

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**ÖZEL BİR PİSTON VE KİLİT MEKANİZMASINA SAHİP YÜKSEK
BAŞLANGIÇ İVMELİ GÖĞÜS KOMPRESYON CİHAZININ TASARIMI,
SİMÜLASYONU VE ÜRETİMİ**

DOKTORA TEZİ

Ahmet KAĞIZMAN

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Mekatronik Mühendisliği Programı

EKİM 2024

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**ÖZEL BİR PİSTON VE KİLİT MEKANİZMASINA SAHİP YÜKSEK
BAŞLANGIÇ İVMELİ GÖĞÜS KOMPRESYON CİHAZININ TASARIMI,
SİMÜLASYONU VE ÜRETİMİ**

DOKTORA TEZİ

**Ahmet KAĞIZMAN
(518182013)**

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Mekatronik Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Volkan SEZER

EKİM 2024

İSTANBUL TEKNICAL UNIVERSITY ★ GRADUATE SCHOOL

**DESIGN, SIMULATION, AND FABRICATION OF A HIGH INITIAL
ACCELERATION AUTOMATIC CHEST COMPRESSION DEVICE WITH A
SPECIAL PISTON AND LOCKING MECHANISM**

Ph.D THESIS

**Ahmet KAĞIZMAN
(518182013)**

Department of Mechatronic Engineering

Mekatronik Engineering Programme

Thesis Adviser: Prof. Dr. Volkan SEZER

OCTOBER 2024

İTÜ, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'nün 518182013 numaralı Doktora Öğrencisi Ahmet KAĞIZMAN, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “ÖZEL BİR PİSTON VE KİLİT MEKANİZMASINA SAHİP YÜKSEK BAŞLANGIÇ İVMELİ GÖĞÜS KOMPRESYON CİHAZININ TASARIMI, SİMÜLASYONU VE ÜRETİMİ” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Volkan SEZER**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Doç. Dr. Ali Fuat ERGENÇ**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Dr. Ziya ERCAN
AVL List GmbH

Prof. Dr. Senem Kurşun BAHADIR
İstanbul Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Tülay YILDIRIM
Yıldız Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : 26 Ağustos 2024
Savunma Tarihi : 3 Ekim 2024





Canım Eşime,



ÖNSÖZ

Tez çalışmalarımın her aşamasında benden ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin tecrübesi ve uzman görüşleriyle bana yol gösteren danışman hocam Sayın Prof. Dr. Volkan SEZER'e sonsuz teşekkürlerimi sunmak isterim.

Bu tez sürecinde gösterdiği fedakârlık ve sabrıyla en büyük destekçim olan, kayınvalidem Fatma ve kayınpederim Halim ERGİN'in biricik kızları kıymetli eşim Tuğba KAĞIZMAN'a en içten şükranlarımı sunuyorum ve bu tezi ona ithaf ediyorum. Onun sınırsız anlayışı, bitmek bilmeyen motivasyonu ve bana olan inancı olmasaydı, bu tezi tamamlamak benim için neredeyse imkânsız olurdu. Hayatımın her anında yanımda olduğu ve bana güç verdiği için ona minnettarım.

Bana her zaman inanan, eğitim hayatım boyunca her türlü maddi ve manevi imkânı sağlayarak beni bu günlere getiren ve dualarıyla her zaman yanımda olan anne ve babama (Ayşe ve İbrahim KAĞIZMAN) da sonsuz şükran duyuyorum.

Son olarak bu tez TÜBİTAK BIGG 1512 projesi kapsamında 2200301 hibe numarasıyla desteklendiğinden dolayı TÜBİTAK'a da teşekkürlerimi sunuyorum.

Ağustos 2024

Ahmet KAĞIZMAN
(Araştırma Görevlisi)



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	ix
İÇİNDEKİLER	xi
KISALTMALAR	xiii
SEMBOLLER	xv
ÇİZELGE LİSTESİ	xvii
ŞEKİL LİSTESİ	xvii
ÖZET	xxiii
SUMMARY	xxvii
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı	3
1.2 Literatür Araştırması	4
1.3 Tezin Katkıları	10
1.4 Tez Taslağı	12
2. GELİŞTİRİLEN OTOMATİK KPR CİHAZININ GÖVDESİ (ŞASI) İÇİN EN UYGUN MALZEMENİN SEZGİSEL BULANIK ÇKKV YÖNTEMLERİ İLE SEÇİLMESİ	13
2.1 Önerilen Sezgisel Bulanık ÇKKV Yöntemleri	16
2.1.1 Sezgisel bulanık TOPSIS Yöntemi	17
2.1.2 Sezgisel bulanık VIKOR Yöntemi	18
2.1.3 Sezgisel bulanık CODAS Yöntemi	21
2.2 Uygulama	22
2.2.1 Sezgisel bulanık TOPSIS yöntemi uygulaması	29
2.2.2 Sezgisel bulanık VIKOR yöntemi uygulaması	31
2.2.3 Sezgisel bulanık CODAS yöntemi uygulaması	34
2.2.4 Sezgisel bulanık TOPSIS, VIKOR ve CODAS sonuçlarının analizi	37
3. GELİŞTİRİLEN OTOMATİK KPR CİHAZININ MEKANİK TASARIMI, MATEMATİKSEL MODELİ VE ELEKTRONİK TASARIMI	39
3.1 Otomatik KPR Cihazının Mekanik Tasarımı	39
3.1.1 Otomatik KPR cihazının genel tasarım bileşenleri	40
3.1.2 Otomatik çok dilli bayonet kilit sisteminin tasarımı	44
3.2 Otomatik KPR Cihazının Matematiksel Modeli	46
3.2.1 Krank piminin anlık açısal ivmesinin ortalama değeri	48
3.2.2 Anlık kompresyon derinliği	50
3.2.3 Maksimum piston ivmesi	52
3.2.4 Matematiksel modelin tasarım parametreleri	53
3.3 Otomatik KPR Cihazının Elektriksel Tasarımı, Kontrolü ve Yazılımı	54
4. GELİŞTİRİLEN OTOMATİK KPR CİHAZININ ÜRETİMİ	61
4.1 Kompresyon Modülünün Üretimi	61
4.2 Yatay Kollar ve Teleskopik Uzama Mekanizmasının Üretimi	70
4.3 Sırt Tahtası ve Bayonet Kilit Mekanizmasının Üretimi	73

4.4 Testlerde Karşılaşılan Mekanik ve Elektronik Sorunlar ve Çözümleri.....	80
5. GELİŞTİRİLEN OTOMATİK KPR CİHAZININ PERFORMANS TESTLERİ VE SONUÇLARI	83
5.1 Statik Kuvvet Analizi ve Hareket Simülasyonu	84
5.1.1 Matematiksel model ile simülasyon sonuçlarının karşılaştırılması.....	89
5.1.2 Yer değiştirme ve hız parametrelerinin karşılaştırmalı analizi	91
5.2 CardİS ve LUCAS II Cihazlarının Performans ve Zamanlama Parametreleri Açısından Karşılaştırmalı Analizi	94
5.2.1 CardİS ve LUCAS II: Standart KPR parametrelerinin karşılaştırılması ...	95
5.2.2 CardİS ve LUCAS II: Kompresyon ve dekompresyon zamanlamalarının karşılaştırılması	98
5.2.3 CardİS ve LUCAS 3 cihazlarının anlık ivme davranışlarının incelenmesi	100
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	103
KAYNAKLAR.....	107
EKLER	117
ÖZGEÇMİŞ.....	127

KISALTMALAR

ABS	: Acrilonitril Butadien Stiren (Acrylonitrile Butadiene Styrene)
AHA	: Amerikan Kalp Derneği (American Heart Association)
AHP	: Analitik Hiyerarşi Süreci (Analytic Hierarchy Process)
CODAS	: Kombinatif Mesafeye Dayalı Değerlendirme (Combinative Distance-based ASsesment)
ÇKKV	: Çok Kriterli Karar Verme (Multi-Criteria Decision Making)
DC	: Doğru Akım (Direct Current)
DEMATEL	: Karar Verme Deneme ve Değerlendirme Laboratuvarı (Decision Making Trial and Evaluation Laboratory)
EDAS	: Değerlendirme Temelli Alternatif Seçme (Evaluation based on Distance from Average Solution)
EKG	: Elektrokardiyografi (Electrocardiography)
ELECTRE	: Eleme ve Seçme Gerçekliğe Dönüştürme Yöntemi (Elimination Et Choix Traduisant la Realite)
ERC	: Avrupa Resüsitasyon Konseyi (European Resuscitation Council)
HA	: Hidroksiapatit (Hydroxyapatite)
HDPE	: Yüksek Yoğunluklu Polietilen (High-Density Polyethylene)
IFA	: Sezgisel Bulanık Toplama (Intuitionistic Fuzzy Aggregation)
KPR	: Kardiyopulmoner Resüsitasyon (Cardiopulmonary Resuscitation)
LED	: Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
NIS	: Negatif İdeal Çözüm (Negative Ideal Solution)
PA6	: Naylon (Polyamide 6)
PC	: Polikarbonat (Polycarbonate)
PC/ABS FR	: Polikarbonat/ Acrilonitril Butadien Stiren Alev Geciktirici (Polycarbonate/ Acrylonitrile Butadiene Styrene Flame Retardant)
PCB	: Baskılı Devre Kartı (Printed Circuit Board)
PEA	: Nabızsız Elektriksel Aktivite (Pulseless Electrical Activity)
PIS	: Pozitif İdeal Çözüm (Positive Ideal Solution)
PLA	: Polilaktik Asit (Polylactic Acid)
PLC	: Programlanabilir Lojik Denetleyici (Programmable Logic Controller)

PWM	: Darbe Genişlik Modülasyonu (Pulse Width Modulation)
TOPSIS	: İdeal Çözüme Benzerlik Temeline Dayalı Sıralama Tekniği (Technique for Order Preference by Similarity to Ideal Solution)
TTL	: Transistör-Transistör Mantığı (Transistör-Transistör Logic)
USB	: Evrensel Seri Veri Yolu (Universal Serial Bus)
VF	: Ventriküler Fibrilasyon (Ventricular Fibrillation)
VIKOR	: Çok Kriterli Optimizasyon ve Uzlaşık Çözüm (VIšekriterijumska Optimizacija i KOmpromisno Rešenje)
VT	: Ventriküler Taşikardi (Ventricular Tachycardia)
WAO	: Ağırlıklı Ortalama Operatörü (Weighted Average Operator)



SEMBOLLER

A	: Alternatifler kümesi
C	: Krank pimi
C_g	: Göreli yakınlık katsayısı
C_r	: Kriterler kümesi
D_1	: Hasta göğsünün damper sabiti
D_i	: Sezgisel bulanık mesafe metriklerinin toplamı
d_E	: Volandan çekilen toplam enerji kaybı
d_{IF}	: Sezgisel bulanık mesafe metriği
d_w	: Krank piminin anlık açısal hız dalgalanması
E_d	: Damperdeki enerji kaybı
E_f	: Piston sürtünmesinin K_1 kaynaklı enerji kaybı
E_G	: Dişli verimliliği
E_P	: Piston verimliliği
E_s	: K_1, K_2, K_3 'e uygulanan kompresyon sonucunda oluşan enerji kaybı
F_C	: Krank pimi tarafından uygulanan kuvvet
F_L	: Biyel boyunca hareket eden kuvvet
F_P	: Hasta göğsüne piston tarafından uygulanan kuvvet
F_{set}	: Biyel ve dekompresyon yaylarından oluşan piston ön yüklemesi
f	: Kompresyon frekansı
f_s	: Piston üzerindeki sürtünme kuvveti
I_{Fl}	: Volan ve motorun dönme ataletleri toplamı
K_1	: Hasta göğsünün esneklik sabiti
K_2	: Statik yapının esneklik sabiti
K_3	: Dekompresyon yaylarının eşdeğer yay sabiti
k_s	: Piston yatağının sürtünme katsayısı
l	: Karar verici sayısı
L	: Biyel uzunluğu
m	: Alternatif sayısı
m_1	: Hasta göğsünün kütle sabiti

m_2	: Statik yapının kütle sabiti
n	: Dişli tahvil oranı
$\widetilde{n}s_j$	: Negatif ideal çözüm
N_i	: Motor ve volanın başlangıç hızı
O	: Çift kaydırıcı krank mekanizmasının merkezi
$\widetilde{p}s_j$	: Pozitif ideal çözüm
$\pi_{\tilde{A}}(x)$	: Tereddüt derecesi
R	: Krank yarıçapı
R_i	: Alternatifin negatif ideal çözüme uzaklığı
r	: Pearson korelasyon katsayısı
$\tilde{r}_{ji}$	: Sezgisel bulanık sayılar kümesi
S	: Piston stroku
S_i	: Alternatifin pozitif ideal çözüme uzaklığı
t_m	: Kompresyon süresi
τ_c	: Krank pimine iletilen tork
τ_{CI}	: Elektromanyetik kavramanın maksimum torku
$v_{\tilde{A}}(x)$	: Üyeliksizlik derecesi
V_m	: Maksimum piston hızı
V_{m1}	: Hasta göğsünün kütle sabitinin anlık hızı
v	: Maksimum grup faydasını sağlayan stratejinin ağırlığı
$\tilde{W}_j$	: Kriter ağırlıkları
ω	: Krank piminin anlık açısal hızı
w_{avg}	: Krank piminin ortalama açısal hızı
w_i	: Krank piminin ilk açısal hızı
x	: Anlık piston stroku
x_1	: Anlık kompresyon derinliği
x_2	: Statik yapı üzerinde meydana gelen esneme miktarı
α	: Krank piminin anlık açısal ivmesi
α_{avg}	: Krank piminin anlık açısal ivmesinin ortalama değeri
α_{max}	: Maksimum piston ivmesi
θ	: Anlık krank açısı
θ_i	: Kompresyon başlangıcındaki krank açısı
θ_{max}	: Maksimum krank açısı
$\mu_{\tilde{A}}(x)$	: Üyelik derecesi

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Malzeme alternatiflerinin sıralanmasına ilişkin değerlendirme kriterleri.	23
Çizelge 2.2 : Kriterlerin açıklamaları.	24
Çizelge 2.3 : Alternatifleri değerlendirmek için kullanılan dilsel terimler.	26
Çizelge 2.4 : Kriterleri değerlendirmek için kullanılan dilsel terimler.	27
Çizelge 2.5 : Karar verici tarafından her bir kriterin değerlendirilmesi.	27
Çizelge 2.6 : Karar verici tarafından oluşturulan karar matrisi.	27
Çizelge 2.7 : Ağırlıklı birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisi.	30
Çizelge 2.8 : TOPSIS yöntemi için Sezgisel bulanık PIS ve NIS.	31
Çizelge 2.9 : Alternatiflerin ayırma ölçümleri ve görelî yakınlık katsayıları.	31
Çizelge 2.10 : VIKOR yöntemi için sezgisel bulanık PIS ve NIS.	32
Çizelge 2.11 : Normalize sezgisel bulanık farklar matrisi.	33
Çizelge 2.12 : S, R ve Q değerleri.	33
Çizelge 2.13 : Alternatiflerin S, R ve Q değerlerine göre sıralanması.	33
Çizelge 2.14 : Birleştirilmiş normalize sezgisel bulanık karar matrisi.	35
Çizelge 2.15 : Bulanık Ağırlıklı normalize birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisi.	36
Çizelge 2.16 : Sezgisel bulanık NIS.	37
Çizelge 2.17 : Alternatiflerin yeni seçim metriği ile hesaplanan mesafe değerleri.	37
Çizelge 2.18 : Alternatiflerin belirtilen yöntemlere göre sıralama sonuçları.	38
Çizelge 3.1 : Kompresyon derinliğine göre matematiksel model parametreleri.	54
Çizelge 5.1 : Corpuls, LUCAS II ve Cardis cihazlarının piston hız ve ivme sonuçları.	94
Çizelge 5.2 : Cardis ve LUCAS II cihazlarının standart KPR sonuçları.	96



