kullanılmıştır. Rastgele seçilerek iki gruba ayrılan bu domuzların birinci grubuna otomatik CPR cihazı ile kalp masajı yapılırken ikinci gruba ise manuel olarak kalp masajı yapılmıştır. Dakikada 100 bası yapılan uygulamada sürekli CPR yapılarak ventilasyon ve adrenalin desteği her iki grubada uygulanmadı. Lazer dopler akışölçer kullanılarak kortikal serebral kan akımı değeri ve kapnografi kullanılarak etCO<sub>2</sub> değeri ölçüldü. Her iki gruptan alınan bu değerler karşılaştırıldığında, otomatik CPR cihazı ile kalp masajı uygulaması yapılan birinci gruptaki değerlerin daha yüksek olduğu sonucuna ulaşıldı [14].

Krep vd. (2007) hastane dışında yaptığı bir çalışmada otomatik band sistemli CPR cihazı uygulaması karşılaştırması yapılmıştır. Kalp masajı uygulamasının etkinliği spontan kan dolaşımının geri dönüşü (ROSC) ve etCO<sub>2</sub> değerlerine bakılarak gözlemlendi. Ayrıca bu çalışmada, band sistemi ile çalışan otomatik CPR cihazının neden olduğu yaralanmaların oranına bakılarak cihazın kullanımının güvenliği, cihazın kurulum için geçen süreye bakılarakta uygulanabilirliği değerlendirildi. Sonuçlara göre otomatik band sistemli CPR cihazının güvenli ve uygulanabilir olmasının yanı sıra, CPR uygulamasında etkili olduğu gözlemlenmiştir [15].

CPR uygulamasında hastanın yatırıldığı uygulama alanı da etkindir. Sert zeminler uygulamaları daha etkili hale getirmektedir. Bu yüzden otomatik CPR cihazında sert sırt tahtası kullanılmalıdır. Yumuşak bir sırt destek yüzeyinde CPR göğüs sıkışması sırasında gerçek zamanlı geri bildirim için akıllı bir arka panel sistemi geliştirilmesi çalışmasında hasta sırt zemini değişikliği, manken ve bazı sensörler ile CPR derinlik bilgileri kaydedilip analiz çalışmaları yapılmıştır [16].

## 1.1. MEVCUT OTOMATİK CPR CİHAZLARI

Lucas marka otomatik CPR cihazı sırt tahtasına bağlanan yan destek kolları ile hastanın üzerinde hastaya temas etmeden göğsün yukarısında durarak uygulama yapmaktadır (Şekil 1.2).



Şekil 1.2. Lucas marka otomatik CPR cihazı.

Destek kolları bulunan bu tarz cihazlar hastaya üstten ve yandan bağlantısı olmamaktadır. Omuzdan destek kemeri bağlansa bile uygulama sırasında farklı yönlerdeki eğimlerde hasta taşınırken kalp masajının uygulandığı noktadan kayma söz konusu olabilmektedir. 2017 yılında Hudut ve Sahiller Sağlık Genel Müdürlüğü'nde yapılan demonstrasyonda birçok cihaz teste tabi tutulmuştur. Destek kolları üzerinde bulunan cihazlarda pistonun uygulama noktasından kaydığı tespit edilmiştir.

Corpuls marka otomatik CPR cihazında ise sadece bir adet destek kolu bulunmaktadır (Şekil 1.3). Bu cihazla yapılan uygulamada hasta düz bir zeminde

yatmalıdır. Hasta farklı eğimlerde taşınacak olursa uygulama noktasında kayma olabilmektedir.



Şekil 1.3. Corpuls marka otomatik CPR cihazı.

Zoll markasının AutoPulse model otomatik CPR cihazı ise tamamen farklı bir sistem kullanmaktadır (Şekil 1.4). Bantlı sistem olarak adlandırılan bu sistemde göğsü saran bant gerginleştirilerek kalp masajı yapmaktadır. Elektronik elemanlar, batarya ve motor gibi cihaz bileşenleri sırt tahtasında bulunduğu için sırt tahtasının boyutu büyüktür ve ağırlığı fazladır. Band sisteminin bu farklılıkları bazı çalışmalara konu olmuştur ve geleneksel CPR uygulamaları ile karşılaştırılarak etkinliği araştırılmıştır [17].



Şekil 1.4. Zoll marka otomatik CPR cihazı.

Schiller marka EasyPulse model otomatik CPR cihazında cihaz hastaya kemeler yardımıyla bağlanır (Şekil 1.5). Destek kolları bulunmadığından cihazın toplam boyutu diğerlerinden daha küçük ve toplam ağırlığı daha azdır. Kemerler sırttan göğse kadar vücudu sıkıca sardığından eğimli yerlerden hasta taşınırken kalp masajı uygulama noktasında herhangi bir kayma olmamaktadır.



Şekil 1.5. Schiller marka otomatik CPR cihazı.

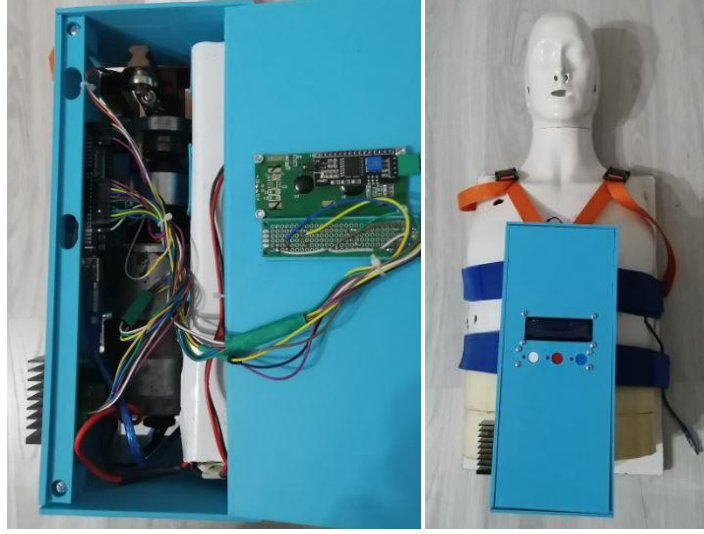
## BÖLÜM 2

### CİHAZ VE TEST SİSTEMİ BİLEŞENLERİ

#### 2.1. OTOMATİK CPR CİHAZI

Düz bir zeminde bile manuel olarak güçlükle yapılan kalp masajı özellikle ambulansın içinde manuel olarak etkili yapılamamaktadır.  nk  ambulanslar sürekli hareket ettiğinden sağa, sola ileri ve geri gibi sarsılmalar yüzünden kalp masajı yapan kişi bir taraftan hastaya müdahale ederken bir taraftan da kendini sabit tutmaya çalışmaktadır. Bu da hastaya yeterli faydayı sağlayamamakta ve uygulama yapan personeli de tehlikeye atmaktadır. El ile yapılan kalp masajının zorlukları sadece bununla sınırlı değildir. Kalp masajı sırasında bazen istemeden de olsa ayarlanamayan kuvvet ile kaburga kırıklarına, kalp dokusuna zarar vermeye ve akciğerde yırtıklara sebep olabilmektedir.

CPR cihazları kalp durması gibi acil durumlarda kullanılması gerektiğ i için mobil (taşınabilir) cihazlar olması gerekmektedir. Bu nedenle olabildiğince küçük boyutlara sahip kompakt ve uzun süre çalışmasına olanak sağlayan batarya sistemi ile kolay taşınabilen ve karmaşık olmayan kullanım şekli ile de kullanıcıya hızlı, rahat ve kolay bir kontrol sistemi bulunmalıdır. Bu çalışmada tasarlanan cihaz hastaya kemerle bağlanarak (şekil 2.1) hem toplam taşıma ağırlığının azalması hem daha az yer kaplaması hemde rahat kurulum ile bize oldukça avantajlar sağlamaktadır. Aynı zamanda kemerle kullanımda kemer sıkı bir şekilde bağlandığı için hastanın taşınması esnasında cihazda herhangi bir kayma söz konusu olmamaktadır.

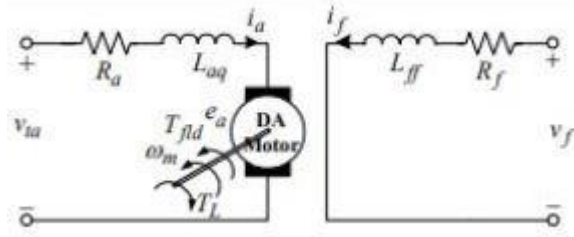


Şekil 2.1. Gerçekleştirilen otomatik CPR cihazı.

### 2.1.1. Motor

Otomatik CPR cihazında kullanılacak motor kolay kontrol edilebilmeli ve yüksek performansa sahip olması gerekmektedir. Doğrusal akımla (DC) çalışan motorlar alternatif akımla (AC) çalışan motorlara göre daha kolay kontrol edilebilmektedir [18]. Doğrusal akım alternatif akıma göre daha güvenli olduğundan birçok alanda tercih edilmektedir. Dc motor sürücü devrelerinin basit ve maliyetinin düşük olmasından da yine tercih sebebi olabilmektedir. Bu özelliklerin yanı sıra taşınabilir sistemlerde kullanılan bataryalarında DC (doğrusal akım) özellikte olduğundan taşınabilir ve dışarıdan güç verilmeyecek cihazlarda genellikle DC motorlar kullanılır.

Bu çalışmada kullanılan DC motorun eş değer devresi Şekil 2.2’de verilmiştir. Bu devrede, motorun ürettiği tork “ $T_{fld}$ ”, motorun açısal hızı “ $\omega_M$ ” ve yük torku da “ $T_L$ ” olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.2. DC motor eşdeğer devresi [12].

Bu eşdeğer devrede;

- $V_{ta}$  = Endüvi gerilimini (V)
- $I_a$  = Endüvi akımını (A)
- $R_a$  = Endüvi sargısı direncini ( $\Omega$ )
- $L_{aq}$  = Endüvi sargısı endüktansını (H)
- $e_a$  = Endüvi sargılarında endüklenen gerilim (V)
- $R_f$  = Uyarım sargısı direncini ( $\Omega$ )
- $L_{ff}$  = Uyarım sargısı endüktansını (H)
- $V_f$  = Uyarım devresi gerilimini (V)
- $I_f$  = Uyarım devresi akımını (A)

göstermektedir.