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : Mevcut KPR cihazlarının kullandıkları piston mekanizmaları.	6
Şekil 2.1 : Sezgisel bulanık ÇKKV yöntemlerinin akış şeması.....	17
Şekil 2.2 : Otomatik KPR cihazı gövde alternatifleri.	23
Şekil 2.3 : Alternatif sıralamalarını gösteren karşılaştırmalı analiz sonuçları.....	38
Şekil 3.1 : Kaydırıcı krank mekanizması modelleme simülasyonu.....	41
Şekil 3.2 : Pistonsuz (a) ve pistonlu (b) çift kaydırıcı krank mekanizması.	42
Şekil 3.3 : Kompresyon modülü.	42
Şekil 3.4 : Geliştirilen cihazın genel tasarımı (a) ve hasta üzerinde kullanımı (b)....	43
Şekil 3.5 : Bayonet kilit sisteminin genel tasarımı (a) ve iç mekanizması (b).	45
Şekil 3.6 : Kilit kollarının sistem kilitli değilken (a) ve kilitliyen (b) konumları....	46
Şekil 3.7 : Sistemin serbest cisim diyagramı.	47
Şekil 3.8 : Güç kartı ve ana kart.	56
Şekil 3.9 : Elektromekanik güç akış diyagramı.	58
Şekil 4.1 : Fırçasız DC motor ve volan.....	62
Şekil 4.2 : Motor rotoru sökme aparatı ve motor volan montajı.	62
Şekil 4.3 : Kavrama bağlantı parçası ve kavrama diskinin montajı (a), test öncesi volan entegrasyonu (b), test sonrası volan entegrasyonu.	63
Şekil 4.4 : Kavrama milinin elektromanyetik kavrama şasisine montajı (a), 60:1 planet dişli (b), elektromanyetik kavrama ve dişli entegrasyonu (c).....	64
Şekil 4.5 : Krank yatağı (a) ve krank yatağı dişli entegrasyon parçası (b).....	65
Şekil 4.6 : Çift krank dinamik biyel mekanizması.	66
Şekil 4.7 : Kompresyon modülünün iç mekanizma bileşenleri.	67
Şekil 4.8 : Kompresyon modülünün iç mekanizma bileşenlerinin montajı.....	67
Şekil 4.9 : Piston ve piston üst parçası.	68
Şekil 4.10 : Üretilen kompresyon modülü.	69
Şekil 4.11 : Yatay kollar, yatay kol-dik kol bağlantı parçası, tıpa ve durdurucular. .	70
Şekil 4.12 : Teleskopik uzama mekanizmasının ilk (a) ve son (b) üretimleri.	71
Şekil 4.13 : Teleskopik dik kol kapalıyken (a) ve açıkken (b).	72
Şekil 4.14 : Doğrusal potansiyometre mekanizması.	72
Şekil 4.15 : Sırt tahtası.....	73
Şekil 4.16 : Faturalı boru parçası ve taban parçasının testler öncesindeki (a) ve sonrasındaki (b) fiziksel özelliklerinin görüntüleri.....	75
Şekil 4.17 :Kilit bileziğinin ilk (a) ve son (b) üretimleri ile kilit kulpunun ilk (c) ve son (d) üretimleri.	76
Şekil 4.18 : Kilit sisteminin tüm üst bileşenlerinin montajı.	76
Şekil 4.19 : Kilit sisteminin tüm alt bileşenleri (a) ve bu bileşenlerin sırt tahtasına montajlanmış hali (b).	77
Şekil 4.20 : Kilit sisteminin iç mekanizması.	79
Şekil 4.21 : Kilit sisteminin genel montajı.	79
Şekil 4.22 : Üretilen KPR cihazının genel montajı.	81
Şekil 5.1 : Sistemin esneme miktarı.	84

Şekil 5.2 : 50 mm strok için kuvvet (a), motor gücü (b), yer değiştirme (c) ve hız (d) sonuçları.	86
Şekil 5.3 : 60 mm strok için kuvvet (a), motor gücü (b), yer değiştirme (c) ve hız (d) sonuçları.	86
Şekil 5.4 : 50 mm strok için hareket analizinin sıralı görüntüleri.....	87
Şekil 5.5 : 60 mm strok için hareket analizinin sıralı görüntüleri.....	86
Şekil 5.6 : 50 mm (a) ve 60 mm (b) kompresyonlar için anlık kompresyon derinliğinin matematiksel model ve hareket simülasyonu sonuçlarının karşılaştırılması.	89
Şekil 5.7 : 50 mm (a) ve 60 mm (b) kompresyonlar için anlık kompresyon hızının matematiksel model ve hareket simülasyonu sonuçlarının karşılaştırılması.	90
Şekil 5.8 : Orijinal deneysel sonuçlar (a), yüksek çözünürlüklü grafik (b) ve bu grafikten elde edilen dikey çizgilerle örneklenmiş noktalar (c).	92
Şekil 5.9 : Corpuls, LUCAS II ve CardiS'in piston yer değiştirme sonuçları.	93
Şekil 5.10 : Corpuls, LUCAS II ve CardiS'in piston hız sonuçları.	93
Şekil 5.11 : Corpuls, LUCAS II ve CardiS'in standart KPR testleri.	95
Şekil 5.12 : CardiS ve LUCAS II'nin 1 dakikalık kompresyon derinliği sonuçları. .	97
Şekil 5.13 : CardiS ve LUCAS II'nin 5 dakikalık kompresyon derinliği sonuçları. .	97
Şekil 5.14 : CardiS ve LUCAS II'nin 10 dakikalık kompresyon derinliği sonuçları.	98
Şekil 5.15 : CardiS ve LUCAS II cihazlarının kompresyon ve dekompresyon zamanlamaları. 1. LUCAS II'nin kesintisiz kompresyonunun sonu. 2. LUCAS II'nin kesintiye uğramış kompresyonunun sonu. 3. CardiS'in kompresyonunun sonu. 4. LUCAS II'nin kompresyonunun sonu. 5. CardiS'in dekompresyonunun sonu. 6. LUCAS II'nin dekompresyonunun sonu. 7. CardiS ve LUCAS II'nin bir sonraki göğüs kompresyonunun başlangıcı.....	99
Şekil 5.16 : CardiS ve LUCAS II cihazlarının ivme ölçüm test düzenekleri.	102
Şekil 5.16 : CardiS ve LUCAS II cihazlarının ivme ölçüm sonuçları.	102
Şekil A.1 : RRC-2054 batarya (a) ve RRC-PMM240 batarya yönetim kartı (b). ..	119
Şekil A.2 : STG-800 Mini PLC (a) ve ST-Link programlayıcı.	119
Şekil A.3 : Mighty Zap L12-64PT-3 aktüatör (a) ve aktüatör kontrol kartı (b).	119
Şekil A.4 : Tuş takımı (a) ve DC konektör (b).	119
Şekil A.5 : Maxon DEC Modüle 50/5 motor kontrol kartı.	120
Şekil A.6 : DC voltaj regülatörleri.	120
Şekil A.7 : Buzzer (a), Potansiyometre (b) ve USB (c).	120
Şekil A.4 : GSM120B20-R7B medikal adaptör (a) ve LED seti (b).	120
Şekil B.1 : Biyel üst parça (a) ve biyel alt parça (b).	121
Şekil B.2 : Biyel pimleri (a) ve iç pistonlar (b).	121
Şekil B.3 : İç piston yatakları (a), yay kanalları (b) ve dekompresyon yayları (c)..	121
Şekil B.4 : Kavrama merkezleme rulmanı.	122
Şekil B.5 : Elektromanyetik kavrama ve kavrama diski.	122
Şekil B.6 : Çift krank ve krank kaynak aparatı (ilk üretim).	122
Şekil B.7 : Yatay kol ile şasi bağlantı parçasının ilk (a) ve son (b) üretimi.	123
Şekil B.8 : Yatay kol ile dik kol bağlantı parçasının ilk (a) ve son (b) üretimi.	123
Şekil B.9 : Yatay kollar.....	123
Şekil B.10 : Yarı burç (a) ve dik kol üst parça (b).	123
Şekil B.11 : Dik kol alt parça ilk (a) ve son üretim (b).	124
Şekil B.12 : Dişli kutusu montajından önce planet dişliye gres yağı uygulaması. ..	125
Şekil B.13 : Üst kilit sıkma halkası ve tüm üst kilit bileşenleri.	125

Şekil B.14 : Tüm alt kilit mekanizması bileşenleri.....	125
Şekil B.15 : Alt kilit iç mekanizması (a) ve tüm alt kilit sisteminin (b) ilk üretimleri	126
Şekil B.16 : Doğrusal potansiyometre mekanizmasının alt kilit sistemine montajı.	126





ÖZEL BİR PİSTON VE KİLİT MEKANİZMASINA SAHİP YÜKSEK BAŞLANGIÇ İVMELİ GÖĞÜS KOMPRESYON CİHAZININ TASARIMI, SİMÜLASYONU VE ÜRETİMİ

ÖZET

Kalp durması, kalbin dolaşımı sürdürebilecek yeterlilikte kan pompalama yetisini kaybetmesi durumudur. Bu durum, hipertansiyon ve damar tıkanıklığı gibi çeşitli kardiyovasküler hastalıkların yanı sıra boğulma, kaza ve elektrik çarpması gibi dış etkenler nedeniyle ortaya çıkabilir. Kalp durmasının tüm vakalarında uygulanması gereken evrensel müdahale yöntemi ise kardiyopulmoner resüsitasyon (KPR) olup, bu müdahalenin temel bileşeni göğüs kompresyonudur. Etkili bir KPR uygulaması için göğüs kompresyonlarının kalitesi kritik bir öneme sahiptir. Amerikan Kalp Derneği (AHA) yönergeleri, kalp durması vakalarında ilk tercih olarak önerilen KPR tekniğinin standart manuel KPR olması gerektiğini vurgulamaktadır. Manuel KPR'nin temel avantajı, doğru uygulandığında hastanın hayatta kalma şansını önemli ölçüde artırmasıdır; ancak bu yöntemin, kurtarıcının fiziksel durumu, yorgunluk seviyesi ve uygulama süresi gibi değişkenler nedeniyle tutarlılık ve etkinlik açısından sınırlamaları bulunmaktadır. Bu sınırlamaları aşmak ve daha stabil, ritmik ve etkin göğüs kompresyonları sağlamak amacıyla son yıllarda birçok mekanik KPR cihazı geliştirilmiştir.

Geliştirilen bu cihazlar, AHA tarafından önerilen standart KPR parametrelerine ulaşabilmelerine rağmen, çeşitli randomize klinik ve gözlemsel çalışmalardan elde edilen hayatta kalma oranları, ortalama manuel KPR ile elde edilen sonuçların gerisinde kalmıştır. Bu bulgular ışığında, AHA, mekanik KPR cihazlarının rutin kullanımını önermemektedir. Göğüs kompresyonunun insan gücüyle yapılmasının, mekanik cihazlara kıyasla daha avantajlı olmasının olası nedenlerinden biri, insan vücudunun başlangıç momentumunu etkili bir şekilde kullanabilme kabiliyetidir. Yüksek başlangıç momentumuna sahip kompresyonlar, dolayısıyla yüksek kütle etkisi ve başlangıç ivmesiyle uygulanan göğüs kompresyonu, kan dolaşımının daha etkin bir biçimde sağlanmasına olanak tanıyabilir. Kalbin atım sürecinin de ani bir başlangıçla, adeta bir piston hareketi gibi gerçekleştiği bilinmektedir. Ancak günümüzde kullanılan KPR cihazları, sahip oldukları piston teknolojilerinin sınırlamaları nedeniyle, insanın üst vücut kütlesiyle gerçekleştirdiği bu dürtüsel kompresyonu tam olarak taklit edememekte ve dolayısıyla yeterli başlangıç ivmesini üretme kapasiteleri sınırlı kalmaktadır.

AHA, manuel KPR uygulamalarında, kurtarıcının fiziksel kapasitesini zorlamadan kompresyon derinliği ve kalitesinin korunmasını sağlamak ve yorgunluğu minimize etmek amacıyla %50 görev döngüsü kullanılmasını önermektedir. Bu doğrultuda, mevcut KPR cihazları, AHA'nın belirlediği %50 görev döngüsüne uygun şekilde tasarlanmıştır. Bununla birlikte, son yıllarda yapılan bilimsel çalışmalar, daha düşük görev döngülerinin, ileriye doğru kan akışını artırma potansiyeline sahip olduğunu ortaya koymuştur. “İleriye doğru kan akışı”, kalpten çıkan ve sistemik dolaşıma katılan

kanın etkinliğini ifade eder; bu akışın artırılması, organlara ve dokulara daha fazla oksijenli kanın taşınmasını sağlar. Ayrıca, bu araştırmalar, düşük görev döngüsünün kan dolaşımının artması ve resüsitasyon sonuçlarının iyileşmesi gibi hemodinamik etkiler üzerinde olumlu sonuçlar doğurabileceğine dair bulgular sunmaktadır.

Mevcut KPR cihazları, kalp durması anlarında hızlı ve etkili müdahale sağlama hedefi güderken, kurulum aşamasında sıkça zorluk yaşanmaktadır. Cihazın hastanın gövdesine uygun şekilde yerleştirilmesi, hizalanması ve sabitlenmesi, genellikle zaman alıcı ve teknik bilgi gerektiren bir süreçtir. Bu kurulum zorlukları, cihazın ergonomik tasarımı, kullanıcı arayüzü ve taşıma koşullarına bağlı olarak değişiklik göstermekte olup, acil durumlarda kritik zaman kaybına neden olabilir. Bu da resüsitasyon sürecinin etkinliğini doğrudan etkileyebilir ve hastanın iyileşme şansını azaltabilir. Bu bağlamda, cihazların kurulum süreçlerinin sadeleştirilmesi ve kullanıcı dostu hale getirilmesi, acil durum müdahalelerini hızlandırmak adına kritik bir gereklilik olarak öne çıkmaktadır.

Bu tez çalışmasında, mevcut KPR cihazlarının eksikliklerini gidermek ve kalp masajı etkinliğini artırmak amacıyla, CardIS adı verilen yenilikçi bir otomatik KPR cihazı geliştirilmiş ve üretilmiştir. Geliştirilen bu cihaz, patentli piston mekanizması sayesinde, yüksek başlangıç ivmeli göğüs kompresyonları yapabilmekte ve görev döngüsünü geleneksel %50 seviyesinden daha düşük oranlarda uygulayarak, ileriye doğru kan akışını maksimize etmeyi amaçlamaktadır. Bu benzersiz piston mekanizması, çift kaydırıcı krank, dinamik biyel ve özel güç aktarma organları gibi bileşenlerle donatılmış olup, mevcut cihazlarda kullanılan klasik piston mekanizmalarından belirgin bir şekilde ayrılmaktadır. Ayrıca, cihazın taşınabilir ve kompakt yapısı, ayarlanabilir ve daha tutarlı kompresyon derinliği sunma yeteneği ile optimize edilmiştir. Cihazın hastaya hızlı ve zahmetsiz bir şekilde entegre edilebilmesi için ise, radyal ve eksenel kilitleme özelliklerine sahip otomatik sekiz dilli bayonet kilit mekanizması geliştirilmiş ve üretilmiştir. Herhangi bir hizalama gerektirmeyen ve daha düşük kuvvetle kitleme sağlayan bu kilit sistemi sayesinde KPR cihazları için kritik bir öneme sahip olan hızlı kurulum işlemi etkili bir şekilde gerçekleştirilebilmektedir. Bu özellikleriyle, geliştirilen cihazın manuel KPR'ye kıyasla kardiyak fonksiyonları daha hassas bir şekilde taklit ederek, ani kalp durması vakalarında mortalite oranlarını anlamlı ölçüde azaltma potansiyeline sahip olduğu öngörülmektedir.

Cihazın mekanik tasarımı, kalp masajı sırasında optimal bası ve ritmin sağlanabilmesi amacıyla, yapısal dayanıklılık, ergonomi ve işlevsellik unsurları göz önünde bulundurularak titizlikle kurgulanmıştır. Gövde malzemesi seçiminde, geleneksel karbon fiber ve fiberglas yerine, en uygun termoplastik malzemenin uygulanabilirliği, çok boyutlu analizlerle kapsamlı bir şekilde değerlendirilmiştir. Bu süreçte, mesafe tabanlı sezgisel bulanık Çok Kriterli Karar Verme (ÇKKV) yöntemleri etkin bir araç olarak kullanılmıştır. Ayrıca, cihazın teleskopik uzama mekanizması, yatay kolların hastaya uygun şekilde manuel olarak sağa-sola ve yukarı-aşağı hareket ettirilmesine olanak tanıyacak biçimde tasarlanmıştır, böylece cihaz farklı hasta anatomilerine kolayca uyum sağlayabilmektedir. Kompresyon derinliğinin aktüatörler aracılığıyla otomatik ayarlanabilmesi için geliştirilen doğrusal potansiyometre sistemi, hastanın göğüs derinliğini yüksek doğrulukla ölçme yeteneğine sahiptir. Buna ek olarak, cihazın otomatik kilit sistemi, üretim maliyetlerini düşürmek ve imalat sürecini verimli hale getirmek amacıyla çok parçalı bir yapıda tasarlanmıştır. Bu modüler yapı, yalnızca üretimde esneklik sağlamakla kalmayıp, aynı zamanda bakım ve onarım süreçlerini de kolaylaştıran önemli bir avantaj sunmaktadır. Elektronik tasarım

sürecinde, cihazın güvenilir ve doğru bir şekilde çalışabilmesi için gerekli elektronik bileşenlerin seçim ve entegrasyonu titizlikle ele alınmıştır. Cihazın gövde tasarımında elektronik bileşenler için ayrılan alan, bu bileşenlerin optimal bir şekilde yerleştirilmesini gerektirdiğinden, güç dağıtımı ve yönetimini sağlayan güç kartı ile sistemin genel kontrolünü gerçekleştiren ana kart olmak üzere iki ayrı devre kartı tasarlanmış ve üretilmiştir. Sistemin yazılımı, konum ve hız bilgisi sağlayan Hall sensörleri ile donatılmış fırçasız DC motorun sürülmesi ve bu motorun hızının yüksek hassasiyetle kontrol edilebilmesi için STM32F091 mikrodenetleyici kullanılarak C dilinde geliştirilmiştir. Buna ek olarak, cihazın matematiksel modeli, kalp masajı sırasında uygulanan anlık kompresyon derinliği, hız ve ivme gibi hayati parametrelerin yüksek doğrulukla ölçülmesi ve analiz edilmesi amacıyla oluşturulmuştur.

Geliştirilen cihazın üretim süreci üç aşamada ele alınmıştır. İlk aşamada, kompresyon modülünün üretimi, işlevsel gereksinimlere uygun olarak planlanmış ve yürütülmüştür. İkinci aşamada, cihazın hastanın anatomik yapısına uyum sağlayan yatay kollar ve teleskopik uzama mekanizmasının üretimi detaylandırılmıştır. Üçüncü ve son aşamada ise cihazın sırt tahtası ve bayonet kilit mekanizmasının üretimi gerçekleştirilmiştir. Her bileşenin tasarımı, üretim teknikleri ve kullanılan malzemeler titizlikle incelenmiş, böylece cihazın işlevselliği ve güvenilirliği artırılmıştır. Karmaşık tasarımlar için 3B yazıcı teknolojisi kullanılarak endüstriyel ölçekte ve maliyet etkin bir süreç benimsenmiştir. Bu yöntem, tekrarlı üretim süreçlerini kolaylaştırmanın yanı sıra düşük hacimli üretim ihtiyaçlarına da önemli avantajlar sunmuştur. 3B yazıcı teknolojisinin üretim sürecinde sağladığı esneklik, maliyet etkinliği ve hız avantajları, özellikle hızlı prototipleme ve özelleştirilmiş üretim süreçlerinde dikkate değer iyileştirmeler sağlamıştır.

KPR cihazının performansını değerlendirmek amacıyla yapılan testler üç temel kategoriye ayrılmıştır. İlk olarak, CardiS cihazının piston mekanizmasının statik kuvvet analizi ANSYS yazılımı ile yapılmış, hareket simülasyonu ise Altair Inspire platformunda gerçekleştirilmiştir. Simülasyon sonuçları, LUCAS II ve Corpuls cihazlarıyla kıyaslanmıştır. Bu değerlendirme sırasında, cihazların anlık ivme, ortalama ivme ve maksimum hız gibi kritik parametreleri detaylı bir şekilde incelenmiştir. İkinci olarak, CardiS ve LUCAS II cihazlarının performansları, CPRLily PRO+ KPR mankeni üzerinde standart KPR parametreleri temel alınarak karşılaştırılmıştır. Bu kapsamda, her iki cihaz da dakikada 100 kompresyon yapacak şekilde ayarlanmış ve 1, 5 ve 10 dakikalık periyotlar halinde test edilmiştir. Her iki cihazın da tam geri tepme yeteneği gösterdiği tespit edilmiş, ancak CardiS cihazının kompresyon derinliğinde daha yüksek bir tutarlılık sağladığı belirlenmiştir. Kesintisiz kompresyon uygulaması tercih edildiği için kompresyon fraksiyonu ölçümüne ihtiyaç duyulmamıştır. Elde edilen bulgular, her iki cihazın da AHA yönergelerinde belirtilen KPR standartlarını karşıladığını, ancak CardiS cihazının kompresyon derinliği konusunda daha istikrarlı bir performans sergilediğini göstermiştir. Ayrıca, video analiz yöntemiyle yapılan incelemelerde, cihazların göğüs kompresyon zamanlamaları detaylı bir şekilde değerlendirilmiş ve bu analizler, CardiS cihazının standartlara uyumunu objektif olarak ortaya koymuştur. Son olarak, CardiS ve LUCAS 3 cihazlarının pistonlarına entegre edilen ivme sensörlerinden elde edilen anlık ivme verileri karşılaştırılarak, her iki cihazın performans dinamikleri detaylı bir şekilde analiz edilmiştir. Yapılan bu ölçümler, CardiS cihazının ivme ve performans parametreleri açısından üstün bir başarı sergilediğini ve bu başarıların, KPR uygulamaları için yeni bir standart oluşturma potansiyeline sahip olduğunu göstermiştir.



DESIGN, SIMULATION, AND FABRICATION OF A HIGH INITIAL ACCELERATION AUTOMATIC CHEST COMPRESSION DEVICE WITH A SPECIAL PISTON AND LOCKING MECHANISM

SUMMARY

Cardiac arrest is a condition in which the heart cannot pump enough blood to sustain circulation. This condition can be caused by various cardiovascular diseases such as high blood pressure and vascular occlusion, as well as external factors such as choking, accident, and electric shock. The universal intervention method that should be applied in all cases of cardiac arrest is cardiopulmonary resuscitation (CPR), the main procedure of which is chest compressions. The quality of chest compressions is of vital importance for the effectiveness of CPR. The American Heart Association (AHA) guidelines emphasize that the first-choice CPR technique recommended in cases of cardiac arrest should be standard manual CPR. The primary advantage of manual CPR is that it significantly enhances the patient's survival chances when executed correctly. However, this method has limitations regarding consistency and effectiveness due to variables such as the rescuer's physical condition, level of fatigue, and duration of the execution. To overcome these limitations and ensure more consistent, rhythmic, and effective chest compressions, many mechanical CPR devices have been developed in recent years.

Although these developed devices can reach the standard CPR parameters recommended by the AHA, survival rates obtained from various randomized clinical and observational studies have fallen behind the results obtained with average manual CPR. In light of these findings, the AHA does not recommend the routine use of mechanical CPR devices. One of the possible reasons why chest compressions performed by human power are more advantageous than mechanical devices is the ability of the human body to effectively utilize initial momentum. Compressions with high initial momentum, therefore high mass effect, and chest compressions applied with initial acceleration can allow for more effective blood circulation. It is also known that the cardiac contraction initiates abruptly, akin to the motion of a piston. However, current CPR devices cannot fully mimic this impulsive compression performed by the human upper body mass due to the limitations of their piston technologies, and therefore their capacity to produce sufficient initial acceleration remains limited.

The AHA recommends using a 50% duty cycle in manual CPR execution to ensure compression depth and quality are maintained without straining the rescuer's physical capacity and to minimize fatigue. Accordingly, current CPR devices are designed to comply with the 50% duty cycle specified by the AHA. However, scientific studies conducted in recent years have shown that lower duty cycles have the potential to increase forward blood flow. "Forward blood flow" refers to the efficiency of blood leaving the heart and entering the systemic circulation; increasing this flow allows more oxygenated blood to be carried to the organs and tissues. In addition, these studies provide evidence that lower duty cycles may have positive results on

hemodynamic effects such as increased blood circulation and improved resuscitation outcomes.

While current CPR devices aim to provide rapid and effective intervention in cases of cardiac arrest, they often experience difficulties during the installation phase. Proper placement, alignment, and fixation of the device to the patient's body is often a time-consuming process that requires technical knowledge. These installation difficulties vary depending on the ergonomic design of the device, user interface and carrying conditions, and can cause critical time loss in emergency situations. Such delays can directly impact the efficacy of the resuscitation process and consequently diminish the patient's chances of recovery. In this context, simplifying the installation processes of the devices and making them user-friendly stands out as a critical requirement to accelerate emergency interventions. Addressing these issues is paramount to ensuring that CPR devices can be deployed swiftly and effectively in critical moments, thereby optimizing the overall effectiveness of resuscitation efforts and increasing the likelihood of patient survival.

In this thesis, an innovative automatic CPR device called CardiS has been developed and fabricated to eliminate the deficiencies of existing CPR devices and to increase the effectiveness of cardiac massage. Thanks to its patented piston mechanism, the device can perform high initial acceleration chest compressions and aims to optimize forward blood flow by applying the duty cycle at rates lower than the conventional 50% level. This unique piston mechanism is equipped with components such as a double-slider crank, a dynamic conrod, and specialized power transmission elements, distinguishing it significantly from the conventional piston mechanisms utilized in existing devices. Furthermore, the portable and compact structure of the device is optimized with the ability to provide adjustable and more consistent compression depth. To facilitate the rapid and effortless integration of the device onto the patient, an automatic eight-bolt bayonet lock mechanism with radial and axial locking features has been developed and fabricated. Thanks to this locking system, which does not require any alignment and provides locking with lower force, the rapid installation process, which is of critical importance for CPR devices, can be effectively performed. Given these attributes, it is anticipated that the CardiS device holds significant potential for reducing mortality rates in cases of sudden cardiac arrest by more accurately replicating cardiac functions compared to manual CPR.

The mechanical design of the device has been meticulously designed considering structural durability, ergonomics, and functionality to provide optimal compression and rhythm during cardiac massage. In the selection of body material, the applicability of the most suitable thermoplastic material instead of conventional carbon fiber and fiberglass has been comprehensively evaluated with multi-dimensional analyses. In this process, distance-based intuitionistic fuzzy Multi-Criteria Decision Making (MCDM) methods have been used as an effective tool. Moreover, the telescopic extension mechanism of the device has been meticulously engineered to allow for the manual lateral and vertical adjustment of the horizontal arms, thereby enabling precise alignment with the patient's body. This design feature ensures that the device can be readily adapted to accommodate varying patient anatomies, enhancing its versatility and effectiveness in diverse clinical scenarios. The linear potentiometer system developed for automatic adjustment of compression depth via actuators can measure the patient's chest depth with high accuracy. In addition, the automatic locking system of the device has been designed in a multi-piece structure to reduce production costs and make the fabrication process efficient. This modular structure offers an important

advantage that not only provides flexibility in production but also facilitates maintenance and repair processes. During the electronic design process, the selection and integration of the necessary electronic components for the reliable and accurate operation of the device have been meticulously considered. Since the space allocated for electronic components in the body design of the device required the optimal placement of these components, two separate circuit boards were designed and fabricated: the power board, which provides power distribution and management, and the main board, which performs the general control of the system. The system software has been developed in C language using the STM32F091 microcontroller to drive the brushless DC motor equipped with Hall sensors providing position and speed information and to control the speed of this motor with high precision. The software design aimed to effectively and reliably perform critical functions such as motor control and processing of sensor data. In addition, the mathematical model of the device has been created to measure and analyze vital parameters such as instant compression depth, speed, and acceleration applied during heart massage with high accuracy.

The fabrication process of the developed device has been systematically structured into three distinct phases, each addressing specific aspects of the device's functionality and design requirements. In the first phase, the fabrication of the compression module has been meticulously planned and executed, ensuring that all components adhere strictly to the functional requirements necessary for effective performance. The second phase focused on fabricating the horizontal arms and telescopic extension mechanism, designed to adapt to various patient anatomic structures. In this phase, the components have been carefully engineered to ensure they offer the needed range of motion and stability during resuscitation. The third and final phase involves the production of the backplate and bayonet locking mechanism. Throughout the entire manufacturing process, each component's design, fabrication techniques, and material choices have been subjected to thorough evaluation and continuous optimization to ensure maximum functionality and reliability of the device. An industrial-scale and cost-effective process has been adopted using 3D printing technology for complex designs. This approach not only facilitated repeatable fabrication processes but also provided significant advantages for low-volume production needs. The flexibility, cost efficiency, and speed offered by 3D printing technology have yielded substantial improvements, particularly in rapid prototyping and customized fabrication processes.