Üretilen endüvi gerilimi  $e_a$  ve manyetik tork  $T$  sırasıyla Eşitlik 2.1 ve Eşitlik 2.2’de verilmiştir. Eşitlik 2.1 ve Eşitlik 2.2’de kullanılan  $k_f$  değeri sabit bir değerdir. “ $\omega_m$ ” ise ( $rad/s$ ) açısal hızı temsil etmektedir. Eşitlik 2.3’de ise uyarım devresinin denklemi verilmiştir. Eşitlikte  $p$ ,  $d/dt$  türev operatörüdür. DC motorların hız kontrolü ile ilgili yapılan bir çalışmada motorun hızı endüvi gerilimi değiştirilerek ayarlanmaktadır [12]. Endüvi gerilim eşitliği Eşitlik 2.4’de verilmiştir.

$$e_a = k_f \cdot I_f \cdot \omega_m \quad (2.1)$$

$$T = k_f \cdot I_f \cdot I_a \quad (2.2)$$

$$V_f = L_{ff} \cdot p I_f + R_f \cdot I_f \quad (2.3)$$

$$V_{ta} = e_a + L_{aq} \cdot p I_a + R_a \cdot I_a \quad (2.4)$$

Bu tez çalışmasında, Arduino Mega tarafından oluşturulan sayısal darbe genişlik işareti (PWM) ile sürücüye hız bilgisi verilmektedir. Hız bilgisini alan DC motor sürücüsü, motorun endüvi gerilimini, aldığı bu bilgiye göre değiştirerek motorun hızını ayarlamaktadır.

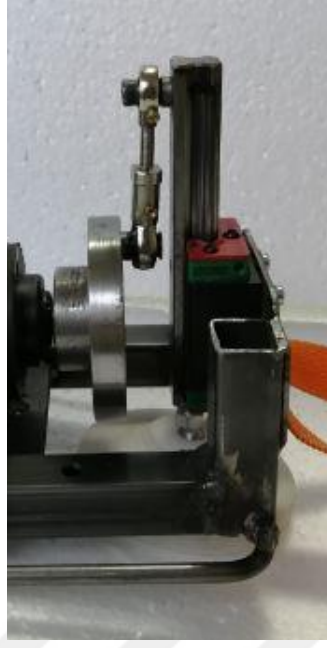
Otomatik CPR cihazının motorunda 12-16 V gerilim ile çalışabilen redüktörlü DC motor tercih edilmiştir (Şekil 2.3). 12 V, 140 W gücünde olan motor kalp masajı işlemini 1/3 redüktörü ile 3 kat arttırılmış kuvvetle rahatlıkla yerine getirebilmektedir.



Şekil 2.3. 12V, 140W DC redüktörlü motor.

### 2.1.2. Piston Sistemi

Motordan alınan dairesel hareket aşağı ve yukarı yönde hareket ederek kalp masajı yapılabilmesi için doğrusal harekete çevrilmesi gerekmektedir. Bu hareket dönüşümü cihazda eksantirik aktarım yöntemi ile sağlanmaktadır (Şekil 2.4). Sistemde motor redüktör çıkışına redüktör mili ile merkezli olarak 68 mm çapında ve 11 mm kalınlıkta dairesel demir parça tutturulmuştur. Bu parçanın merkezinden 25 mm dışarıda ve tek noktada 10 mm çapında pim yerleştirilmiştir. 25 mm aşağı ve yukarı uzaklık toplandığında hareketin uzunluğu tam 5 cm olmaktadır. Aşağı ve yukarı yönde hareket eden raylı parçada ise dairesel parçanın üzerindeki aynı pim bulunmaktadır. Bu iki pime, pimin tutturulduğu kısmın 360° hareket kabiliyetine sahip parça bağlanmıştır. Bu sayede motor sağ veya sol her iki yönde çalışsa da piston aşağı ve yukarı yönde hareket etmektedir.



Şekil 2.4. Piston sistemi.

### 2.1.3. Kontrol Ünitesi

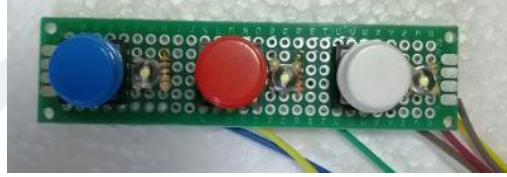
DC motor kontrolleri eskiden analog sistemler kullanılarak yapılmaktaydı. Anahtarlama elemanı olarak tristörler kullanılırdı ve daha sonraki dönemlerde ise MOSFET gibi yarı iletken elemanlardan yararlanılmaktadır [20]. Bu yarı iletken elemanlarla yapılan analog kontrollerin frekansları düşük kalıyordu ve çevre şartlarından fazlaca etkilenebiliyorlardı. Son yıllarda analog sistemler yerine dijital (sayısal) kontrollü sistemler kullanılmaya başlandı. Dijital kontrol sistemleri mikrodenetleyicinin özelliklerine uygun yüksek frekansta çalışabilmektedir. Bu sayede hızlı ve daha hassas kontrol sistemi kullanılabilir. Dijital kontrol sistemlerinde mikrodenetleyici bir sayısal darbe sinyali üretir. Bu sinyalin genişliği ve frekansı bilgisi motor sürücü kartına iletilerek DC motor kontrolünde kullanılmaktadır.

Bu çalışmada otomatik CPR cihazının kontrolleri için Atmega2560 işlemcili ve 16 MHz çalışma frekansı bulunan Arduino Mega2560 kart kullanılmıştır (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Arduino Mega kartı.

Otomatik CPR cihazının kumanda edilmesinde butonlar kullanılmıştır. Kullanıcı 3 adet buton ile tüm kontrolleri yapabilmekte ve hangi butona basıldığının ya da cihazın o anki durumunu gözlemleyebilmek için her butonun yanında led bulunmaktadır (Şekil 2.6). Butonlardan biri (mavi) cihazın çalışmasını başlatılmasını, diğeri (kırmızı) cihazın durdurulmasını, sonuncusu (beyaz) ise çalışma modunun değiştirilmesini sağlamaktadır.



Şekil 2.6. Kullanıcı kontrol butonları.

Cihazda 2 farklı mod bulunmaktadır. Birincisi sürekli CPR modudur. Cihazın çalışması başlatıldığında kullanıcı tarafından durdurulana kadar kalp masajı işlemine devam eden moddur. Arduino Mega kartı pistonun hastaya değdiği yerde bulunan basınç sensöründen aldığı bilgi ile uygulanan kalp masajı adetini sayar ve 2 satır, 16 sütuna sahip LCD ekranda gösterir (Şekil 2.7).



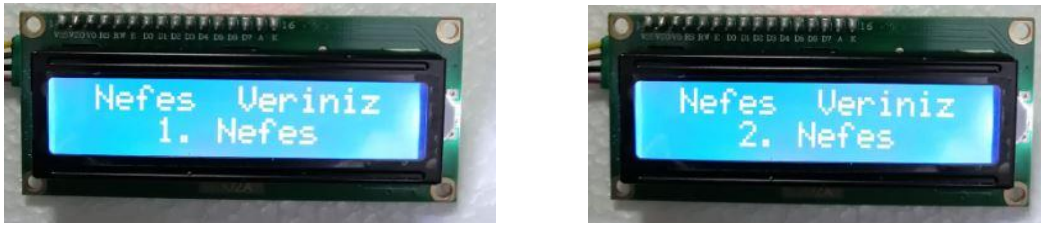
Şekil 2.7. Sürekli CPR modunda LCD ekran görüntüsü.

İkincisi ise 30:2 modudur. Bu modda ise kullanıcı cihazın çalışmasını başlattığında, Arduino Mega yine pistonun hastaya değdiği yerde bulunan basınç sensöründen bilgi alarak, aldığı bilgi ile kalp masajı adetini sayar ve sayı otuza geldiğinde kullanıcının hastaya suni nefes vermesi için cihazın çalışmasını durdurup 2 nefes verme süresince bekleyip ardından kalp masajı işlemine devam etmektedir. Kullanıcı CPR adeti ile nefes vermesi uyarı bilgisini kullanılan 2x16 piksele sahip LCD ekrandan görebilmektedir (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. 30:2 CPR modunda LCD ekran görüntüsü.

CPR cihazı kalp masajı adeti otuza geldiğinde çalışmasını durdurup LCD ekrana kullanıcının hastaya suni nefes vermesi gerektiğini yazarak uyarır. Bir nefes verme süresi sonrasında kullanıcının ikinci kez nefes vermesi için yeni bir uyarı ekrana gelir. İkinci nefes içinde bir süre bekledikten sonra kalp masajı adeti başlamadan önce otomatik olarak sıfırlanır ve cihaz kalp masajına yeniden başlar (Şekil 2.9).

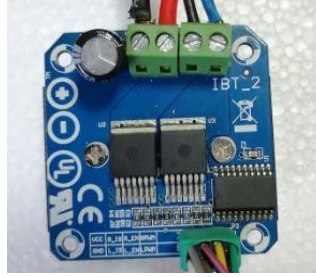


Şekil 2.9. Suni nefes verme uygulamasının LCD ekran görüntüsü.

#### 2.1.4. Motor Sürme ve Hız Kontrolü

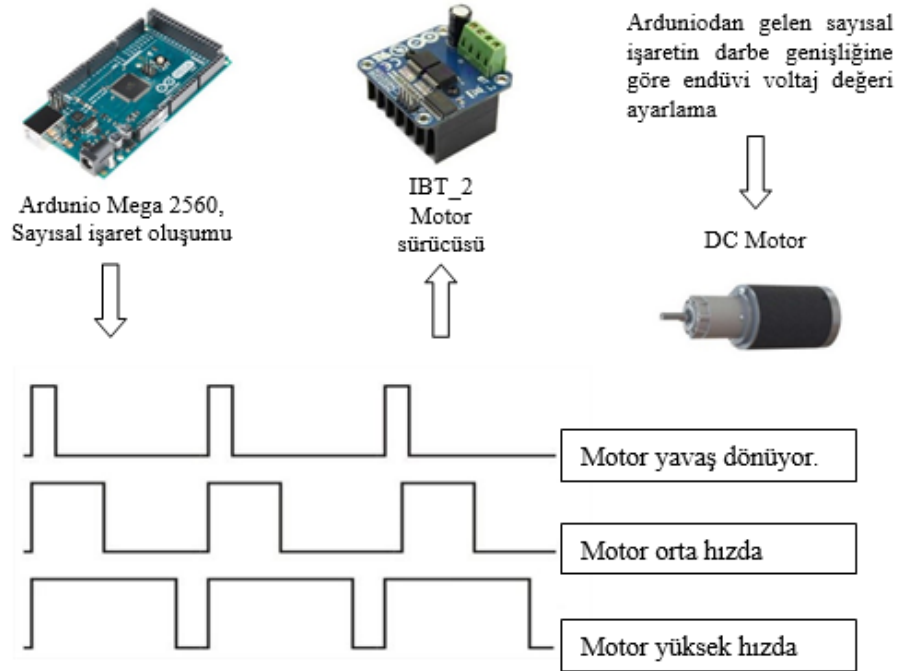
Motoru sürme işlemi ise Arduino Mega2560 kartının kontrolündeki IBT\_2 H köprü motor sürücüsü sağlamaktadır (Şekil 2.10). Motor sürücüsü 5 Volt ile Arduino Mega üzerinden beslenmektedir. Bataryadan gelen 14.8 Volt gerilimi

istenilen hız değerine göre motora aktarır. 140 Watt gücündeki motor 10 Amperin üzerinde akım çekebilmektedir. IBT\_2 sürücü kartının maksimum akım geçirme kapasitesi 30 Amperdir. Sürücünün yüksek akımları destekleyebilmesi büyük avantajdır.



Şekil 2.10. IBT\_2 sürücü.

Motor sürücüsüne Arduino Mega tarafından 0 ile 255 arası değerde sinyal göndererek motorun hızı kontrol edilmektedir. 0 değeri gönderildiğinde motor herhangi bir dönme hızına sahip değildir. 255 değeri gönderildiğinde ise motor maksimum hızda çalışmaktadır. Bu iki değer arasında farklı değer verilerek geniş bir aralıkta motor hız ayarı yapılabilmektedir. Sistemin çalışma şeması Şekil 2.11’de verilmiştir.



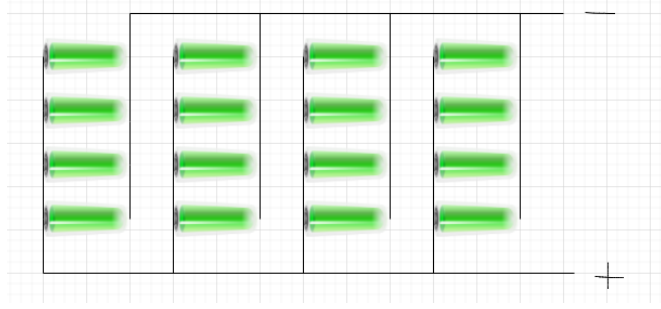
Şekil 2.11. Arduino ile motor hız kontrolü şeması.

#### 2.1.4. Güç Kaynağı

Taşınabilir ve dahili güç kaynağı bulunan cihazlarda batarya seçimi çok önemlidir. Cihazın gerekli olan süre boyunca çalışması için yeterli enerjiyi içerisinde depolayabilen, yeniden şarj edilebilen ve cihazın yüksek akıma ihtiyacı olduğu durumlarda da yüksek akımı verebilecek kapasitede olmalıdır. Birçok cihazda lityum iyon bataryalar kullanılmaktadır. Bu bataryalar farklı voltaj değerlerinde ve akım kapasitelerine göre birden fazla lityum iyon pillerinin birleşiminden oluşmaktadır.

CPR uygulaması yaklaşık 45 dakika sürdürülmektedir [11]. Eğer hasta daha erken hayata döndürülürse uygulama erken sonlandırılabilir. Bu süre göz önünde bulundurulduğunda otomatik bir CPR cihazı bataryası, motor dışındaki düşük güç harcayan devre elemanları da hesaba katılarak yaklaşık en az 1 saat çalıştırabilecek kapasitede olmalıdır.

Bu çalışmada cihazın güç kaynağı lityum iyon bataryadan oluşmaktadır. Batarya 4 adet birbirine paralel ve bu paralel gruplarında birbirine seri bağlandığı toplam 16 adet 3.7 V 2600 mAh kapasitede Sony Vtc5 marka lityum iyon pilden oluşmaktadır (Şekil 2.12). Bu piller şarj edilebilir ve 30 ampere kadar çıkış akımını verme yeteneğine sahiptir. Bu sayede yüksek güçlü motorlara bile istenilen yüksek akım değerlerini verebilmektedir. Toplamda 14.8 V ve 10400 mAh kapasitesi ile ortalama 8-10 amper güç çeken motorla sürekli çalışmada en az 1 saat süreyle cihazın kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Bataryayı oluşturulan lityum iyon piller eşit zamanda şarj olabilmeleri ve kullanımda aynı şekilde eksilmelerini sağlamak içinde 4S balans kartı kullanılmıştır. Bataryanın motor sürücüsüne bağlanan girişi ile şarj etme girişi farklıdır. Böylece cihaz çalıştığı esnada batarya da şarj edilebilmektedir.



Şekil 2.12. Gerçekleştirilen batarya ve iç hücre dizilimi.

## 2.2. TEST SİSTEMİ VE ARAYÜZ

Tasarlanan otomatik CPR cihazının çalışma doğruluğunun izlenmesi gerekmektedir. Dakikada kaç adet kalp masajı yaptığı ve göğse kuvvet uyguladığında kaç mm derinlik sağladığının izlenmesi gerekmektedir. Bu yüzden cihazın çalışması sırasında doğruluğunun kontrol edilmesi için bir test sistemi hazırlanmıştır.

Test sistemi hem cihazın çalışmasını izlemek hemde manuel el ile kalp masajı yapan kişilerin yaptığı CPR uygulamasının doğruluğunu izlemek için gereklidir. Test sistemini oluşturmak için yetişkin bir hastayı simule edebilecek yapay mankene ihtiyaç duyulmaktadır. Bu yüzden bu çalışmada test sistemi için kullanılmak üzere 3B Scientific markasının BASICBilly+ model CPR mankeni kullanılmıştır (Şekil 2.13).



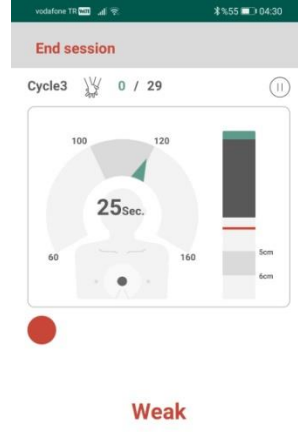
Şekil 2.13. CPR mankeni.

Mankenin kendi geri bildirim yazılımı da bulunmaktadır. Yazılım android işlemcili cihazlara kurulup, bluetooth aracılığı ile mankeni içerisinde bulunan modülden bilgileri alabilmektedir (Şekil 2.14).



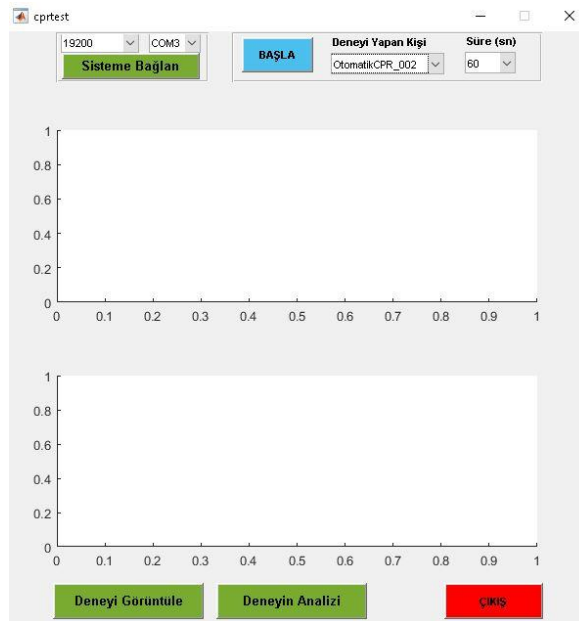
Şekil 2.14. BASICBilly+ model CPR mankeninde kullanılan veri alma modülü.

Modül içerisinde iki farklı sensör bulunur. Bunlardan biri solunum diğeri ise kalp masajı bilgilerini iletmektedir. CPR uygulamasında ilk bası uygulanınca modül otomatik olarak açılmakta, uygulama yapılmadığında ise otomatik olarak kapanmaktadır. Bu çalışma için modül üzerinden kalp masajı hızı ve basıdaki derinlik miktarı bilgileri alınmaktadır. Bu bilgiler android cihaz ekranından izlenebilmektedir (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. BASICBilly+ model CPR mankeninde kullanılan veri alma modülünün android cihazlarda kullanılan arayüzü.

CPR mankeninin geribildirim veren modül ve yazılımına alternatif olarak bir test sistemi tasarımı da gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan bu sistemde de kalp masajı hızı ve kalp masajı uygulama derinliği bilgisi alınabilmektedir. Alınan bu bilgiler bilgisayara Arduino Uno kartı kullanılarak aktarılmaktadır. Aktarılan bilgiler MATLAB GUI arayüzü aracılığı ile izlenebilmektedir (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Tasarlanan MATLAB GUI arayüzü.

Kullanılan CPR test mankeni ve tasarlanan bu test sistemleri ile amaç otomatik CPR cihazının çalışmasının doğruluğunun izlenmesi, manuel kalp masajı yapan kişilerin CPR uygulamasını hangi oranda doğru ve sürekli yapabildiklerini analiz etmektir. Bunların yanı sıra ilerleyen zamanlarda yapılabilecek birçok çalışmada da yardımcı sistemler olarak kullanılabilir.