The tests conducted to evaluate the performance of the CPR device have been systematically divided into three principal categories. Firstly, a static force analysis of the CardiS device's piston mechanism has been performed using ANSYS software, while motion simulations have been carried out on the Altair Inspire platform. These simulation results have been compared with those of the LUCAS II and Corpuls devices. During this evaluation, the critical parameters of the devices such as instantaneous acceleration, average acceleration, and maximum speed have been examined in detail. Secondly, a performance comparison between the CardiS and LUCAS II devices has been performed using the CPRLily PRO+ CPR mannequin, based on standard CPR parameters. In this context, both devices have been set to perform 100 compressions per minute and tested over periods of 1, 5, and 10 minutes. It has been determined that both devices demonstrate full recoil ability, but it has been determined that the CardiS device provided a higher consistency in compression depth. Given the preference for uninterrupted compression, compression fraction measurements have not been required. The findings have indicated that both devices

meet the CPR standards outlined in the AHA guidelines, but the CardiS device has shown a more stable performance in terms of compression depth. In addition, in the examinations performed with the video analysis method, the chest compression timings of the devices have been evaluated in detail and these analyses objectively demonstrated the evidence of the CardiS device with the standards.

Lastly, instantaneous acceleration data from acceleration sensors integrated into the pistons of the CardiS and LUCAS 3 devices have been compared, resulting in a comprehensive analysis of the performance dynamics of both devices. The results of these measurements have demonstrated that the CardiS device has provided superior performance in acceleration and other key operational parameters. These advancements suggest that the device has the potential to establish a new benchmark in the field of CPR execution, offering improved standards for resuscitation efficacy.



1. GİRİŞ

Kalp durması (Kardiyak arrest), kalbin mekanik işlevini yerine getiremeyerek kan pompalayamaz hale gelmesi ve ardından hayati organları (kalp, beyin vb.) besleyen kan dolaşımının kesintiye uğraması sonucu meydana gelen, ölümcül bir tıbbi durumdur. Ani kalp durması ise, bilinen bir nedeni olmayan beklenmedik bir kalp durmasıdır ve kardiyovasküler hastalıklardan kaynaklanan ölümlerin yarısından sorumludur [1, 2]. Kalp durması ile kalp krizi (miyokard enfarktüsü) birbirine karıştırılmamalıdır. Kalp krizi, oksijen bakımından zengin kanın, tıkanmış bir damardan dolayı kalbin belirli bir bölümüne ulaşmasının engellenmesi sonucunda meydana gelen dolaşımsal bir sorunken; ani kalp durması, kalpte düzensiz kalp atışına (ritim) neden olan elektriksel bir sorundur. Ani kalp durmasının olağan nedeni, kalbin elektriksel iletim sisteminin düzgün çalışmaması sonucu ortaya çıkan anormal kalp ritimleridir. Kalp durması vakaları, Elektrokardiyografi (EKG- Electrocardiography) ritmine göre dört ana kategoriye ayrılır: Ventriküler Fibrilasyon (VF- Ventricular Fibrillation), Ventriküler Taşikardi (VT- Ventricular Tachycardia), Nabızsız Elektriksel Aktivite (PEA- Pulseless Electrical Activity) ve Asistoli. VF sırasında, ventriküller (karıncıklar) dakikada 500 vuruşa varan hızda kasılır. Bu hızlı ve düzensiz kasılmalar sonucunda kalp etkili bir şekilde pompalama yapamaz ve EKG'de düz bir çizgiye yakın titreşimli bir ritim gözlemlenir. VT ise kalp karıncıklarının dakikada 100 vuruşun üzerinde hızla kasılmasıyla karakterize edilen ani ve hızlı kalp çarpıntısıdır. Bu iki kalp durması vakası şoklanabilir kalp ritimleri olarak adlandırılır. PEA, kalpte elektriksel aktivitenin devam etmesine rağmen, sol karıncık atım hacminin nabız alınabilecek seviyede olmaması durumudur. Son olarak, halk arasında düz çizgi olarak da bilinen asistoli, kalbin elektriksel aktivitesinin tamamen durması ve kan akışının olmaması durumunu ifade eder. Bu iki kalp durması durumu da şoklanamayan ritimler olarak sınıflandırılır. Kalp durması, genellikle şoklanabilir ritimlerle başlayıp erken müdahale edilmediğinde şoklanamayan ritimlere dönüşür. Şoklanamayan ritimlerin daha yaygın görülmesinin nedeni, vakaların çoğunun ev gibi hastane dışı ortamlarda gerçekleşmesi ve bu nedenle ilk müdahale süresinin uzun olmasıdır. Kalp durması esnasında, hayati organlara kan dolaşımını sağlamaya yönelik acil tıbbi müdahale

yöntemi Kardiyopulmoner Resüsitasyon' dur (KPR- Cardiopulmonary Resuscitation) [3]. KPR'deki ana müdahale ise, kalp masajı olarak da adlandırılan göğüs kompresyonudur. Göğüs kompresyonu genel olarak her iki el ile göğüs kemiği baskı uygulanarak kalbin vertebral kolon (omurga) ile sternum (göğüs kemiği) arasında sıkıştırılması işlemidir. Bu sayede kalpteki kan hayati organlara iletilebilir ve bu organlarda enfarktüs (doku ölümü) önlenabilir. Ayrıca kalp şok edilebilir bir ritme ulaşabilir ve kalbin yeniden başlama olasılığı artabilir [4]. Bu nedenle, göğüs kompresyonunun kalitesi, kalp durmasında sağ kalım için hayati öneme sahiptir [5, 6].

Göğüs kompresyonunun etki mekanizması tam olarak bilinmemekle birlikte günümüzde iki teori kabul edilmektedir: Kardiyak Pompa Teorisi [7] ve Torasik Pompa Teorisi [8]. Kardiyak Pompa Teorisi'ne göre göğüs kompresyonu sırasında kalp, omurga ile göğüs kemiği arasında sıkıştıkça karıncıkların iç basıncı artar. Artan bu basınç, kanın aort ve akciğerlere pompalanmasını sağlar. Torasik Pompa Teorisi'nde ise göğüs kompresyonu ile kalp, akciğer ve göğüs boşluğundaki basınç artar. Artan bu basınçla birlikte kan hayati organlara pompalanır. Bu nedenle, Kardiyak Pompa Teorisi doğrudan kalbe etki ederek kan dolaşımını iyileştirmeye odaklanırken, Torasik Pompa Teorisi göğüs kafesi hacmindeki değişiklikleri optimize ederek kan dolaşımını artırmaya çalışır. İki teori arasındaki temel fark, Kardiyak Pompa Teorisi'nin kalbin tüm kapaklarını (Triküspid, Pulmonik, Mitral ve Aort) işlevsel olarak kabul etmesi, Torasik Pompa Teorisi'nde ise kalp kapakçıklarının hiçbirinin işlevsel olarak değerlendirilmemesidir.

Amerikan Kalp Derneği (AHA- American Heart Association) ve Avrupa Resüsitasyon Konseyi (ERC- European Resuscitation Council), yetişkinlere yüksek kalitede KPR sağlamak için gereken uluslararası standartları belirlemiştir. Bu standartlara göre, önerilen KPR tekniği manuel KPR'dir ve yüksek kaliteli KPR sağlanabilmesi için aşağıdaki koşulların karşılanması gerekmektedir [5,6,9]. Göğüs kompresyon sayısı dakikada 100-120 arası, kompresyon derinliği 5-6 cm arasında olmalı; hastanın göğsüne yaslanmayarak göğsün tam geri tepmesine izin verilmeli ve kompresyon için harcanan zamanın tüm resüsitasyon süresine oranı olan göğüs kompresyon fraksiyonu en az %80 olmalıdır [5, 6, 9]. Sunulan koşullar, yüksek kaliteli manuel KPR'nin önemli düzeyde fiziksel güç gerektirdiğini göstermektedir. Ayrıca, çalışmalar, belli bir süre sonra uygulayıcının etkili göğüs kompresyon yeteneğinin yorgunluk nedeniyle azaldığını da doğrulamaktadır. Bu yorgunluk faktörü tutarsız göğüs kompresyon

oranlarına ve yetersiz kompresyon derinliklerine neden olabilir [10, 11]. Bu nedenle, AHA, mümkünse KPR sırasında kurtarıcının her iki dakikada bir değiştirilmesini ve yorgunluk faktörünü azaltmak ve göğüs kompresyonlarının tutarlılığını artırmak amacıyla %50 görev döngüsü kullanılmasını önerir. Ek olarak, hasta nakli ve personel değişimi sırasındaki göğüs kompresyon kesintileri de KPR etkinliğini olumsuz etkileyebilir [12]. Ayrıca, göğüs kompresyonu hastane dışında, profesyonel olmayan kişiler tarafından (ortalama manuel KPR olarak adlandırılır) yapılıyorsa, erken müdahale edilememe, yanlış el pozisyonu, göğsün tam olarak geri çekilememesi gibi faktörler de yukarıda belirtilen olumsuz etkilere eklenir. Belirtilen zorlukların üstesinden gelmek ve sınırlı insan etkileşimi ile yüksek kaliteli göğüs kompresyonları sağlamak amacıyla 1960'ların başından beri birçok mekanik KPR cihazı geliştirilmiştir [13].

1.1 Tezin Amacı

Mevcut KPR cihazları, kullandıkları piston mekanizmalarından kaynaklanan sınırlamalar nedeniyle manuel KPR ile karşılaştırıldığında daha üstün sonuçlar elde edememekte ve akciğer laserasyonu, karaciğer ve pankreas rüptürü gibi komplikasyonlara neden olmaktadır. Bu nedenle, AHA ve ERC mekanik KPR cihazlarının rutin kullanımını önermemektedir. Literatür incelendiğinde, etkili bir KPR'nin yüksek ivmeli göğüs kompresyonu ile gerçekleştirilebileceğine ve mevcut cihazların da uyguladığı manuel KPR için yorgunluk faktörünü azaltmak amacıyla önerilen %50 görev döngüsü yerine %30 ve %33 gibi daha düşük görev döngülerinin çok daha etkili sonuçlar doğurabileceğine dair birçok çalışma bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında, yüksek başlangıç ivmeli göğüs kompresyonu yapabilen, görev döngüsü temel kardiyak zamanlamadan farklı ve patentli bir piston mekanizmasına sahip yeni bir KPR cihazının geliştirilmesi amaçlanmıştır. Geliştirilen cihaz, taşınabilir ve kompakt yapısı, ayarlanabilir ve daha tutarlı kompresyon derinliği sunması, hızlı kurulum için manuel hizalama gerektirmeyen otomatik kilit mekanizmasına sahip olması gibi özellikleriyle de mevcut cihazlardan ayrılmaktadır. Bu sayede, kalbi manuel KPR'den daha iyi taklit edebilen ve bunun sonucunda ani kalp durmasından kaynaklanan ölüm oranının düşmesini sağlayacak bir cihazın literatüre kazandırılması hedeflenmiştir.

Bu tez çalışmasının ikincil amacı, geliştirilen otomatik KPR cihazının gövdesi için en

uygun termoplastik malzemeyi seçmek ve bu gövdenin, pahalı malzemeler olan karbon fiber veya cam elyaf yerine, bu termoplastik malzemelerle de üretilebileceğini göstermektir. Bu durum, KPR kalitesinin sağlanması ve cihaz maliyetinin yönetilmesi açısından büyük önem taşımaktadır. Malzeme alternatiflerinin değerlendirilmesi sürecinde ekonomik uygulanabilirlik, üretilebilirlik ve yapısal özellikler gibi çeşitli faktörler dikkate alınmalıdır. Bu nedenle, en uygun malzemenin belirlenmesi için karar verme sürecinde birden fazla bakış açısı göz önünde bulundurulmalıdır. Bu bağlamda, Çok Kriterli Karar Verme (ÇKKV- Multi-Criteria Decision Making) yaklaşımı, farklı ve birbiriyle çelişen kriterleri kapsamlı bir şekilde ele alarak sorunu çözmede etkili bir araç olarak öne çıkmaktadır. Ancak, karar verme aşamasında, özellikle farklı kriterleri karşılaştırırken tereddüt yaşanabilir. Bu gibi durumlarda, ÇKKV yaklaşımının bulanık bir uzantısının kullanılması, karar vericinin değerlendirmelerindeki tereddüt ve belirsizlikleri yönetme açısından avantajlı olabilir. Bu nedenle bu tez çalışmasında karmaşık karar verme süreçlerini etkili bir şekilde ele alan ve birbiri ile çelişen birçok kriteri dikkate alarak en uygun alternatifi sıralamayı ve seçmeyi amaçlayan mesafe tabanlı sezgisel bulanık ÇKKV yöntemleri kullanılmıştır. Yaygın olarak kullanılan Öklid ve Taxicab mesafe fonksiyonlarına alternatif olarak yeni bir seçim metriği önerilmiş ve bu seçim metriği mesafe tabanlı ÇKKV yöntemlerinden sezgisel bulanık İdeal Çözüme Benzerlik Temeline Dayalı Sıralama Tekniği (TOPSIS- Technique for Order Preference by Similarity to Ideal Solution), Çok Kriterli Optimizasyon ve Uzlaşık Çözüm (VIKOR- VIšekriterijumska Optimizacija i KOMpromisno Rešenje) ve Kombinatif Mesafeye Dayalı Değerlendirme (CODAS- COmbinative Distance-based ASsessment) yöntemlerine uyarlanmıştır. Böylece, en uygun malzeme seçimi sürecinde karşılaşılan belirsizlikler etkin bir şekilde yönetilerek, hem maliyet hem de performans açısından optimize edilmiş bir cihaz gövdesi tasarımının gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır.

1.2 Literatür Araştırması

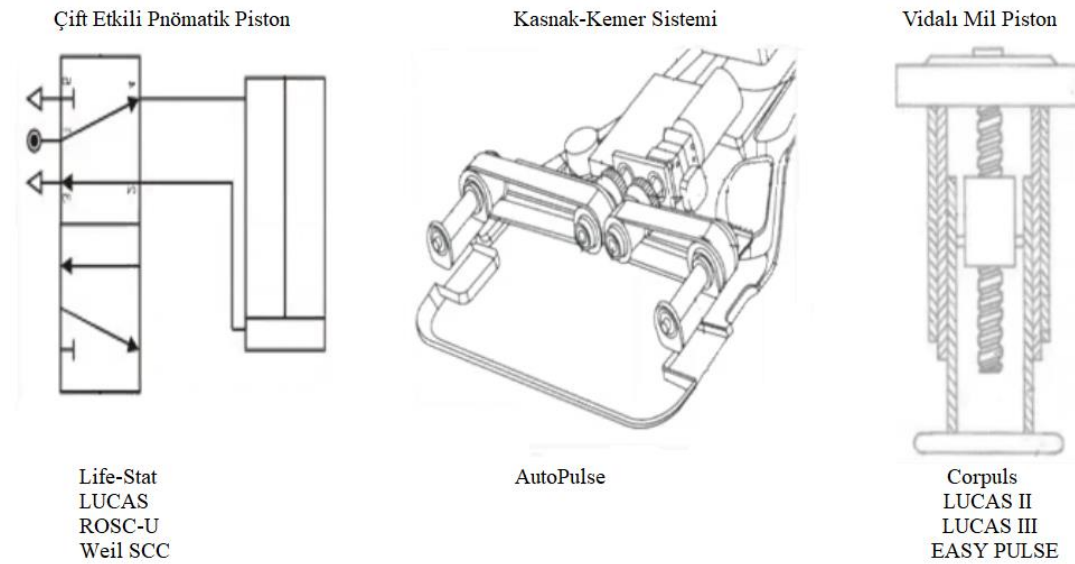
Otomatik KPR cihazları, kalp durması sırasında kalbe ve diğer hayati organlara yeterli kan akışını sağlamak amacıyla KPR yönergelerine uygun olarak etkili ve kesintisiz göğüs kompresyonları sağlayan makinelerdir [14]. Bu cihazlar, çalışma mekanizmaları, enerji tüketimleri ve mekanik-elektronik özellikleri bakımından birbirlerinden farklılık göstermektedir. Mevcut otomatik KPR cihazları, pistonla

alışan cihazlar ve yk dağıtan bantlı cihazlar olmak üzere iki temel gruba ayrılmaktadır [15]. Bu iki temel gruba ek olarak, aktif kompresyon-dekompresyon cihazları gibi farklı çalışma mekanizmalarına ve KPR tekniklerine sahip cihazlar da bulunmaktadır [16].