### 2.2.1. Göğüs Simülatörü Yay

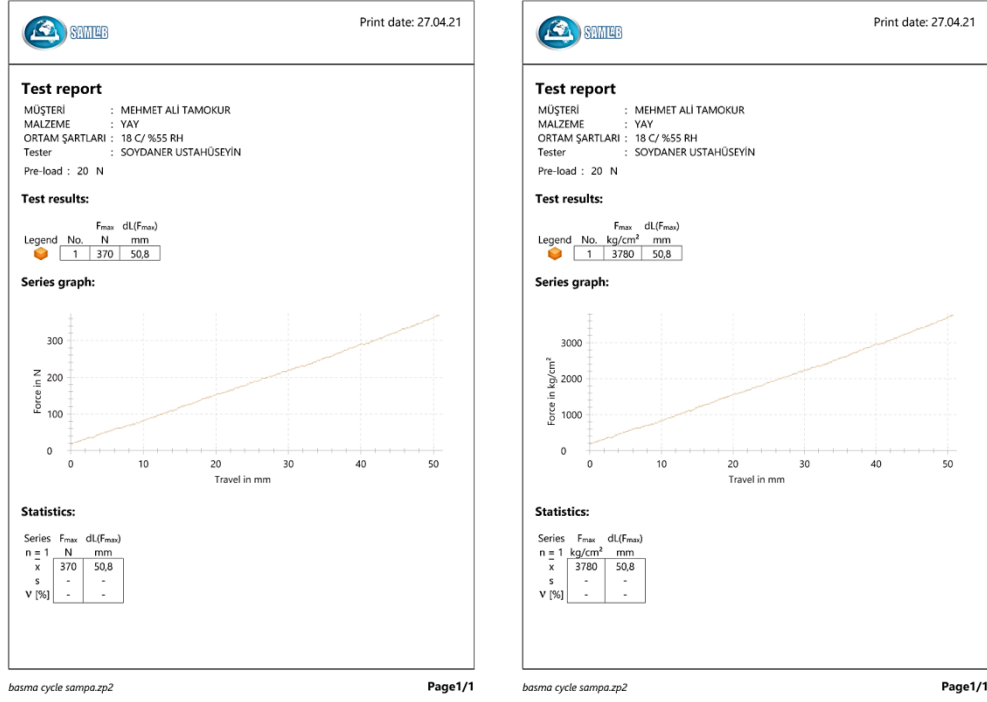
Göğüs kompresyon (kalp masajı) işlemi oldukça fazla güce ihtiyaç duymaktadır. Manuel el ile yapılan kalp masajlarında ki sorunlardan birisi budur. Belirli bir süreden sonra kalp masajını uygulayan kişi yorulmaktadır. Bunun için farklı kişiler dönüşümlü olarak uygulayabilmekte oldukça yorucu bir iştir. Otomatik CPR cihazları bu gücü karşılamak zorundadır. Bunun için yüksek güçlü motorlara ihtiyaç vardır; fakat motor boyutu cihazın taşınabilmesi için çok da büyük olmamalıdır. Bu yüzden seçilecek motor uygun büyüklük ve güçte olmak zorundadır.

Bu çalışmadaki test sisteminde kullanılan CPR mankeninin iç göğüs kısmında yetişkin bir insan göğsünü temsil eden 60 mm sıkıştırılabilen bir yay bulundurmaktadır. Böylelikle yetişkin bir bireyin göğsü belirli bir sertlikte yay ile simüle edilmiştir. Bu yayın sıkıştırılması için gereken kuvveti Samlab laboratuvarındaki çekme basma test cihazı kullanılarak belirlenmiştir. Yayın 50 mm basılabilmesi için gereken kuvvet bilgisi Zwick/Roell Z1200 model çekme-basma deney makinesi ile yapılmıştır (Şekil 2.17).



Şekil 2.17. Yaya uygulanan basma testi ve cihazı.

Bu test sonucunda 50 mm bası uygulamak için yaklaşık 360-370 Newton arası bir kuvvete ihtiyaç duyulduğu öğrenilmiştir (Şekil 2.18). Kg/cm<sup>2</sup> cinsinden değeri ise yaklaşık 3720 Kg/cm<sup>2</sup>'dir



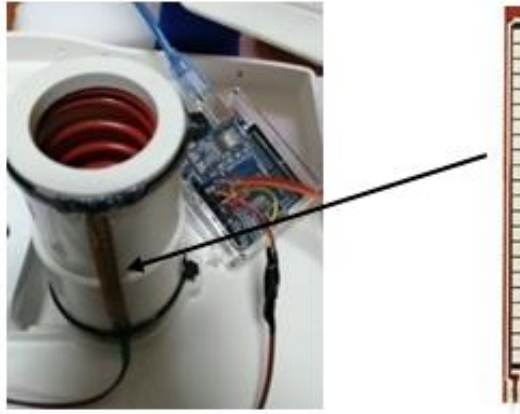
Şekil 2.18. Basma testi sonuç grafikleri.

## 2.2.2. Sensörler

Kalp masajı cihaz tarafından ya da kişi tarafından yapıldığında basının ne kadar derinliğe indiği ve dakikadaki bası sayısının bilgisinin alınması oldukça önemlidir. Bu bilgilere tasarlanan test sisteminde RP-S40-ST model kuvvet sensörü (Şekil 2.19) ve flex sensör (Şekil 2.20) yardımı ile ulaşılmaktadır. Kuvvet sensörü üzerine yazılımda belirlenen eşik değerinden fazla bir kuvvet uygulandığında 0 ile 255 arasında uygulanan kuvvete denk gelen değeri bize vermektedir. Eşik değerinin üzerindeki her değerinde bir bası uygulanmıştır şeklinde bası frekansı belirlenmektedir. Flex sensörde ise sensörün bükülmesi ile değer değişmektedir. Bükülme oranı ise 0 ile 60mm arasında (60 mm yayın son sıkışabilir mesafesi) değer alınabilmektedir. Her iki sensörden alınan bilgiler Arduino Uno aracılığı ile bilgisayara iletilmektedir.



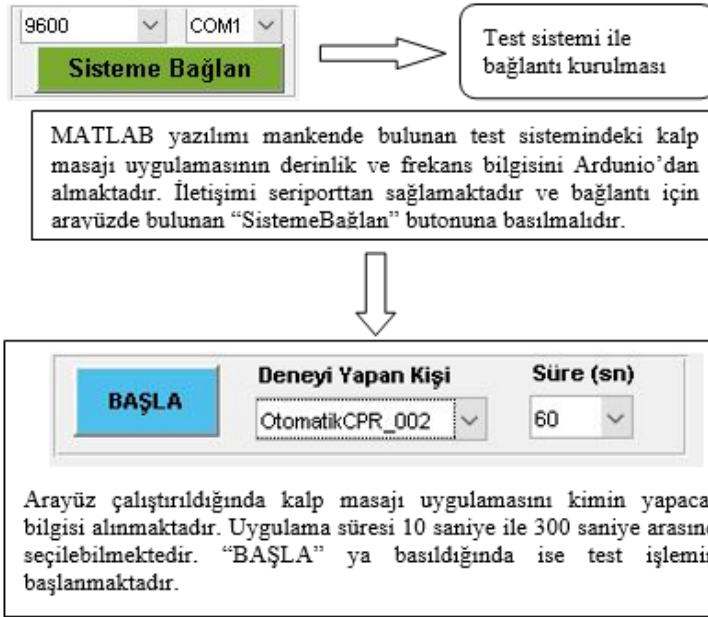
Şekil 2.19. Cihazda kullanılan kuvvet sensörü.



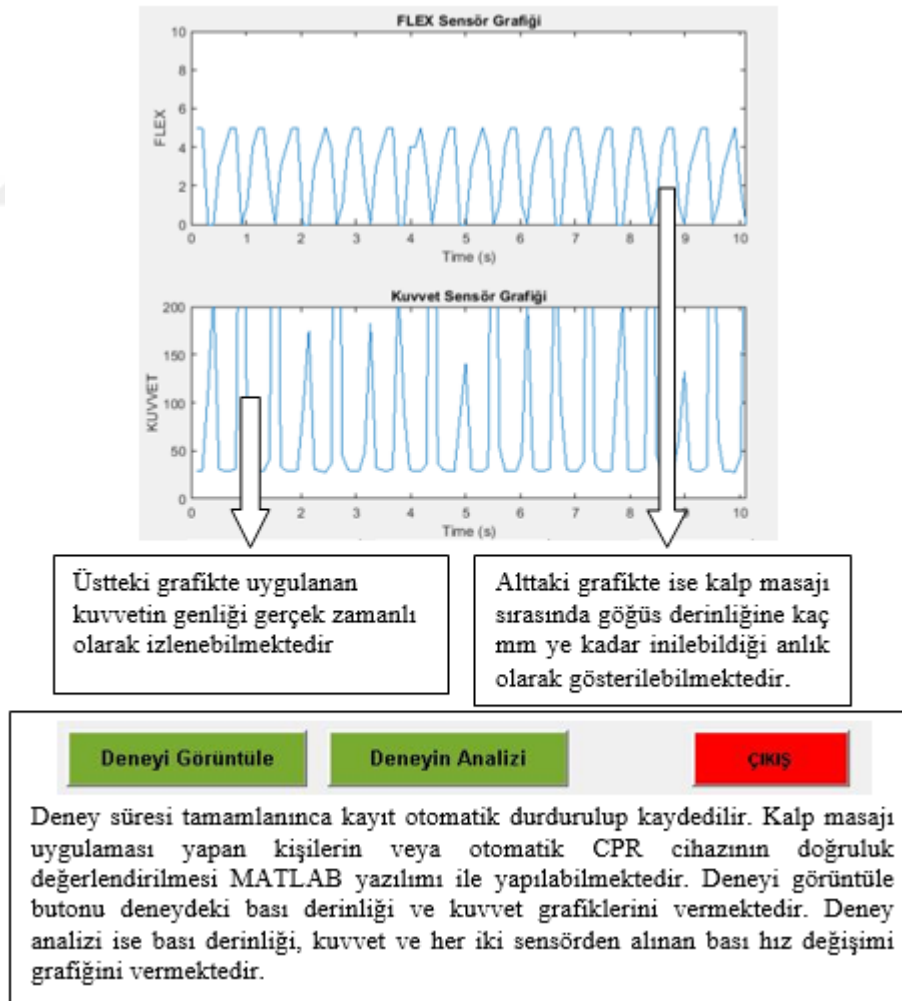
Şekil 2.20. Yaya paralel bağlanmış flex sensör ve Arduinio Uno.

### 2.2.3. MATLAB Arayüzü

Test sisteminden alınan veriler seri porttan bilgisayara aktarılabilir. Gelen bu veriler tasarlanan MATLAB GUI arayüzü sayesinde grafik haline dönüştürülüp kullanıcıya gösterilebilir (Şekil 2.16). Arayüzde kullanıcıya test sistemi ile bağlantı kurulması, deney yapan kişinin isim bilgisi, deneyi kaydetme ve deneyi anlık izleme şeklinde kullanımı yönetebilmesi sağlanmıştır. Ara yüzün kullanımı hakkında genel bilgiler Şekil 2.21 ve Şekil 2.22’de verilmiştir.



Şekil 2.21. MATLAB GUI arayüzü başlatma adımları.

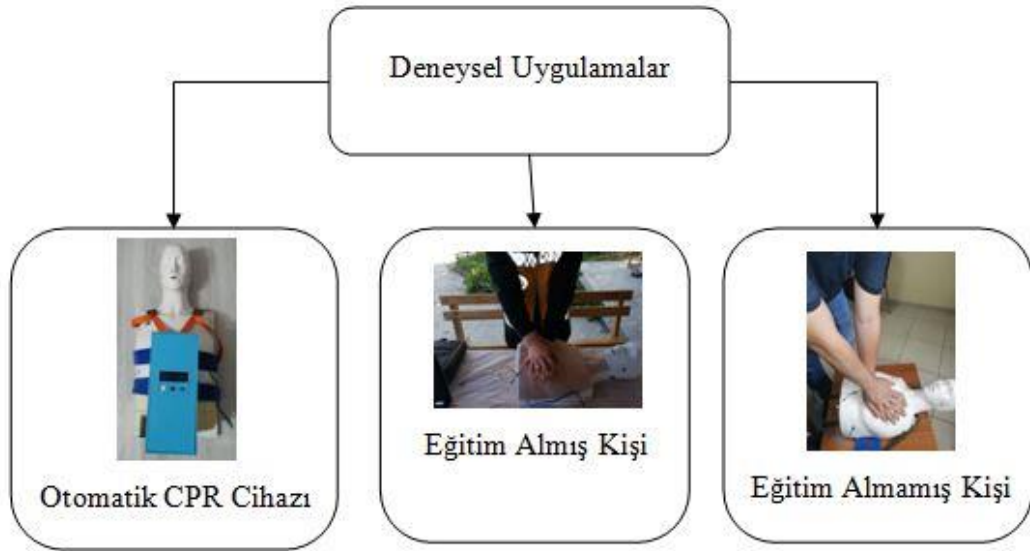


Şekil 2.22. MATLAB GUI arayüzü izleme ve sonlandırma.

## BÖLÜM 3

### DENEYSEL UYGULAMALAR VE SONUÇLARI

Test sistemi ile yapılan uygulamalar sonucunda elde edilen veriler MATLAB GUI arayüzü aracılığı ile grafik haline dönüştürülmüştür. Bu grafikler 60 s boyunca kaydedilen bası derinliği ve bası kuvveti bilgilerini içermektedir. Veriler kaydedilirken Otomatik CPR cihazı, eğitim almış kişiler ve eğitim almamış kişiler olmak üzere üç farklı uygulama üzerinde elde edilmiştir. Şekil 3.1’de deneysel uygulama gerçekleştirme görünümleri gösterilmektedir.

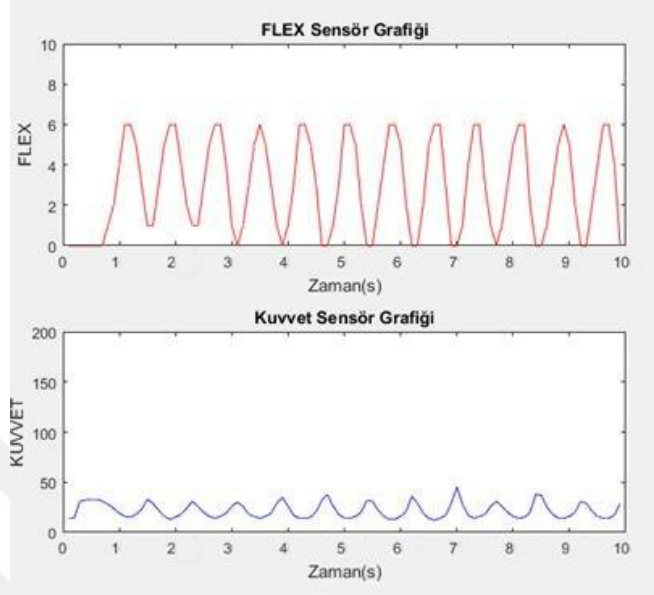


Şekil 3.1. Deneysel uygulama gerçekleştirme görünümleri.

#### 3.1. OTOMATİK CPR CİHAZI İLE ALINAN VERİLER

Otomatik CPR cihazını her basıda 5 cm derinliğe ulaşması ve bu derinlik için gerekli olan 370N kuvvet uygulayabilecek şekilde tasarlanmıştır. Otomatik CPR cihazı kemer yardımı ile test sistemine kurulumu yapılmıştır. Yapılan uygulamalar 10 saniye ve 60 saniye olarak iki farklı uzunluktaki sürelerde gerçekleştirilmiştir.

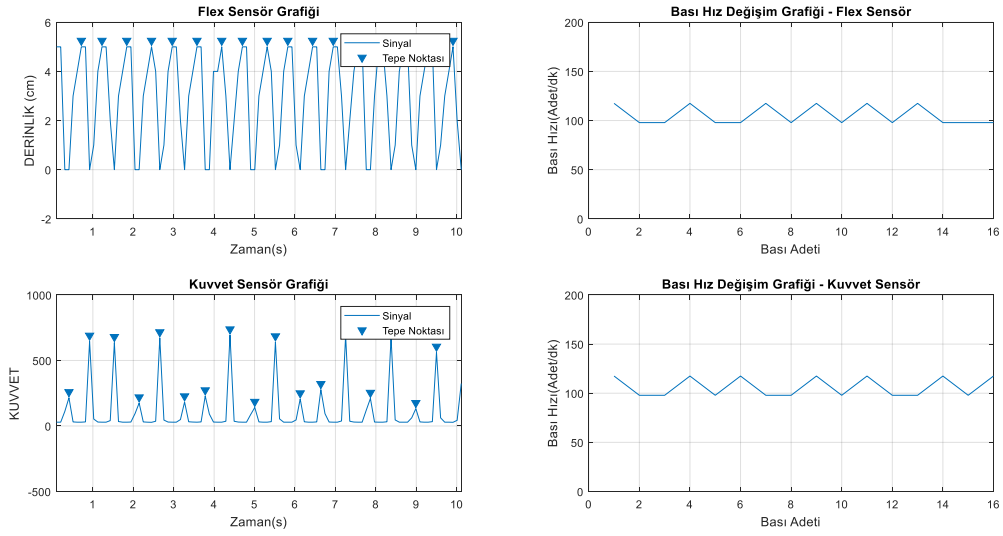
Uygulama sırasında MATLAB GUI arayüzünden alınan görüntüler Şekil 3.2’de gösterilmektedir.



Şekil 3.2. Veri alınırken MATLAB GUI arayüzünden izlenen grafikler.

Öncelikle uygulamaya 10 saniye veri alınarak başlanmıştır. Alınan verilerde bakıldığında 5 cm bası derinliğinin her basıda sabit kalığı görülmüştür. Bası adetinde ise büyük değişimler olmamakla birlikte cihaz düzgün bir biçimde çalışmaktadır. 60 saniye süreyle alınan veride ise uzun süreli çalışmada cihazın bası adeti ve derinliğinin değişmediği görülmektedir.

DeneySEL uygulamalar sonucunda Otomatik CPR cihazının, Eğitimli kişilerin ve eğitimsiz kişilerin CPR uygulamalarından bası derinliği, bası hızı ve bası hız değişimi bilgileri alınabilmiştir. Otomatik CPR cihazı ile yapılan uygulamada Şekil 3.3’deki grafiklerde görüldüğü gibi düzenli ve sabit bası derinliği ile büyük değişimler olamayan bası hızı görülmektedir.



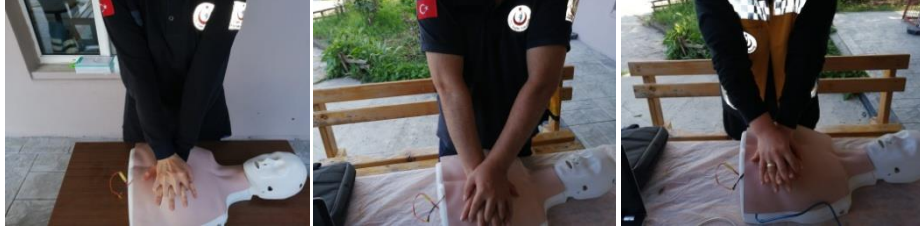
Şekil 3.3. Otomatik CPR cihazı ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri.

Şekil 3.3'deki grafikte otomatik CPR cihazının bası derinliğindeki kararlılık sol üstte bulunan zaman-derinlik grafiğinde net bir şekilde görülebilmektedir. Derinlik-Zaman grafiği test sistemindeki flex sensörden alınan verilerden elde edilmiştir. Her basıda sabit 5 cm derinliğe ulaşılmıştır. Sol altta yer alan Kuvvet-Zaman grafiği ise mankenin üzerinde yer alan kuvvet sensöründen alınan veriler ile elde edilmiştir. Kuvvet-Zaman grafiğinde mankenin CPR uygulaması esnasında esnemesinden dolayı ufak değişimler gözlemlenmiştir. Motor yukarı hareketinde manken içerisindeki yayın itmesinden dolayı ivme kazandığından kuvvet sensörünün hassas ölçümü sonucunda bası kuvveti değişimleri olmuştur.

Grafiğin sağ tarafında ise hem flex sensör hemde kuvvet sensöründen alınan veriler analiz edilerek bası hızındaki değişim gözlemlenmiştir. Dakikadaki bası hızı 100 ile yaklaşık 110 arasında değişmektedir.

### 3.2. EĞİTİM ALMIŞ KİŞİLERDEN ALINAN VERİLER

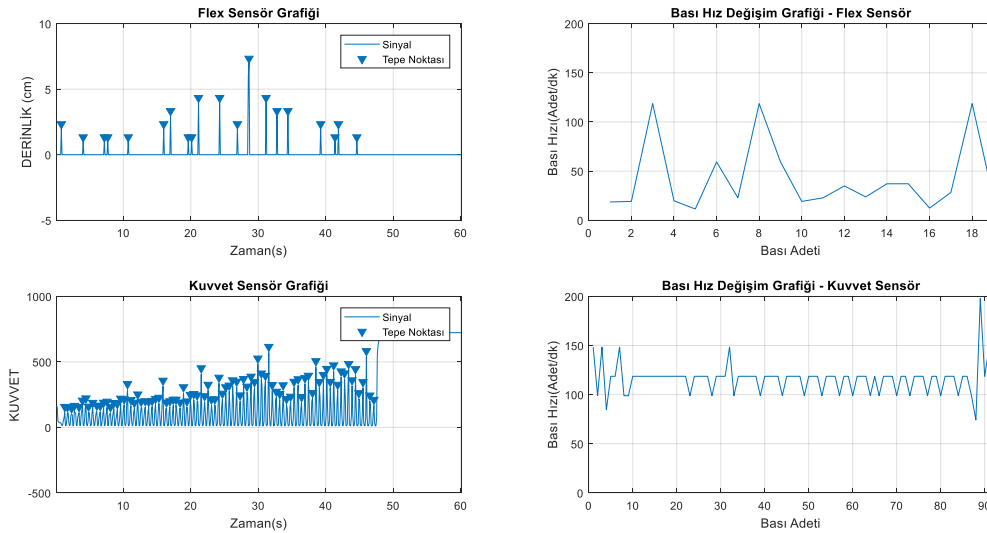
İkinci deney uygulamamız daha öncesinden CPR uygulama eğitimi almış kişilerden test sistemini kullanarak CPR uygulaması yapılmasıdır. Bu uygulamada 112 acil servis personellerinden yararlanılmıştır. 112 acil servis bekleme alanında üç farklı eğitilmiş personele test sistemi üzerinde CPR uygulaması yaptırılmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Eğitilmiş kişiler ile yapılan CPR uygulaması.