Pistonla alışan KPR cihazları, Kardiyak Pompa Teorisi'ne dayanır ve mekanik bir piston kullanarak göğüs kemiğine basınç uygular [7]. Yük dağıtıcı bantlı KPR cihazları ise Torasik Pompa Teorisi'ne dayanır ve göğüsün etrafını saran pnömatik bir bant kullanır [8]. Klinik ve klinik öncesi çalışmaya sunulan mekanik KPR cihazlarından ilki, 1970'lerin ortalarında Michigan niversitesi tarafından geliştirilen ve basınçlı hava ile tahrik edilen bir piston kullanan Thumper cihazıdır [17]. Piston tahrikli KPR cihazının ilk rneği olan bu cihazda, kompresyon oranı ve derinliği manuel olarak ayarlanabilmektedir. Thumper cihazından günümüze kadar Life-Stat, LUCAS, LUCAS II ve Corpuls gibi birçok farklı piston tahrikli KPR cihazları geliştirilmiştir. Life-Stat cihazı, Thumper cihazına benzer şekilde tek bir kola bağlanan bir sırt tahtasından oluşmakta ve pnömatik olarak çalışmaktadır [18]. LUCAS cihazı ise, sert bir sırt tahtasına bağlı iki kol üzerine monte edilmiş bir pnömatik silindir aracılığıyla pnömatik tahrikli olarak çalışmakta ve göğüs kompresyonunu pnömatik silindire bağlı bir yay ile sağlamaktadır [19]. Ancak, gaz tüplerinin zahmetli kullanımı ve yüksek basınçlı hava tüketimi nedeniyle tamamen elektrikli bir cihaz olan LUCAS II geliştirilmiştir [20]. Klinik uygulamalarda en yaygın kullanılan göğüs kompresyon cihazlarından biri olan LUCAS II, hastanın göğüs kemiğini sıkıştırmak için vidalı bir piston mekanizması kullanmakta ve gücünü elektrik motoruyla çalışan bir güç kaynağından almaktadır. LUCAS II cihazında da hastanın göğüsüne iletilen kuvvet çift kol ile dengelenmektedir. Benzer şekilde, Corpuls cihazı da vidalı bir piston mekanizması kullanmakta ve kompresyonu, hastanın altına yerleştirilen bir sırt tahtasına kilitlenen tek, esnek ve uyarlanabilir bir kol aracılığıyla gerçekleştirmektedir. Bu cihaz, dakikada 80 ile 120 kompresyon arasında değişen ayarlanabilir bir kompresyon frekansı ve 2-6 cm arasında kompresyon derinliği sağlamaktadır [21]. Türünün tek rneği olan AutoPulse cihazı ise, göğüs kompresyonunu sağlamak için çevresi etrafında döngüsel olarak şişip snen geniş bir yük dağıtım bandı içermektedir. Bu band, kompresyon derinliği ve hız gibi parametreleri ayarlayan kontrol sistemi, cihazın taşınabilirliğini artıran ve kesintisiz enerji sağlan piller ve şişip snme işlemlerini gerçekleştiren motorlar ile donatılmıştır. AutoPulse cihazını diğer

kompresyon cihazlarından ayıran diğer özelliği ise, göğüs çevresinin yaklaşık %20-30'u kadar bir derinliğe ulaşarak dakikada 80 kompresyon sağlamasıdır [22]. Mevcut cihazların kullandıkları piston mekanizmaları Şekil 1.1'de gösterilmektedir.

Geliştirilen bu cihazlar, AHA tarafından önerilen standart KPR parametrelerine ulaşabilse de, birçok randomize klinik ve gözlemsel çalışmada elde edilen hayatta kalma oranları ortalama manuel KPR'nin altında kalmıştır [23-25]. Bu nedenle, AHA mekanik KPR cihazlarının rutin kullanımını önermemektedir. Göğüs kompresyonunu insan gücüyle gerçekleştirmenin, mekanik bir cihazla yapılan kompresyona üstünlük sağlayabilmesinin potansiyel nedenlerinden biri, insan vücudunun başlangıç momentumunu etkili bir şekilde kullanabilme yeteneğidir. Kalp atışının ani başlangıçlı olduğu ve neredeyse bir piston darbesi gibi davrandığı bilinmektedir [26]. Manuel KPR uygulamalarında, bu ani başlangıçlı hareket, sağlayıcının üst vücut kütlesi yardımıyla sağlanabilir [27]. Başka bir deyişle, üst vücut kütlesi daha hızlı (yüksek ivmeli) göğüs kompresyonu sağlayabilir. Ancak, mevcut KPR cihazları, genellikle kullanılan piston teknolojileri sebebiyle insanların üst vücut kütlelerinden elde ettiği dürtüsel kompresyon hareketini tam olarak taklit edememekte ve bu nedenle yüksek başlangıç ivmesi sağlama kapasiteleri sınırlı kalmaktadır [27].



Şekil 1.1: Mevcut KPR cihazlarının kullandıkları piston mekanizmaları.

Literatürde, farklı piston mekanizmalarına sahip KPR cihazlarının etkinliğini ve performansını değerlendiren çeşitli çalışmalar kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Alam ve arkadaşları (2019) motor ve krank mili piston mekanizması kullanarak kompresyon frekansı (100-120/dak) ve maksimum kompresyon derinliği (6 cm)

gereksinimlerini karşılayan düşük maliyetli bir KPR cihazı geliştirmiştir [28]. Dziekan ve arkadaşları (2017) standart KPR parametrelerinden kompresyon frekansı (120/min) ve kompresyon derinliği (5 cm) gereksinimlerini sağlayan, çift kaydırıcı krank piston mekanizmasına sahip düşük maliyetli bir KPR cihazı tasarlamışlardır [29]. Toolsee ve Gooroochur (2023) kurulum süresini ve cihazın konumlandırılması sırasında meydana gelebilecek insan hatalarını azaltmak amacıyla, kendisini otomatik olarak göğüs kemiği bölgesine yerleştirebilen, kaydırıcı krank piston mekanizmasına sahip düşük maliyetli bir KPR cihazı geliştirmeye odaklanmışlardır [30]. Sadani ve arkadaşları (2018) dakikada 60 kompresyon yapabilen, çift etkili pnömatik silindir piston mekanizmasına sahip bir KPR cihazı geliştirmiştir [31]. Hague ve arkadaşları (2022) doğrusal bir kanal kullanarak hem yaşlı bireylere hem de bebeklere kompresyon sağlayan uygun fiyatlı bir KPR cihazı geliştirmiştir [32]. Benzer şekilde, Keakultanes ve arkadaşları (2022) doğrusal bir motor kullanarak dakikada 80 ile 100 kompresyon ve 4 ile 5 cm kompresyon derinliği sağlayabilen bir KPR cihazı geliştirmiştir [33]. Wei-Sung ve arkadaşları (2020) yetişkinlerden bebeklere ve hamile kadınlara kadar geniş bir hasta yelpazesine yönelik olarak tasarlanmış, kaydırıcı krank mekanizmasına sahip ve ayarlanabilir kompresyon derinliği sunan mekanik bir KPR cihazı geliştirmiştir [34]. Castillo ve arkadaşları (2009) çift silindirli teleskopik pistonlu bir KPR cihazı geliştirdiler ve bunu ağırlık, kurulum süresi ve uygulanan basınç açısından Thumper cihazıyla karşılaştırmıştır [35]. Sun ve arkadaşları (2023) geliştirdikleri KPR cihazının kompresyon basıncı ve derinliği bakımından etkinliğini manuel göğüs kompresyonu ve LUCAS II cihazıyla karşılaştıran bir deneysel çalışma yürütmüştür. Çalışmada, deneysel model olarak domuzlar kullanılmıştır [36]. Garcia ve arkadaşları (2015) vidalı piston teknolojisine sahip LUCAS II ve Corpuls cihazlarının basınç grafiklerini doğal basınç değerleriyle karşılaştırmışlardır [37]. Xingyuan ve arkadaşları (2022) pnömatik silindir piston mekanizmasına sahip bir mekanik KPR prototipi geliştirerek, kararlı kompresyon sağlama yeteneğini ve mekanik dalga modellerinin manuel dalga modellerine göre üstünlüğünü hem matematiksel hem de deneysel olarak doğrulamışlardır [38]. Al-Mutairi ve Al-Aubidy (2022) düşük maliyetli ve taşınabilir bir cihaz geliştirmeyi hedefleyerek, bu cihazın KPR, ventilasyon ve hastanın kalp atışlarının gerçek zamanlı izlenmesi gibi kritik sağlık ihtiyaçlarını karşılamasını amaçlamışlardır [39]. Alam ve arkadaşları (2018) yüksek torklu dişli DC motor ile çalışan motor krank piston mekanizmasını kullanarak, 2 inç derinlikte ve dakikada 100-120 kompresyon yapabilen bir cihaz geliştirmişlerdir [40].

Eichhorn ve arkadaşları (2017) mekanik bir göğüs modeli kullanarak LUCAS II ve Corpuls cihazlarının kan akışı ve basınç performanslarını karşılaştıran detaylı bir çalışma gerçekleştirmiştir [41]. Bu cihazların kompresyon yer değiştirme-zaman grafikleri incelendiğinde, düşük ivme ve temel kardiyak zamanlamadan farklı bir görev döngüsü gösterdikleri açıkça görülmektedir [42]. Çalışma ayrıca, kompresyon süresi veya görev döngüsünün ayarlanmasıyla daha yüksek kan akışı sağlanabileceğini öne sürmektedir.

Geliştirilen otomatik KPR cihazının gövdesinin üretiminde kullanılacak en uygun malzemenin seçiminde ÇKKV yöntemlerinden yararlanılmıştır. ÇKKV, mevcut alternatiflerin birden fazla, genellikle birbirleriyle çelişen kriterler açısından değerlendirilmesine ve bu kriterler doğrultusunda en yüksek faydayı sağlayan alternatifin seçilmesine olanak tanıyan yöntemler bütünüdür [43]. Bu yöntemlerde, en iyi alternatifler veya alternatiflerin sıralaması, bu alternatifleri her bir kriterle değerlendirilen uzmanlar tarafından belirlenir. Literatürde ÇKKV problemlerinin çözümüne yönelik her biri farklı yaklaşımlara sahip birçok yöntem geliştirilmiştir. İkili karşılaştırma yaklaşımını benimseyen Analitik Hiyerarşi Süreci (AHP- Analytic Hierarchy Process) [44], üstünlük yaklaşımını kullanan Eleme ve Seçme Gerçekliğe Dönüştürme Yöntemi (ELECTRE- Elimination Et Choix Traduisant la Realite) [45] ve mesafe tabanlı yaklaşımlara dayanan VIKOR [46], Değerlendirme Temelli Alternatif Seçme (EDAS- Evaluation Based on Distance from Average Solution) [47], CODAS [48] ve TOPSIS [49] bu yöntemlerin başlıca örneklerindendir. Ayrıca, sistem bileşenleri arasındaki neden-sonuç ilişkilerini analiz eden Karar Verme Deneme ve Değerlendirme Laboratuvarı (DEMATEL- Decision Making Trial and Evaluation Laboratory) [50], alternatifleri ve kriterleri hem niceliksel hem de anlamsal açıdan değerlendiren Aksiyomatik Tasarım [51] ve toplama operatörlerini kullanan çeşitli karar verme metodolojileri [52-54] de literatürde önemli bir yer tutmaktadır. Bu yöntemler, belirsizlikle başa çıkma yeteneğine sahip olmalarına rağmen, her bir yöntem, farklı belirsizlik varsayımlarını içermektedir. Bu farklılıklar, aynı uzman değerlendirmeleri ve kriterler kullanıldığında bile sonuçların farklılık göstermesine neden olabilir. Sağlık [55], ekonomi [56], enerji planlaması [57,58], tedarikçi seçimi [59,60], inşaat [61], ve üretim [62] gibi çeşitli disiplinlerde uygulanabilen bu yöntemlerin temel amacı, belirsizlikleri sistematik bir şekilde analiz etmek ve karar vericilere karar verme süreci boyunca etkin bir şekilde yardımcı olmaktır.

Son birkaç yılda ÇKKV yöntemlerinin kullanılması, insan yaşam kalitesinin artırılması, sağlık risklerinin en aza indirilmesi ve sağlık kaynaklarının kullanımının optimize edilmesi açısından önem kazanmıştır. İnsan refahını etkileyen karmaşıklık ve kritik faktörler nedeniyle, sağlık alanında karar vermek oldukça zordur. Bu nedenle, atık yönetimi, hastane hizmet kalitesi, tıbbi ekipman seçimi, sağlık personeli seçimi ve risk yönetimi gibi çeşitli alanlarda çok sayıda çalışma gerçekleştirilmiştir. Chang (2014), özel ve kamu hastanelerinin hizmet kalitesini bulanık VIKOR yöntemiyle karşılaştırarak, farklı hastane türlerinin hizmet kalitesindeki farklılıkları belirlemeye çalışmıştır [63]. Büyüközkan ve arkadaşları (2011) hizmet kalitesi kavramını ve faktörlerini incelemiş ve bu faktörlerin değerlendirilmesi için bulanık AHP yöntemini kullanmıştır [64]. Ren ve arkadaşları (2017) Çin'deki tıbbi kaynakların tahsisini optimize etmek ve tıbbi bakım sistemlerinin girdi-çıktı verimliliğini artırmak için sezgisel bulanık ÇKKV yönteminin termodinamik bir yaklaşımını önermiştir [65]. Bu yöntemi Ağırlıklı Ortalama Operatörü (WAO- Weighted Average Operator) ve sezgisel bulanık TOPSIS yönteminin sonuçlarıyla karşılaştırarak önerilen yöntemin üstünlüklerini ortaya koymuşlardır. Mishra ve arkadaşları (2020) sağlık hizmetleri atıklarının bertaraf alternatiflerini değerlendirmek ve sıralamak amacıyla sezgisel bulanık küme tabanlı yeni bir EDAS yaklaşımı önermiştir [66]. Bu yaklaşım, sağlık atık yönetimi alanında karar verme süreçlerinin iyileştirilmesine katkıda bulunmayı hedeflemektedir. Bahraminasab ve Jahan (2011) insan yaşam kalitesini artırmak için VIKOR yöntemini kullanarak diz protezinin femoral bileşeni için en uygun malzemenin seçimini tartışmıştır [67]. Manupati ve arkadaşları (2021) tıbbi atıkları etkili bir şekilde rafine etmek için bulanık VIKOR yöntemini kullanmış, en iyi sağlık hizmeti atık bertaraf tekniğini seçmiş ve önerilen bu metodolojinin sağlamlığını kontrol etmek amacıyla bunu bulanık TOPSIS ile karşılaştırmıştır [68]. Ortiz-Barrios ve arkadaşları (2020), hastanelerin afet hazırlığı sıralamasını belirlemek için TOPSIS, bulanık AHP ve bulanık DEMATEL yöntemlerini kullanmışlardır [69]. Ahmed ve Ali (2020) plastik cerrahi ihtiyacı olan hastaların farklı kriterlere göre cerrah seçimlerini bulanık TOPSIS yöntemi ve yeni bir optimizasyon modeli ile incelemişlerdir [70]. Bu çalışma, hasta memnuniyeti ve tedavi başarısı açısından cerrah seçiminin önemini vurgulamaktadır. Zhang ve arkadaşları (2019) seçim süreci için TOPSIS tekniğini kullanarak karşılaştırılabilir özellikler sergileyen birden fazla kemik nakli replasman materyali arasından en uygun materyal seçimini belirleme sürecine odaklanmışlardır [71]. Bu çalışma, biyomedikal mühendislik alanında malzeme seçiminin