Eğitilmiş kişilere normal yetişkin bir hastaya CPR uygulaması nasıl yapılıyorsa test sistemine de aynı şekilde uygulama yapılması söylenmiştir. Her bir personele birincisi 10 saniye ikincisi ise 60 saniye olarak ikişer adet uygulama yaptırılmıştır. Personellerden ikisi uygulamanın tamamını yapabilirken bir kadın personel 60 saniyelik uygulamayı kolları çok yorulduğu için tamamlayamamıştır. Otomatik CPR cihazlarının önemi bu deney uygulamasında bir kez daha anlaşılmıştır.

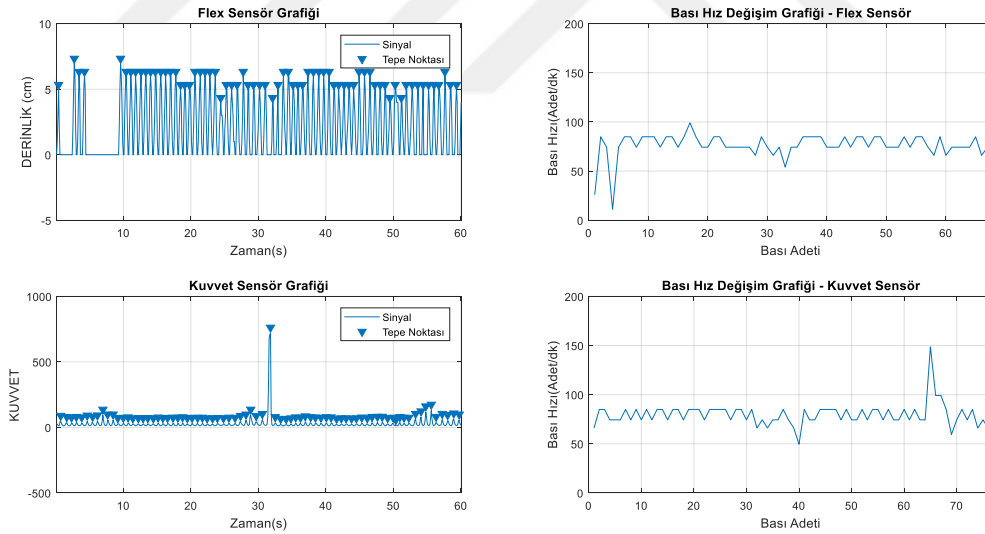
CPR eğitimi almış 112 acil servis çalışanları ile yapılan deneysel uygulamanın ilki kadın bir personelle gerçekleştirilmiştir. Sistemin çalışması hakkında kısa bir bilgi verildikten sonra test sistemine CPR uygulaması yapması istenilmiştir. Alınan verilerle oluşturulan grafik Şekil 3.5’de yer almaktadır.



Şekil 3.5. Birinci eğitilmiş personel ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri.

İlk eğitimli personel CPR uygulamasının yaklaşık 45 saniyede kollarının çok ağrıdığını ve devam edemeyeceğini ifade etmiştir. Alınan verilere bakıldığında Derinlik-Zaman grafiğinde bası derinliğinin sık sık değiştiği gözlemlenmiştir. Çoğunlukla 5 cm derinliğin altında bası uygulamıştır. Daha büyük derinlikte ise 5 cm derinliğin üzerine çıkmıştır. Kuvvet- Zaman grafiğine bakıldığında ise küçük kuvvetlerle uygulamaya başladığı ve vakit geçtikçe yorulmanında etkisi ile kuvveti arttırmaya çalışması gözlemlenmiştir. Hem flex hem de kuvvet sensöründen alınan verilerin bası hızı değişimi grafiğinde ise bası hızının büyük oranlarda değiştiği gözlemlenebilmektedir.

İkinci eğitimli personelle yapılan deneysel uygulama ilkinde göre daha başarılı sonuçlanmıştır. Erkek bir 112 acil servis personeli ile test sisteminde gerçekleştirilen CPR uygulamasından alınan verilerle oluşturulmuş grafik ise Şekil 3.6’da verilmiştir.

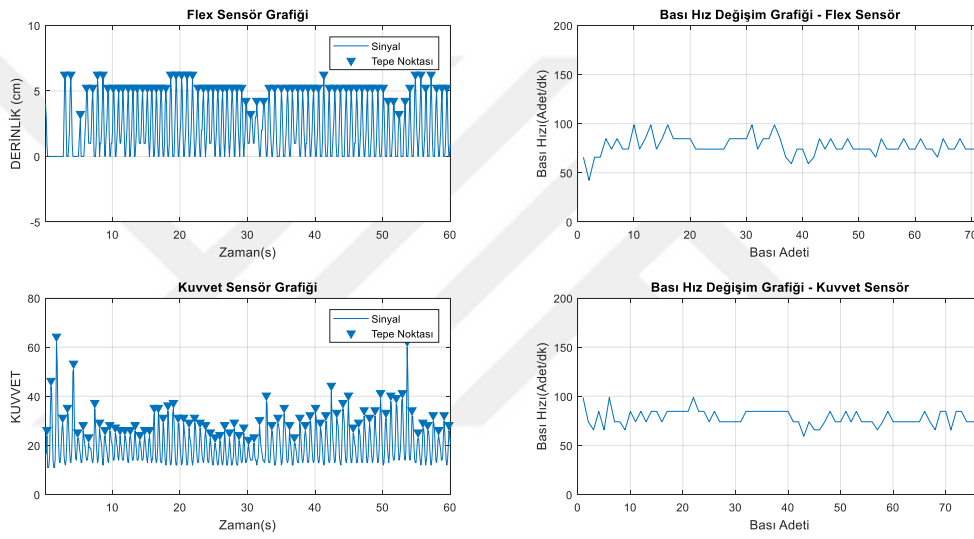


Şekil 3.6. İkinci eğitimli personel ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri.

Eğitimli erkek personelden alınan verilere göre, Şekil 3.6’daki Derinlik-Zaman grafiği çoğunlukla sabit bir değerde kalmıştır; fakat grafiğe bakıldığında derinlik genellikle 5 cm’nin üzerindedir. Kuvvet-Zaman grafiğine bakıldığında ise personel gücünün oldukça yeterli olduğu ve fazla bası derinliğine ulaştığı halde 60 saniye içerisinde uygulamayı rahatlıkla tamamlayabildiği görülmektedir. Bası

hız değişimine bakıldığında da hem flex hemde kuvvet sensöründen alınan verilerin analizinde bası hızının sürekli değiştii ve uygulama boyunca çoğunlukla da dakikada 100 bası adetine ulaşamadığı gözlemlenmiştir.

Eğitilmiş personel ile yapılan deneysel uygulamanın üçüncü kişisi ise kadın bir 112 acil servis personelidir. CPR uygulamasını 60 saniye süre içerisinde tamamlayabilmiştir ve üçüncü eğitimli personelden alınan veriler ile elde edilen grafikler Şekil 3.7’de verilmiştir.

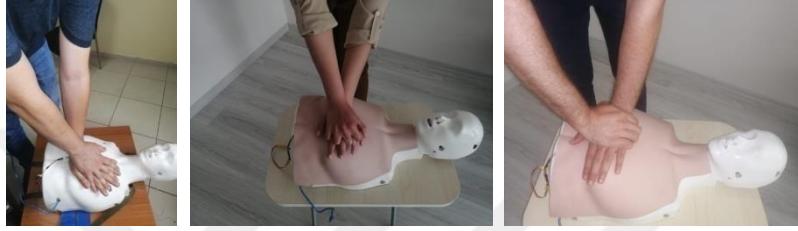


Şekil 3.7. Üçüncü eğitimli personel ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri.

Eğitilmiş personellerden üçüncüsü olan kadın 112 acil servis çalışanı 60 saniyelik zaman-derinlik grafiğine bakıldığında çoğunlukla 5 cm bası derinliğine ulaştığı birkaç defa ise 6 cm derinlikte bası yaptığı görülebilmektedir. Sol altta bulunan kuvvet-zaman grafiğinde ise bası derinliğini sabit tutmaya çalışsa da bazı sürelerde kuvvetini arttırdığı ve buna bağlı olarak bası derinliğinde arttığı gözlemlenmiştir. Bası hız değişimi grafiklerine bakıldığında ise her iki sensörden alınan verilerde hız değişiminin sık olduğu görülebilmektedir. Bası hızı değişimi uygulama süresince dakikada 100 adet basının altında kalmıştır. Bası adeti hızının 50 ile 100 arasında değiştii ve en fazla sabit hızda CPR uygulama süresinin ise yaklaşık 10 saniye olduğu görülmektedir.