karmaşıklığını ve önemini göstermektedir. Das ve arkadaşları (2021) kalça implantlarının plastik asetabuler soketi için Yüksek Yoğunluklu Polietilen (HDPE- High-Density Polyethylene) ve Hidroksiapatit (HA- Hydroxyapatite) farklı oranlarda karıştırılmasıyla oluşturulan HDHA-10,20,30 polimer karışımlarını üretmişlerdir; daha sonra mekanik özelliklere ve aşınma sonuçlarına göre en uygun karışımı belirlemek için TOPSIS yöntemini kullanmışlardır [72]. Mardani ve arkadaşları (2021) son otuz yılda sağlık ve tıbbi sorunların çözümünde kullanılan ÇKKV yöntemlerindeki gelişmeleri araştırmışlardır [73]. Bu çalışma, sağlık alanında ÇKKV yöntemlerinin evrimini ve uygulama alanlarını kapsamlı bir şekilde ele almaktadır. Can ve arkadaşları (2021) sağlık kuruluşlarında yapılan bir vaka çalışmasına dayanarak Altı Sigma Projelerinin (SSP- Six Sigma Projects) AHP-CODAS entegrasyonu ile önceliklendirildiği ve seçildiği yeni bir metodoloji geliştirmişlerdir [74].

1.3 Tezin Katkıları

Bu tezin katkıları başlıca aşağıdaki şekildedir.

- Bu tez çalışmasında, patentli piston mekanizması sayesinde yüksek başlangıç ivmeli göğüs kompresyonu yapabilen, görev döngüsü temel kardiyak zamanlamadan farklı, CardiS adı verilen yeni bir KPR cihazı geliştirilmiştir. Geliştirilen otomatik KPR cihazının çift kaydırıcı krank, dinamik biyel ve özel güç aktarma organlarından oluşan piston mekanizması, mevcut cihazlarda kullanılan geleneksel piston mekanizmalarından farklılık göstermektedir [75]. Kompakt bir tasarıma sahip olan cihaz, standart KPR parametrelerini sağlamasının yanı sıra ayarlanabilir ve daha tutarlı kompresyon derinliği de sunmaktadır. Bu özellikler, CardiS'in etkinliğini ve kullanılabilirliğini artırmakta, acil durumlarda daha hızlı ve etkili müdahalelere olanak sağlamaktadır.
- Geliştirilen cihazın kalp durması esnasında hızlı bir şekilde kurulabilmesi ve kompresyona başlanabilmesi için radyal ve aksel kilitleme fonksiyonlarına sahip otomatik sekiz dilli bayonet kilit mekanizması geliştirilmiştir. Bu yenilikçi kilitleme sistemi, KPR cihazının herhangi bir hizalama gerektirmeden sırt tahtasına sorunsuz bir şekilde entegre edilmesine olanak tanır. Manuel hizalama gerektirmeyen bu otomatik kilitleme özelliği, kullanıcıya kolaylık

sağlayarak acil durumlarda zaman kazandırır. Ayrıca, bu kilit sisteminin gövde tasarımları imalatı kolaylaştırmak ve maliyeti düşük tutmak amacıyla çok parçalı olarak tasarlanmış ve üretim bu doğrultuda gerçekleştirilmiştir. Bu çok parçalı yapı, üretim sürecinde esneklik sağlamak ve cihazın bakım ve onarım işlemlerini de kolaylaştırmaktadır. Cihazın modüler yapısı, bileşenlerin hızlı ve kolay bir şekilde değiştirilmesine olanak tanır, bu da cihazın uzun ömürlü olmasını ve sürdürülebilirliğini artırır. Tüm bu özellikler, geliştirilen KPR cihazının hem kullanıcı dostu olmasını hem de ekonomik açıdan avantajlı olmasını sağlamaktadır.

- Otomatik KPR cihazları, minyatür presler olarak tasarlanmıştır ve esnek statik yapıları nedeniyle standart preslerden farklıdır. Hasta yatağının esnekliğinin göğüs kompresyonları üzerindeki etkileri ile ilgili çalışmalar mevcut olmasına rağmen, mekanik KPR cihazlarının esnekliğinin etkileri şimdiye kadar detaylı olarak incelenmemiştir [76]. Bu tez çalışmasında, esneklik faktörü dahil edilerek geliştirilen matematiksel model, farklı mekanizmalara sahip KPR cihazlarının modellenmesi için de kullanılabilir. Bu modelin uygulanabilmesi için, ilgili mekanizmanın anlık piston strok (x) parametresine göre düzenlenmesi yeterlidir.
- Karmaşık tasarımların üretiminde geleneksel yöntemler yerine 3B yazıcı teknolojisi kullanılarak endüstriyel ölçekte ve uygun maliyetli bir süreç benimsenmiştir. Bu yaklaşım, yalnızca ideal tasarımlara ulaşılan kadar tekrar eden üretim sürecini kolaylaştırmakla kalmamış, aynı zamanda düşük hacimli üretim senaryoları için de önemli avantajlar sunmuştur. 3B yazıcı teknolojisinin kullanımı, tasarım ve üretim sürecinde esneklik sağlarken, maliyet etkinliği ve üretim hızında da kayda değer iyileştirmeler sağlamıştır. Bu yöntem, özellikle hızlı prototipleme ve özelleştirilmiş üretim ihtiyaçları için tercih edilmiştir, böylece yenilikçi ve fonksiyonel ürünlerin geliştirilmesine olanak tanınmıştır.
- Otomatik KPR cihazlarının gövdeleri için en uygun termoplastik malzemenin seçimini ele alan ilk çalışmadır. Deveci ve arkadaşları (2020) tarafından geliştirilen özel bir seçim metriği [77], geleneksel Öklid ve Taxicab mesafe fonksiyonlarının yerine, ÇKKV yöntemlerinden sezgisel bulanık CODAS, VIKOR [78] ve TOPSIS [79] yöntemlerine uyarlanmıştır. Otomatik KPR

cihazı gövdesinin malzeme alternatiflerini sıralamaya yönelik yapılan bu metodolojik yaklaşım ile seçim metriğinin farklı yöntemler üzerindeki etkinliği kapsamlı bir şekilde değerlendirilmiştir.

1.4 Tez Planı

Tezin geri kalan bölümleri şu şekilde yapılandırılmıştır: İkinci bölüm, geliştirilen otomatik KPR cihazının gövdesi için en uygun malzemenin seçimi sürecine odaklanmakta olup, bu süreçte sezgisel bulanık ÇKKV yöntemleri kullanılmıştır. Üçüncü bölümde, cihazın mekanik ve elektronik tasarımı ile ilgili kapsamlı bir inceleme sunulmaktadır. Bu bölüm, cihazın matematiksel modeli, yazılımı ve kontrol sistemlerinin yanı sıra, tasarım sürecinde karşılaşılan zorluklar ve bu zorlukların nasıl aşıldığına dair detaylı açıklamaları içermektedir. Dördüncü bölümde, KPR cihazının üretim süreçleri üç ana başlık altında incelenmektedir: kompresyon modülünün imalatı, yatay kol ve teleskopik uzama mekanizmasının imalatı ile sırt tahtası ve bayonet kilit mekanizmasının imalatı. Beşinci bölümde ise, cihazın performansını değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilen simülasyon ve deneysel testlerin sonuçları derinlemesine analiz edilmiştir. Son olarak, altıncı bölüm, tez çalışmasının genel sonuçlarını özetlemekte ve gelecekte yapılacak çalışmalara yönelik öneriler sunmaktadır.

2. GELİŞTİRİLEN OTOMATİK KPR CİHAZININ GÖVDESİ (ŞASI) İÇİN EN UYGUN MALZEMENİN SEZGİSEL BULANIK ÇKKV YÖNTEMLERİ İLE SEÇİLMESİ

Bulanıklık, bir olaydaki belirsizliği ifade eden ve gerçekleşme derecesini ölçen bir kavramdır. Geleneksel mantık sistemlerinde olayların kesin bir şekilde gerçekleşip gerçekleşmediği değerlendirilirken, bulanık mantık, olayların gerçekleşme derecelerini değerlendirir. Bu yaklaşım, çeşitli verilerde gizli olan belirsizlikleri matematiksel fonksiyonlara dönüştürerek tanımlar. Bu özelliklerinden dolayı, bulanık mantık, matematiksel modelleri zor elde edilen sistemlerin ve iyi tanımlanmamış problemlerin çözümü için oldukça uygundur. Dolayısıyla, bulanık mantık teorisi belirsizlik kavramını tanımlayan en önemli matematik disiplinlerinden biri olarak kabul edilir. Zadeh (1978) tarafından önerilen klasik bulanık küme teorisinde, her nesneye üyelik derecesi adı verilen tek bir gerçek değer atanır [80]. Ancak, tek bir üyelik derecesi kullanımı, belirsizlik modellemelerinin ve karar verme problemlerinin çoğunu çözmek için yetersiz kalır. Bu sorunun üstesinden gelmek amacıyla, klasik bulanık kümeler, Bulanık Çoklu Kümeler [81], Pisagor Bulanık Kümeleri [82], Sezgisel Bulanık Kümeler [83], Kararsız Bulanık Kümeler [84], Tip-2 Bulanık Kümeler [85] ve Küresel Bulanık Kümeler [86] gibi yeni bulanık küme türlerini kapsayacak şekilde genişletilmiştir. İlk kez Atanassov (1986) tarafından ortaya atılan sezgisel bulanık küme kavramı, klasik bulanık kümelerin en yaygın kullanılan uzantılarından biridir [83]. Sezgisel bulanık kümelerin klasik bulanık kümelerden farkı, yalnızca üyelik derecesi kullanmak yerine hem üyelik hem de üyeliksizlik dereceleriyle temsil edilmeleridir. Aşağıda, sezgisel bulanık kümeler için bazı önemli tanımlar sunulmaktadır.

Tanım 1. X 'in boş olmayan bir küme olduğunu varsayalım. X kümesinde bir sezgisel bulanık küme olan $\tilde{A}$, Denklem 2.1'de tanımlanan bir nesnedir [87]. İlgili denklemde x 'in $\tilde{A}$ sezgisel bulanık kümesine üyelik derecesi ve üyeliksizlik derecesi sırasıyla $\mu_{\tilde{A}}(x)$ ve $\nu_{\tilde{A}}(x)$ 'dir.

$$\tilde{A} = \{x, \mu_{\tilde{A}}(x), \nu_{\tilde{A}}(x) | x \in X\} \quad (2.1)$$

Sezgisel bulanık kümelerde üyelik ve üyeliksizlik derecelerinin toplamı 1'den küçük veya eşittir. $\mu_{\tilde{A}}(x) + v_{\tilde{A}}(x)$ toplamının 1'den farkı ise tereddüt derecesi ($\pi_{\tilde{A}}(x)$) olarak adlandırılır ve Denklem 2.2 kullanılarak hesaplanır.

$$\pi_{\tilde{A}}(x) = 1 - (\mu_{\tilde{A}}(x) + v_{\tilde{A}}(x)) \quad (2.2)$$

Tanım 2. İki sezgisel bulanık sayı olan $\tilde{A} = \{x, \mu_{\tilde{A}}(x), v_{\tilde{A}}(x) | x \in X\}$ ve $\tilde{B} = \{x, \mu_{\tilde{B}}(x), v_{\tilde{B}}(x) | x \in X\}$ arasındaki çarpım işlemi Denklem 2.3 kullanılarak elde edilir [86].

$$\tilde{A} \otimes \tilde{B} = (x, \mu_{\tilde{A}}(x) \cdot \mu_{\tilde{B}}(x), v_{\tilde{A}}(x) + v_{\tilde{B}}(x) - v_{\tilde{A}}(x) \cdot v_{\tilde{B}}(x) | x \in X) \quad (2.3)$$

Tanım 3. $\tilde{\alpha}_l = (\mu_{\tilde{\alpha}_l}, v_{\tilde{\alpha}_l})$ ($l=1,2,3 \dots q$) bir sezgisel bulanık sayılar koleksiyonunu temsil ederken, $\tilde{w}_l = (\mu_{\tilde{w}_l})$ ($l=1,2,3 \dots q$) ise klasik bulanık ağırlıklar kümesini ifade etsin. Sezgisel Bulanık Toplama (IFA- Intuitionistic Fuzzy Aggregation) operatörü Denklem 2.4 ile tanımlanır. Ağırlıkların toplam dereceleri sıfırdan büyük olmalıdır, çünkü $\sum_{l=1}^q \mu_{\tilde{w}_l} = 0$, tüm karar verici değerlendirmelerinin yanlış olduğu anlamına gelir. Ayrıca, bu operatörde karar verici ağırlıkları kesin olmak zorunda değildir ve bu ağırlıkların toplamının 1 olma zorunluluğu bulunmamaktadır. Bu özellik, özellikle çok sayıda uzman ve kriterin yer aldığı çalışmalarda karar verme sürecini kolaylaştırmaktadır [77].

$$IFA(\tilde{\alpha}_1, \tilde{\alpha}_2, \dots, \tilde{\alpha}_q; \tilde{w}_1, \tilde{w}_2, \dots, \tilde{w}_q) = \left(\frac{\sum_{l=1}^q \mu_{\tilde{\alpha}_l} \mu_{\tilde{w}_l}}{\sum_{l=1}^q \mu_{\tilde{w}_l}}, \frac{\sum_{l=1}^q v_{\tilde{\alpha}_l} \mu_{\tilde{w}_l}}{\sum_{l=1}^q \mu_{\tilde{w}_l}} \right) \quad (2.4)$$

Tanım 4. $\tilde{n}\tilde{t}\tilde{s}_j$, $\tilde{p}\tilde{t}\tilde{s}_j$ ve $\tilde{r}_{ji}$ sırasıyla Negatif İdeal Çözüm (NIS- Negative Ideal Solution), Pozitif İdeal Çözüm (PIS- Positive Ideal Solution) ve sezgisel bulanık sayılar kümesi olsun. $\tilde{n}\tilde{t}\tilde{s}_j$, $\tilde{p}\tilde{t}\tilde{s}_j$ ve $\tilde{r}_{ji}$ arasındaki sezgisel bulanık mesafe metriği (d_{IF}), Denklem 2.5 ve Denklem 2.6 ile tanımlanır [76].

$$d_{IF}(\tilde{n}\tilde{t}\tilde{s}_j, \tilde{r}_{ji}) = (v_{\tilde{n}\tilde{t}\tilde{s}_j} - v_{\tilde{r}_{ji}}) + (\mu_{\tilde{r}_{ji}} - \mu_{\tilde{n}\tilde{t}\tilde{s}_j}) \left[1 + \frac{\mu_{\tilde{r}_{ji}}}{\sqrt{\mu_{\tilde{r}_{ji}}^2 + v_{\tilde{r}_{ji}}^2}} \right] \quad (2.5)$$

$$d_{IF}(\tilde{p}\tilde{t}\tilde{s}_j, \tilde{r}_{ji}) = (\mu_{\tilde{p}\tilde{t}\tilde{s}_j} - \mu_{\tilde{r}_{ji}}) + (v_{\tilde{r}_{ji}} - v_{\tilde{p}\tilde{t}\tilde{s}_j}) \left[1 + \frac{v_{\tilde{r}_{ji}}}{\sqrt{\mu_{\tilde{r}_{ji}}^2 + v_{\tilde{r}_{ji}}^2}} \right] \quad (2.6)$$

Bu seçim metriğine göre $\widetilde{ns}_j$ ve $\tilde{r}_{ji}$ 'nin hem üyelik hem de üyeliksizlik değeri arasındaki fark artarsa d_{IF} değeri de artar. Denklemlerdeki $\frac{\mu_{\tilde{r}_{ji}}}{\sqrt{\mu_{\tilde{r}_{ji}}^2 + v_{\tilde{r}_{ji}}^2}}$ terimi i. alternatifin j. kriteri için üyelik eksenine (yatay) ilişkin $\tilde{r}_{ji}$ vektörünün kosinüsüdür ve bir alternatifin üyelik derecesinin üyeliksizlik derecesinden ne kadar büyük olduğunu ifade eder. $\tilde{r}_{ji}$ vektörü ile üyelik derecesi arasındaki açının azalması, alternatifin üyelik derecesinin üyeliksizlik derecesine oranını artırarak çok kriterli seçim için büyük fayda sağlar. Denklemlerdeki $\frac{\mu_{\tilde{r}_{ji}}}{\sqrt{\mu_{\tilde{r}_{ji}}^2 + v_{\tilde{r}_{ji}}^2}}$ teriminin $\widetilde{ns}_j$ ve $\tilde{r}_{ji}$ ile çarpılmasının sebebi, $\widetilde{ns}_j$ 'ye ilişkin bir alternatifin uygunluğunun sadece $\tilde{r}_{ji}$ vektörünün kosinüs değerinin yüksek olmasına bağlı olmadığını göstermektedir. Çünkü, $v_{\tilde{r}} \ll \mu_{\tilde{r}}$ olan bir r sezgisel bulanık sayısı, herhangi bir $0 < \mu_{\tilde{r}} \leq 1$ üyelik değeri için 1'e yaklaşan bir kosinüs değeri verebilir. Benzer şekilde, PIS ile ilgili olan Denklem 2.6, Denklem 2.5'ten uyarlanmıştır.

Tanım 5. Doğruluk ve skor fonksiyonları kullanılarak iki sezgisel bulanık sayısı karşılaştırılabilir [88]. $\tilde{\alpha} = [\mu_{\tilde{\alpha}}, v_{\tilde{\alpha}}]$ ve $\tilde{b} = [\mu_{\tilde{b}}, v_{\tilde{b}}]$ iki sezgisel bulanık sayısı olsun. $\tilde{\alpha}$ ve $\tilde{b}$ 'nin skor fonksiyonları sırasıyla $S(\tilde{\alpha}) = \mu_{\tilde{\alpha}} - v_{\tilde{\alpha}}$ ve $S(\tilde{b}) = \mu_{\tilde{b}} - v_{\tilde{b}}$ olarak tanımlanır. $\tilde{\alpha}$ ve $\tilde{b}$ 'nin doğruluk dereceleri ise $H(\tilde{\alpha}) = \mu_{\tilde{\alpha}} + v_{\tilde{\alpha}}$ ve $H(\tilde{b}) = \mu_{\tilde{b}} + v_{\tilde{b}}$ olarak tanımlanır. Buna göre;

- Eğer $S(\tilde{\alpha}) < S(\tilde{b})$ ise, $\tilde{\alpha} < \tilde{b}$.
- Eğer $S(\tilde{\alpha}) = S(\tilde{b})$ ise, o zaman:
 1. Eğer $H(\tilde{\alpha}) = H(\tilde{b})$ ise, $\tilde{\alpha}$ ve $\tilde{b}$ aynı bulanık değeri temsil eder.
 2. Eğer $H(\tilde{\alpha}) < H(\tilde{b})$ ise, $\tilde{\alpha} < \tilde{b}$.
 3. Eğer $H(\tilde{\alpha}) > H(\tilde{b})$ ise, $\tilde{\alpha} > \tilde{b}$.

Tanım 6. $W = \{w_1, w_2, w_3, \dots\}$ bir sezgisel bulanık ağırlıklar kümesi olsun. W kümesindeki sezgisel bulanık sayıların değerleri Denklem 2.7 kullanılarak kesin değerlere dönüştürülebilir.

$$\lambda_k = \frac{\left(\mu_k + \pi_k \left(\frac{\mu_k}{\mu_k + v_k} \right) \right)}{\sum_{k=1}^l \left(\mu_k + \pi_k \left(\frac{\mu_k}{\mu_k + v_k} \right) \right)} \quad \sum_{j=1}^l \lambda_k = 1 \quad (2.7)$$

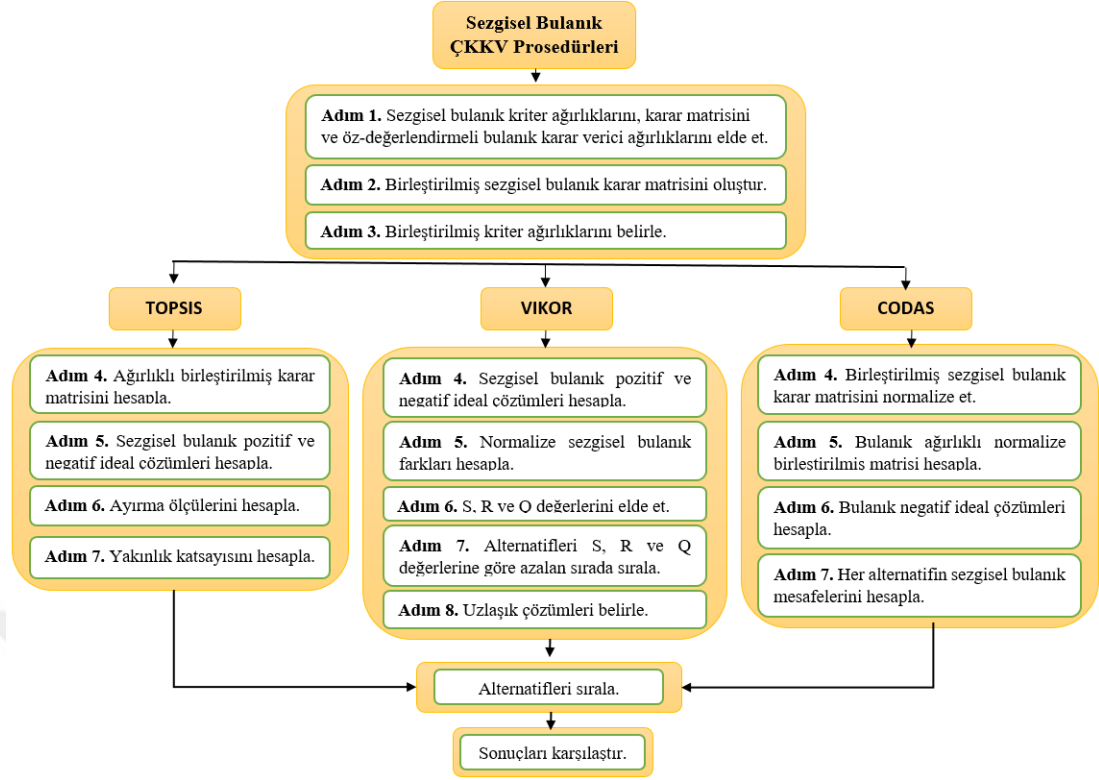
2.1 Önerilen Sezgisel Bulanık ÇKKV Yöntemleri

Bu bölümde, geliştirilen otomatik KPR cihazının gövdesi için en uygun malzemeyi belirlemek amacıyla uygulanan üç metodoloji ayrıntılı olarak ele alınacaktır. Şekil 2.1'de bu metodolojilerin karar verme akış şemaları gösterilmektedir. Her yöntemden elde edilen sonuçların daha doğru karşılaştırılmasını sağlamak amacıyla, üç metodolojide benzer olan adımlar standartlaştırılmıştır. Bu standartlaşma, her yöntemde benzer işlemler için farklı işlevlerin kullanılmasının sonuçlarda farklılıklara yol açabileceği gerçeğinden dolayı kritik önem arz etmektedir. Bu nedenle, yöntemler arasında paylaşılan ilk üç adım aynı işlevler kullanılarak yürütülmüştür. Sunulan üç yöntemin ortak ilk üç adımı aşağıdaki gibidir:

Adım 1. Sezgisel bulanık kriter ağırlıklarını, karar matrisini ve öz-değerlendirmeli bulanık karar verici ağırlıklarını elde edin. Kriter ağırlıkları, karar vericilerin her bir kriterin önem derecesine verdiği değerleri yansıtırken, karar matrisi her alternatifin her bir kriterdeki performansını gösterir. Öz-değerlendirmeli bulanık karar verici ağırlıkları ise, karar vericilerin kendi görüşlerine verdikleri güven seviyesini ifade eder.

Adım 2. Denklem 2.4'te tanımlanan IFA operatörünü kullanarak karar vericilerin görüşlerine dayalı olarak birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisini oluşturun. Bu aşamada, tüm karar vericilerin görüşleri dikkate alınarak, her alternatifin her bir kriterdeki performansı sezgisel bulanık sayılar kullanılarak birleştirilir. Bu, farklı karar vericilerin farklı bakış açılarını ve değerlendirmelerini entegre ederek daha kapsamlı ve dengeli bir karar matrisi oluşturulmasını sağlar.

Adım 3. Denklem 2.4'te tanımlanan IFA operatörünü kullanarak karar vericilerin görüşlerine dayalı olarak birleştirilmiş sezgisel bulanık kriter ağırlıklarını belirleyin. Bu adımda, her kriterin önem derecesi, tüm karar vericilerin değerlendirmeleri dikkate alınarak sezgisel bulanık sayılarla birleştirilir.



Şekil 2.1 : Sezgisel bulanık ÇKKV yöntemlerinin akış şeması.

2.1.1 Sezgisel bulanık TOPSIS yöntemi

Sezgisel bulanık TOPSIS, alternatiflerin en iyiden en kötüye doğru sıralandığı ve PIS'e en yakın alternatifin en iyi olarak seçildiği genişletilmiş bir ÇKKV yöntemidir. Alternatiflerin sıralaması n kritere dayanmaktadır. $A = \{A_1, A_2, \dots, A_m\}$ alternatifler kümesi, $C_r = \{C_{r1}, C_{r2}, \dots, C_{rn}\}$ ise kriterler kümesi olarak temsil edilmekte ve karar grubunun l karar vericiden oluştuğunu varsayılmaktadır. Bu yöntem ortak ilk üç adımla birlikte toplam sekiz adımdan oluşmaktadır.

Adım 4. Ağırlıklı birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisini hesaplayın. Bu matris Denklem 2.8 ve Denklem 2.9'da belirtilen tanımlar kullanılarak, Denklem 2.10'daki şekilde elde edilir [82].

$$R \otimes W = \{ \langle x, \mu_{\tilde{A}_i}(x) \cdot \mu_w(x), v_{\tilde{A}_i}(x) + v_w(x) - v_{\tilde{A}_i}(x) \cdot v_w(x) \rangle | x \in X \} \quad (2.8)$$

$$\pi_{\tilde{A}_1, w}(x) = 1 - v_{\tilde{A}_1}(x) - v_w(x) - \mu_{\tilde{A}_1}(x) \cdot \mu_w(x) + v_{\tilde{A}_1}(x) \cdot v_w(x) \quad (2.9)$$

$$R' = \begin{bmatrix} r'_{11} & r'_{12} & r'_{13} & \cdots & r'_{1j} \\ r'_{21} & r'_{22} & r'_{23} & \cdots & r'_{2j} \\ r'_{31} & r'_{32} & r'_{33} & \cdots & r'_{3j} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r'_{i1} & r'_{i2} & r'_{i3} & \cdots & r'_{ij} \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

Buradaki $r'_{ij} = (\mu'_{ij}, v'_{ij}, \pi'_{ij}) = (\mu_{\tilde{A}_{1w}}(x_1), v_{\tilde{A}_{1w}}(x_1), \pi_{\tilde{A}_{1w}}(x_1))$ ağırlıklı birleştirilmiş sezgisel bulanık matrisinin bir ögesidir.

Adım 5. Tanım 5'e dayanarak, sezgisel bulanık PIS ve NIS'leri hesaplayın. Maliyet kriteri için en küçük sezgisel bulanık sayı PIS'yi temsil ederken, en büyük sezgisel bulanık sayı NIS olarak kabul edilir. Fayda kriteri için ise en büyük sezgisel bulanık sayı PIS'yi temsil ederken, en küçük sezgisel bulanık sayı NIS olarak değerlendirilir.

Adım 6. Denklem 2.11 ve Denklem 2.12'i kullanarak, her bir alternatifin sırasıyla NIS ve PIS'lerden ayırma ölçümünü hesaplayın.

$$S^- = (v_{\tilde{n}ts_j} - v_{\tilde{r}_{ji}}) + (\mu_{\tilde{r}_{ji}} - \mu_{\tilde{n}ts_j}) \left[1 + \frac{\mu_{\tilde{r}_{ji}}}{\sqrt{\mu_{\tilde{r}_{ji}}^2 + v_{\tilde{r}_{ji}}^2}} \right] \quad (2.11)$$

$$S^+ = (\mu_{\tilde{p}ts_j} - \mu_{\tilde{r}_{ji}}) + (v_{\tilde{r}_{ji}} - v_{\tilde{p}ts_j}) \left[1 + \frac{v_{\tilde{r}_{ji}}}{\sqrt{\mu_{\tilde{r}_{ji}}^2 + v_{\tilde{r}_{ji}}^2}} \right] \quad (2.11)$$

Adım 7. Denklem 2.12'yi kullanarak, sezgisel ideal çözüme göreli yakınlık katsayısını (C_g) hesaplayın.

$$C_{gi} = \frac{S_i^+}{S_i^+ + S_i^-} \text{ where } 0 \leq C_i \leq 1 \quad (2.12)$$

Adım 8. Alternatifleri elde edilen göreli yakınlık katsayısı olan C_g değerine göre sıralayın.