### 3.3. EĞİTİM ALMAMIŞ KİŞİLERDEN ALINAN VERİLER

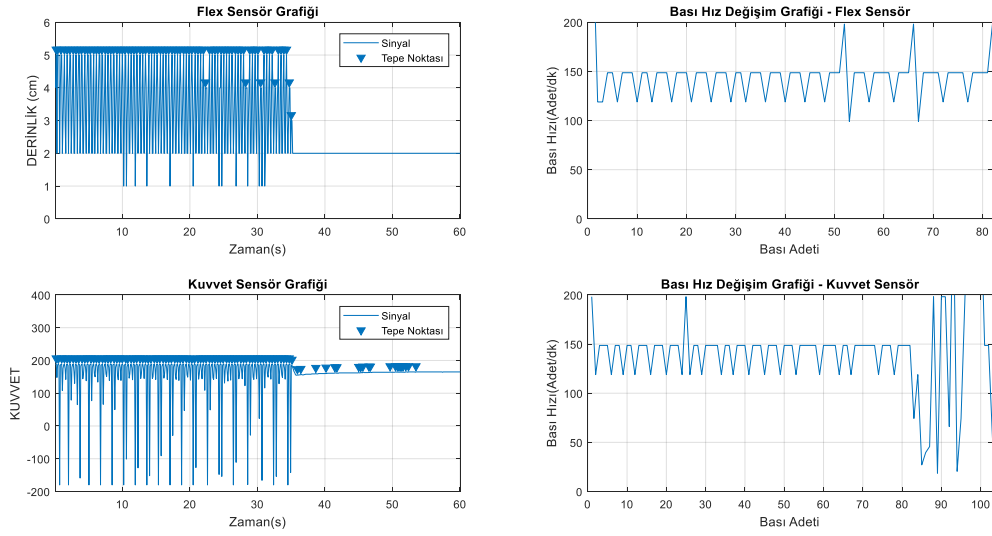
Deneysel uygulamamızın son kısmında ise CPR uygulama eğitimi almamış kişilerin test sistemine CPR uygulaması yaptırılmasından oluşmaktadır. Bu kısımda CPR uygulaması hakkında bir bilgisi olmayan üç adet okul personelinden yararlanılmıştır. Okul personellerine nasıl CPR yapılması gerektiği sözlü olarak anlatılmış ve test sisteminde CPR uygulanması yapılması istenilmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Eğitimsiz kişiler ile yapılan CPR uygulaması.

Eğitimsiz kişilerden de önceki deneysel uygulamalarda olduğu gibi 10 saniye ve 60 saniye boyunca CPR uygulaması yapılması istenilmiştir. Tüm personeller uygulama süresini sorunsuz bir şekilde tamamlayabilmiştir.

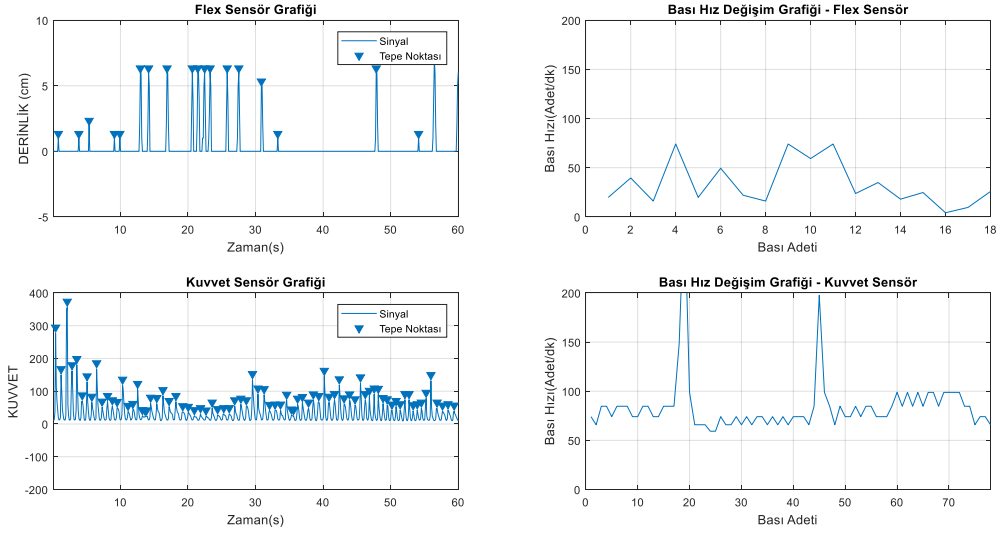
Eğitimsiz kişiler ile deneysel uygulamalar yapılmadan önce üç eğitimsiz kişiye de CPR uygulaması hakkında dakikada kaç adet yapılması gerektiği, bası derinliğinin 5 cm olması gerektiği ve kalp masajı uygulama şeklinin nasıl olması gerektiği anlatılmıştır. Verilen bu kısa bilgilendirmenin ardında birinci eğitimsiz kişiden test sistemine CPR uygulaması yapılması istenilmiştir. Yapılan bu uygulama sonucunda 60 saniye boyunca alınan verilerle gerçekleştirilmiş grafikler Şekil 3.9'da verilmiştir.



Şekil 3.9. Birinci eğitimsiz kişi ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri.

Birinci eğitimsiz kişi ile yapılan deneysel uygulamada kişinin CPR uygulamasını çok hızlı yaptığı görülmektedir. Şekil 3.9’da sağ tarafta bulunan her iki sensörden elde edilen verilerle gerçekleştirilmiş grafikte dakikadaki bası adeti çoğunlukla 150 bası olduğu ve bazı sürelerde ise 200 basıya dahi çıktığı görülebilmektedir. Deneysel süresinin sonlarında bası hızı değişiminin daha fazla olduğu uygulama yapan kişinin yorulmaya başlamasıyla arttığı kaydedilmiştir. Yine deney süresi sonlarında kişinin yorulması ile CPR uygulamasını iyi bir şekilde devam ettiremediği de Derinlik-Zaman ve Kuvvet-Zaman grafiklerinde görülebilmektedir. Derinlik-Zaman grafiğine bakıldığında bası derinliği bazı sürelerde 4 cm görsede çoğunlukla 5 cm derinlikte sabit kalmıştır. Eğitimsiz kişinin test sistemine uyguladığı kuvvet de deneyin sonlarına kadar sabit uygulanabildiği Kuvvet-Zaman grafiğinde görülmüştür.

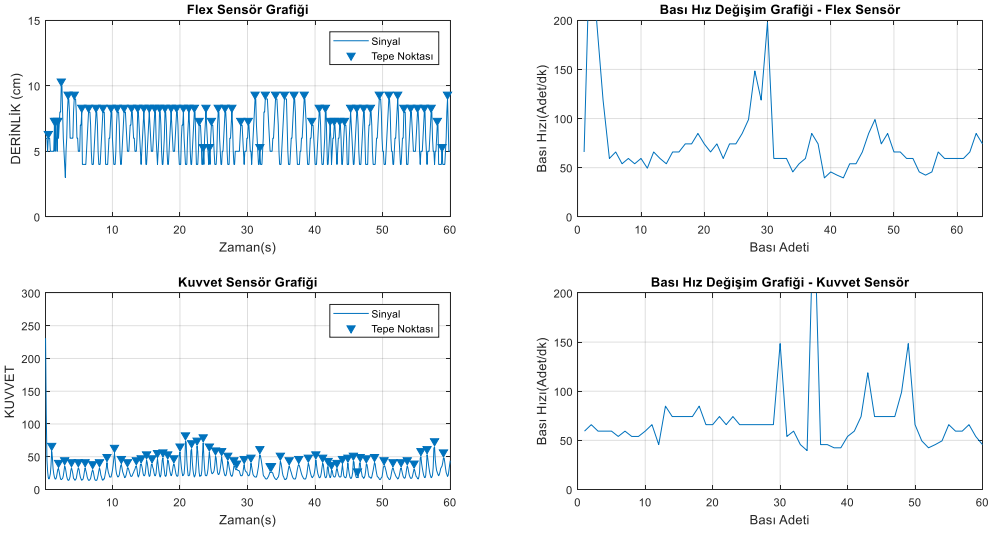
Eğitimsiz kişiler ile yapılan deneysel uygulamanın ikincisinde kadın bir kişiden yaralanılmıştır. Uygulamayı yapmakta güçlük çekmiş ve altmış saniyelik uygulamanın sonlarında çok yorulduğunu ifade etmiştir. İkinci eğitimsiz kişiden alınan verilerle gerçekleştirilmiş grafik Şekil 3.10’da verilmiştir.



Şekil 3.10. İkinci eğitimsiz kişi ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri.

Şekil 3.10'daki grafiğin sağ tarafında bulunan bası hızı değişimlerine bakıldığında flex sensörden alınan verilerde dakikadaki bası adeti 0 ile 50 arasında değişmektedir. Kuvvet sensöründen alınan verilere bakıldığında ise bası adeti 50 ve 100 arasında değiştiği gözlenlenmiştir. Uygulama yapan kişi test sistemine kolları ile vücut ağırlığı vermekte; fakat fazladan kuvvet uygulayarak test sisteminin göğsünü sıkıştıramamaktadır. Test sisteminin göğsüne bası uygulama sayısı az olduğundan flex sensör ve kuvvet sensörden alınan bası hızı değişimi verilerinin analizi çok farklı çıkmıştır. Derinlik-Zaman grafiğine bakıldığında da test sistemine bazı sürelerde hiç bası uygulamadığı, bası uyguladığı zamanlarda ise bası derinliğinin ya 2 cm ya da 6 cm olduğu görülmektedir. Kuvvet-Zaman grafiğine bakıldığında ise deneyin başlarında yüksek kuvvetler uyguladığı, sonrasında ise düşük kuvvetlerde uygulama yaptığı görülmüştür.

Deneysel uygulamayı yapan üçüncü eğitimsiz kişi erkek bir personeldir. 60 saniye boyunca CPR uygulamasını yapabilmiş ve deney süresi içinde kalp masajına ara vermemiştir. Son deneysel uygulama kişisi olan üçüncü eğitimsiz kişiden alınan verilerle gerçekleştirilmiş grafik Şekil 3.11'de verilmiştir.



Şekil 3.11.Üçüncü eğitimsiz kişi ile alınan CPR uygulaması verileri grafikleri.

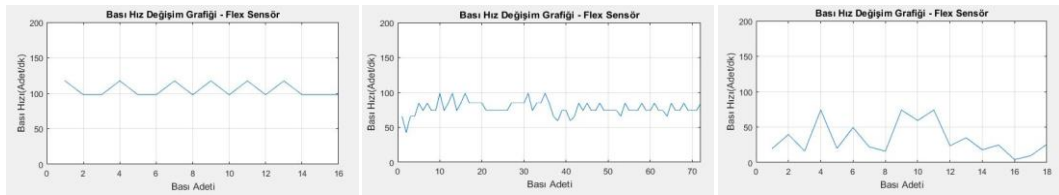
Eğitimsiz üçüncü kişiden alınan verilerin grafiğine Şekil 3.11’de bakıldığında Derinlik-Zaman grafiğinde test sistemine 5 cm’den daha fazla bası uyguladığı görülmektedir. Her iki sensörden alınan verilerde bası hız değişimi grafiğindeki artmalar ve azalmalar oldukça fazladır. Bası hız değişimi 50 ile 150 arasında sürekli değişmekte, ayrıca bazı zamanlar 200 basıyı bile aşmaktadır.

## BÖLÜM 4

### SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Kalp durması gibi vakalarda hastaya hızlı müdahale çok önemlidir. Olay yerinde müdahale yapılabilmesi için kullanılan cihazların taşınabilir olması gerekmektedir. Bu yüzden gerçekleştirilen cihaz oldukça küçük ve taşınabildir. Kurulumu da oldukça kolaydır. Kemerler ile bağlanması sonucunda cihazın toplam ağırlığıda boyutu da azalmıştır. Etkili bir şekilde dakikada 100 ile 110 arası bası adeti ve her basıda 5 cm derinlik sağlanabilmektedir.

Test sistemi ile hem cihazın çalışmasının doğruluğu hem de manuel el ile uygulama yapan kişilerin kalp masajını hangi doğrulukta yaptığı izlenebilmiş ve kaydedilmiştir. Otomatik CPR cihazı, CPR uygulaması eğitimi almış personeller ve CPR uygulaması hakkında bilgisi olmayan kişiler ile oluşturulan deneysel uygulamalarda birçok farklı bası derinliği, bası kuvveti ve bası hızı değişim bilgileri kaydedilmiştir. Şekil 4.1’ de sırasıyla otomatik CPR cihazı, eğitimli kişi ve eğitimsiz kişi bası hızı değişim grafikleri gösterilmektedir.



Şekil 4.1. Sırasıyla otomatik CPR cihazı, eğitimli personel ve eğitimsiz personel bası hızı değişim grafiği.

Üç farklı eğitimli personelden alınan veriler ile otomatik CPR cihazından alınan veriler karşılaştırıldığında, eğitimli olsalar dahi personellerin CPR uygulamasında bası hızı değişimi, cihaza göre daha fazladır. Eğitimli personel ile yapılan

deneysel uygulamada, uygulama sırasında yorulmaya bağlı bası hızı değişiminde artma ve uygulama sonlarında kalp masajı yapamama durumu ile karşılaşılmıştır. Otomatik CPR cihazı ile kalp masajı uygulamalarında böyle bir sorun yaşanmamaktadır.

CPR uygulaması eğitimi almamış üç farklı kişiden alınan verilerde ise, bası hızı değiminin eğitilmiş personellere göre çok daha fazla olduğu görülmüştür. Bası derinlik ve kuvvet uygulamalarında da sabit değerler sürekli görülemeyip, derinlik ve kuvvet miktarında değişkenlik oldukça fazladır.

Gerçekleştirilen test sisteminden alınan deneysel uygulama verilerine göre otomatik CPR cihazından alınan verilerin zaman ile orantılı değerlerindeki değişimlerin çok az olduğu görülmektedir. Eğitilmiş personellerden alınan veriler otomatik CPR cihazına göre daha değişken, eğitimsiz kişilerden alınan veriler ise her iki diğer deney gruplarına göre çok daha değişken olmaktadır.

CPR cihazı ve test sistemi ile ileriki zamanlarda yapılacak birçok çalışmanın alt yapısı oluşturulmuş olmaktadır. Hem kendi çalışmalarımız hem de CPR uygulaması çalışmaları yapacak olan kişilere de ön çalışma olarak yol gösterici olacaktır.

## KAYNAKLAR

1. Matheny, L., “Emergency First Aid for Cardiopulmonary Arrest”, *Nursing*, 12, 6 (1982) 34-45.
2. Yeong-Tak, S., and Youngjoon C., “The development of feedback monitoring device for CPR”, *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, August 2011, Massachusetts USA, 3294-3297.
3. İnternet: Dr. Ferdi POLAT, “CPR (Yaşam Desteği) Eğitimi”, <https://sorgundh.saglik.gov.tr/TR,260227/cpr-yasam-destegi-egitimi.html> (2021)
4. Remino, C., Baronio, M., Pellegrini, N., Aggogeri, F., and Adamini, R., “Automatic and manual devices for cardiopulmonary resuscitation: A review”, *Advances in Mechanical Engineering*, 10 (1): 1–14 (2018).
5. Ikeno, F., “Improved survival with a novel chest compression device during a porcine model of cardiac arrest”, *Circulation*, 108 (17): 381-383 (2003).
6. Carl, B., and Brook, S., “United States patent”. *Geothermics*, 14 (4), 595–599 (1985).
7. Guang, Z., Jiewen, Z., and Taihu W., “A Novel Method of Measuring the Depth of Manual Chest Compressions During CPR”, *3rd International Conference on ICBBE*, Beijing China, 1-4 (2009).
8. Andres N., Tonje S. B., Helge M., Reidar J. M., Silje O., and Jo K. J., “A randomized trial of the capability of elderly lay persons to perform chest compression only CPR versus standard 30:2 CPR”, *Resuscitation*, 81, 887- 892 (2010).
9. Xie X., Tian F., Sun Q., Wang Z., Ni A., and Hu M., “A Simulator of Human Chest that Simulated Force-Sternal Displacement Relationship during Cardiopulmonary Resuscitation”, *3rd International Conference on ICBBE*, Beijing China, 1-4 (2009).
10. Kreg, G. G., Henry, R. H., Aleksander, S. P., and Joshua, E. T., “Canine Sternal Force-Displacement Relationship During Cardiopulmonary Resuscitation”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46 (7): 788-795 (1999).
11. Yongqin, L., Joe, B., Max, H., W., and Wanchun, T., “An Algorithm Used for Ventricular Fibrillation Detection Without Interrupting Chest Compression”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59 (1): 78-86 (2012).

12. Bonnemeier, H., Olivecrona, G., Simonis, G., Götberg, M., Weitz, G., Iblher, P., Schunkert, H., “Automated continuous chest compression for in-hospital cardiopulmonary resuscitation of patients with pulseless electrical activity: A report of five cases” *International Journal of Cardiology*, 136 (2): e39–e50 (2009).
13. Steen, S., Liao, Q., Pierre, L., Paskevicius, A., and Sjöberg, T., “Evaluation of LUCAS, a new device for automatic mechanical compression and active decompression resuscitation”, *Resuscitation*, 55 (3): 285–299 (2002).
14. Rubertsson, S., and Karlsten, R., “Increased cortical cerebral blood flow with LUCAS; a new device for mechanical chest compressions compared to standard external compressions during experimental cardiopulmonary resuscitation”, *Resuscitation*, 65 (3): 357–363 (2005).
15. Krep, H., Mamier, M., Breil, M., Heister, U., Fischer, M., and Hoeft, A., “Out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation with the AutoPulse system: a prospective observational study with a new load-distributing band chest compression device”, *Resuscitation*, 73 (1): 86-95 (2007).
16. Gohier, F., Dellimore, K., Scheffer, C., “Development of a smart backboard system for real-time feedback during CPR chest compression on a soft back support surface”, *35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 346-349 (2013).
17. Halperin, H. R., Paradis, N., Ornato, J. P., Zviman, M., LaCorte, J., Lardo, A., and Kern, K. B., “Cardiopulmonary resuscitation with a novel chest compression device in a porcine model of cardiac arrest: Improved hemodynamics and mechanisms”, *Journal of the American College of Cardiology*, 44 (11): 2214–2220 (2004).
18. Çolak, İ., ve Bayındır, R., “PIC16F877 ile DA Motor Hız Kontrolü”, *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 11 (2): 277-285 (2005).
19. Bal, G., “Doğru Akım Makineleri ve Sürücüleri”, *SeçkinYayıncılık*, Ankara, 111-212 (2001).
20. Khoei, A., Hadidi, Kh., “Microprocessor Based Closed-Loop Speed Control System For DC Motor Using Power Mosfet”, *Electronics Circuits and Systems IEEE International Conference ICECS’96*, Rhodes Greece, Vol (2): 1247-1250 (1996).
21. Ikram, U. H., Jai, P. U., Sharda, U., Douglas, W. T., Jonathan, J. S., and Arno, L. Z., “Chest compression quality and rescuer fatigue with increased compression to ventilation ratio during single rescuer pediatric CPR”, *Resuscitation*, 79 (1): 82-89 (2008).

## ÖZGEÇMİŞ

Öğr.Gör. Mehmet Ali TAMOKUR 2014 tarihinde Biyomedikal Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. Lisans eğitimi süresince mikrokontroller programlama, DC motor kontrolü, anatomi ve fizyoloji, sinyal işleme, elektronik kart yapımı, mekanik makine ve parçalarının çizim ve tasarımı konularında, tıbbi cihazlar hakkında eğitim aldı. Okula devam süresince Erciyes Üniversitesi Hastanesinde sıklıkla bulunup tecrübe kazandı. Hastane cihazları ve laboratuvar cihazları üzerine birer ay Kayseri Erciyes Üniversitesi Hastaneleri'nde ve Ankara'da özel firmada stajda bulundu. Mezuniyet ile askerliğe sevk arası süreçte Kayseri'de plastik enjeksiyon malzemeleri (Hasta yatağı tekerleği, kilit mekanizması, mobilya aksesuarları vb.) üretim yerinde çalışarak iş akışı, yönetim ve farklı malzeme üretim şekli ve kalite kontrolü üzerine deneyim kazandı. Askerlik görevi bitince Ankara'da Okuman Medikal Sistemler LTD.ŞTİ 'de hastane cihazları üzerine (yoğun bakım, ameliyathane, yeni doğan, kardiyoloji) çalıştı. Bu firmada anestezi, ventilatör, ameliyat lambası, kuvöz, radyan ısıtıcı, solunum fonksiyon testi, hasta başı monitörü, uyku laboratuvarı cihazı, defibrilatör, ekg, holter, cpap, bpap cihazları hakkında deneyim kazandı Kardiyoloji ve Ambulans cihazları üzerine uzmanlaşabilmek için firma değiştirerek Schiller Tıbbi Malzemeler LTD.ŞTİ de çalışmaya başladı. İç Anadolu sorumlusu olarak çalıştığı firmada CPR (kardiyopulmoner Resisütasyon) cihazı, AED (Otomatik Eksternal Defibrilatör), defibrilatör, solunum fonksiyon testi cihazı, efor, holter ve ekg cihazları üzerine uzmanlaştı. Ambulanslarda ve hastanelerde çalışarak acil durum cihazları ve kardiyoloji cihazları üzerine tecrübeler kazandı. Mayıs 2018 de Öğretim Görevlisi olarak Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi Yeşilyurt Demir Çelik Meslek Yüksek Okulu'nda göreve başladı ve halen görevine devam etmektedir. 2018 yılında Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans eğitimine başladı.