2.1.2 Sezgisel bulanık VIKOR yöntemi

Sezgisel bulanık VIKOR, alternatifleri çelişen kriterlerle en iyiden en kötüye doğru sıralayarak uzlaşık bir çözüm üreten genişletilmiş bir ÇKKV yöntemidir. Bu yöntem, maksimum grup faydası ve minimum bireysel pişmanlık sağlayacak en uygun çözümü bulmayı amaçlamaktadır. Uzlaşık çözüm, ideale en yakın çözüm anlamına gelmektedir. Alternatifleri n kritere göre sıralayalım, $A = \{A_1, A_2, \dots, A_m\}$ alternatifler

kümesi, $C_r = \{C_{r1}, C_{r2}, \dots, C_{rn}\}$ ise kriterler kümesi olarak temsil edilsin. Bu yöntemde, ortak ilk üç adımla birlikte gerçekleştirilen diğer adımlar aşağıda özetlenmiştir:

Adım 4. Tanım 5'e göre, sezgisel bulanık PIS ve NIS'leri hesaplayın. Bu tanıma göre, maliyet kriteri için en küçük sezgisel bulanık sayı PIS'yi temsil ederken, en büyük sezgisel bulanık sayı NIS olarak kabul edilir. Fayda kriteri için ise PIS en büyük sezgisel bulanık sayı, NIS ise en küçük sezgisel bulanık sayı olacaktır.

Adım 5. Normalize sezgisel bulanık farkları hesaplayın. $\bar{d}_{ij} = (i = 1, 2, \dots, m, 1, 2, \dots, n)$ Denklem 2.13-2.15 kullanılarak elde edilir.

$$\bar{d}_{ij} = \frac{d(f_j^+, r_{ij})}{d(f_j^+, f_j^-)} \quad (2.13)$$

$$d(f_j^+, r_{ij}) = (\mu_{\tilde{p}ts_j} - \mu_{\tilde{r}_j}) + (v_{\tilde{r}_{ij}} - \mu_{\tilde{p}ts_j}) \left[1 + \frac{v_{\tilde{r}_{ij}}}{\sqrt{\mu_{\tilde{r}_{ij}}^2 + v_{\tilde{r}_{ij}}^2}} \right] \quad (2.14)$$

$$d(f_j^+, f_j^-) = (\mu_{\tilde{p}ts_j} - \mu_{\tilde{n}ts_j}) + (v_{\tilde{n}ts_j} - v_{\tilde{p}ts_j}) \left[1 + \frac{v_{\tilde{n}ts_j}}{\sqrt{\mu_{\tilde{n}ts_j}^2 + v_{\tilde{n}ts_j}^2}} \right] \quad (2.15)$$

Adım 6. Denklem 2.16-2.19'u kullanarak S, R ve Q değerlerini elde edin. w_j^c , Tanım 6 ile elde edilen kriter ağırlıklarının kesin eşdeğeridir. S değeri, alternatifin pozitif ideal (en iyi) çözüme uzaklığını, R değeri ise alternatifin negatif ideal (en kötü) çözüme uzaklığını ifade eder. v , maksimum grup faydasını sağlayan stratejinin ağırlığını temsil ederken, $(1 - v)$, karşıt görüştekilerin pişmanlık düzeyini gösteren stratejinin ağırlığını ifade eder.

$$S_i = \sum_{j=1}^l w_j^c \bar{d}_{ij} \quad (2.16)$$

$$R_i = \max_j (w_j^c \bar{d}_{ij}) \quad (2.17)$$

$$Q_i = v \frac{S_i - S^+}{S^- - S^+} + (1 - v) \frac{R_i - R^+}{R^- - R^+} \quad (2.18)$$

$$S^+ = \min_i S_i \quad S^- = \max_i S_i \quad R^+ = \min_i R_i \quad R^- = \max_i R_i \quad (2.19)$$

Adım 7. Alternatifleri, S, R ve Q değerlerine göre azalan sırayla sıralayınız.

Adım 8. Aşağıdaki iki koşul sağlanıyorsa, minimum Q değerine göre en iyi sıralamaya sahip alternatif $A^{(1)}$ 'i uzlaşık çözüm olarak önerin.

Koşul 1: Kabul edilebilir avantaj koşulu: Bu koşul, en iyi alternatif ile ona en yakın ikinci alternatif arasında belirgin bir fark olup olmadığını araştırmaktadır. Eğer $Q(A^{(2)}) - Q(A^{(1)}) \geq \frac{1}{m-1}$ ise, elde edilen sonuç kabul edilebilir avantaj koşulunu sağlamaktadır. Burada, $Q(A^{(1)})$, sıralamada ilk sırada yer alan alternatifin Q değeri, $Q(A^{(2)})$ ise sıralamada ikinci sırada olan alternatifin Q değeri, m ise alternatif sayısını temsil etmektedir.

Koşul 2: Kabul edilebilir istikrar koşulu: Elde edilen sıralamada uzlaştıracı çözümün istikrarlı olabilmesi için en iyi Q değerine sahip alternatif ($A^{(1)}$), S ve R değerlerinden en az birinde de en iyi skora sahip olmalıdır. Bu koşulda, karar vericilerin çoğunluğunun ($v > 0,5$) Q_i endeksine pozitif bir tutum sergilediği durumda, Q_i endeksinin olumlu bir şekilde değerlendirildiği, karar vericilerin çoğunluğunun ($v < 0,5$) Q_i endeksine negatif bir tutum sergilediği durumda, Q_i endeksinin olumsuz olarak değerlendirildiği anlamına gelir. $v = 0,5$ olarak seçildiğinde ise, tüm karar vericilerin Q_i endeksine uzlaşmacı bir tutum sergiledikleri varsayılır. Her iki koşulun da sağlanması halinde elde edilen sıralamasının istikrarlı ve kullanılabilir olduğu sonucuna varılmaktadır.

Belirtilen koşullardan herhangi birinin sağlanmaması durumunda alternatif uzlaştıracı çözümleri aşağıdaki şekilde önerilmektedir:

- Eğer $Q(A^{(M)}) - Q(A^{(1)}) < \frac{1}{m-1}$ ise ve koşul 1 sağlanmazsa, $A^{(M)}$ ve $A^{(1)}$ benzer uzlaştıracı çözümleri olarak kabul edilir. $A^{(1)}, A^{(2)}, \dots, A^{(M)}$ uzlaştıracı çözümleri benzer olduğu için de $A^{(1)}$ kabul edilebilir bir avantaja sahip değildir.
- Eğer koşul 2 sağlanmazsa, $A^{(1)}$ kabul edilebilir bir avantaja sahip olsa bile karar vermede istikrar olmaz. Bu nedenle $A^{(1)}$ ve $A^{(2)}$ alternatiflerinin uzlaştıracı çözümü ayndır.

2.1.3 Sezgisel bulanık CODAS yöntemi

Sezgisel bulanık CODAS, alternatifleri değerlendirmek için negatif ideal çözüme göre hesaplanabilen ve Öklid ile Taxicab mesafeleri olarak bilinen iki farklı mesafe türünü

kullanan genişletilmiş bir ÇKKV yöntemidir. Bu yöntemde, bir alternatifin tercih edirliliğini değerlendirmek için ilk olarak Öklid mesafesi kullanılır. Eğer iki alternatifin Öklid mesafeleri birbirine çok yakınsa, Taxicab mesafesi ikincil bir kriter olarak devreye girer. Bu yöntemde, uzaklığı daha fazla olan alternatifler daha çok tercih edilir. Yöntemin ortak ilk üç adımıyla birlikte gerçekleştirilen diğer adımlar aşağıda detaylandırılmıştır.

Adım 4. Denklem 2.20'yi kullanarak birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisini normalize ediniz. Burada B ve C, sırasıyla fayda ve maliyet kriterlerini belirtir.

$$\tilde{\alpha}' = \begin{cases} [\mu_{\tilde{\alpha}}, v_{\tilde{\alpha}}], & \text{if } j \in B \\ [v_{\tilde{\alpha}}, \mu_{\tilde{\alpha}}], & \text{if } j \in C \end{cases} \quad (2.20)$$

Adım 5. Denklem 2.21'i kullanarak bulanık ağırlıklı normalize birleştirilmiş karar matrisi hesaplayınız. Burada $\tilde{\alpha}'_{ji}$, normalize edilmiş değerler, $\tilde{W}_j$ ise kriter ağırlıklarını temsil etmektedir.

$$\tilde{A}_{ji} = \tilde{W}_j \otimes \tilde{\alpha}'_{ji} \quad (2.21)$$

Adım 6. Tanım 5'e göre ve Denklem 2.22'yi kullanarak sıralamadaki en düşük değeri NIS olarak gösteren bulanık NIS'i belirleyiniz.

$$\tilde{n}is_j = \min (\tilde{A}_{ji}) \quad (2.22)$$

Adım 7. Denklem 2.5'i kullanarak her bir alternatifin sezgisel bulanık mesafe metriklerini, Denklem 2.23'ü kullanarak da bu mesafe metriklerinin toplamını hesaplayınız.

$$D_i = \sum_{j=1}^m d_{IF}(\tilde{n}is_j, \tilde{r}_{ji}) \quad (2.23)$$

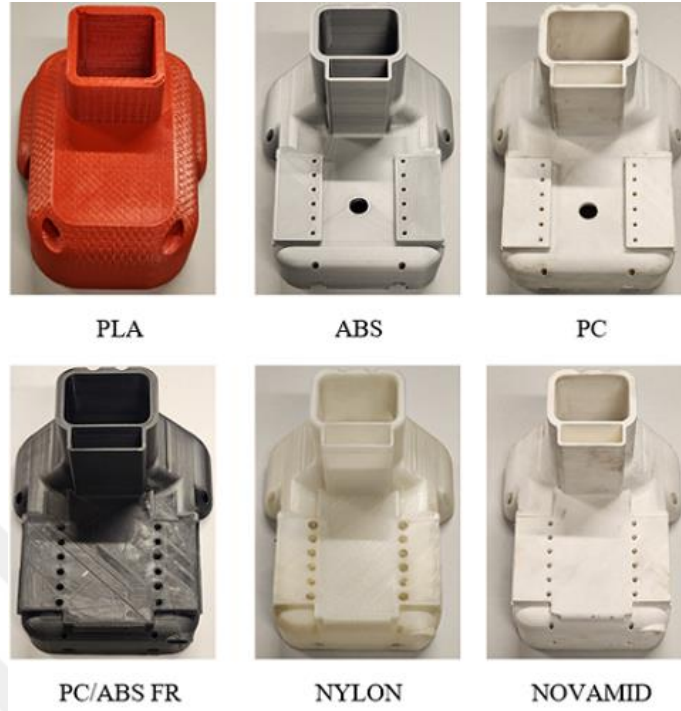
Adım 8. Alternatifleri, azalan değerlendirme puanlarına göre sıralayınız; en yüksek puanı alan alternatif en uygun kabul edilir.

2.2 Uygulama

Mevcut cihazlarda tek kollu, çift kollu ve kemerli olmak üzere üç farklı iskelet yapısı kullanılmaktadır. Kemer yapılı cihazlarda yelek KPR olarak tanımlanan özel bir standart bulunurken, tek kollu ve çift kollu cihazların AHA kılavuzlarında tanımlanan

standartları karşılaması gerekmektedir. Bu nedenle bu cihazların üretiminde kullanılan malzemelerin belirlenen standartları karşılayacak şekilde seçilmesi gerekmektedir. Bu tez çalışması, Tanım 4'te belirtilen seçim metriğinin sezgisel bulanık TOPSIS, VIKOR ve CODAS yöntemleri üzerindeki etkilerini karşılaştırmakta ve bu yöntemler kullanılarak otomatik KPR cihazı gövdesi için en uygun termoplastik malzemeyi belirlemeyi amaçlamaktadır. Ayrıca, alternatif olarak seçilen malzemelerin karbon fiber veya fiberglas gibi maliyetli alternatiflere kıyasla potansiyel kullanım alanlarını ortaya koymaktadır. Bu sayede fiziksel özellikleri geliştirilmiş ve maliyetleri düşürülmüş cihazların gelişmiş ülkeler dışında da yaygınlaşması sağlanabilir. Bu amaçla malzeme alternatifleri olarak termoplastik türlerinden Polilaktik Asit (PLA- Polylactic Acid), Akrilonitril Butadien Stiren (ABS- Acrylonitrile Butadiene Styrene), Polikarbonat (PC- Polycarbonate), Polikarbonat/Akrilonitril Butadien Stiren Alev Geciktirici (PC/ABS FR- Polycarbonate/Acrylonitrile Butadiene Styrene Flame Retardant), Naylon (PA 6- Polyamide 6) ve Novamid AM1030 FR (PA6 & PA66) seçilmiştir. Malzeme alternatiflerinin sıralanmasına ilişkin değerlendirme kriterleri Çizelge 2.1'de verilmiştir. Daha kapsamlı bir analiz yapabilmek ve daha doğru karar verebilmek amacıyla, ekonomiklik, üretilebilirlik, sürdürülebilirlik ve yapısal özellikler olarak adlandırılan dört ana kriter yirmi iki alt kriterle ayrılmıştır. C1, C3, C4, C6, C7, C9, C11, C14 ve C22 maliyet kriterleri, diğer kriterler ise fayda kriterleri olarak sınıflandırılmış ve bu kriterler Çizelge 2.2'de detaylı bir şekilde açıklanmıştır. Malzeme alternatiflerini sıralamak için her kriterin ağırlıkları tek bir karar verici tarafından değerlendirilmiştir. Bu karar verici, Çizelge 2.3 ve Çizelge 2.4'te gösterilen dilsel terimlere dayalı olarak alternatifleri belirlenen kriterlere göre değerlendirmiştir (Çizelge 2.5). Tek bir karar vericinin kullanılmasının nedeni, danışılan diğer karar vericilerin alternatif malzemeler hakkında yeterli bilgiye sahip olmamasıdır. Diğer karar vericilerin değerlendirmelerinin dahil edilmesi, bilgi eksikliği nedeniyle karar verme sürecinde hatalara yol açabileceği için bu araştırmanın kapsamı dışındadır. Bu nedenle, çevre koşulları ve yazıcı kalitesi gibi faktörlerin üretimdeki malzeme performansı üzerindeki potansiyel etkisi göz önüne alınarak, cihaz gövdesi üretimini

gerçekleştiren kişi bu araştırma için karar verici olarak seçilmiştir. 3B yazıcı teknolojisini ile üretilen gövde alternatifleri Şekil 2.2'de gösterilmektedir.



Şekil 2.2 : Otomatik KPR cihazı gövde alternatifleri.

Çizelge 2.1 : Malzeme alternatiflerinin sıralanmasına ilişkin değerlendirme kriterleri.

Ana Kriterler	Alt Kriterler
Ekonomiklik	C1- Maliyet C2- Tedarik kolaylığı C3- Teknolojik altyapı maliyeti
Üretilebilirlik	C4- Çarpılma/Kalkma oranı C5- Tablaya yapışma C6- Basım sıcaklığı C7- Tabla sıcaklığı C8- Katman yapışması C9- Parça boyutu C10- Ortam koşulları C11- Erime sıcaklığına ulaşma süresi
Sürdürülebilirlik	C12- Geri dönüştürülebilirlik C13- Doğada çözünme C14- Kimyasal koku yayma
Yapısal Özellikler	C15- Esneklik C16- Mukavemet C17- Yüzey kalitesi C18- Sertlik C19- Hafiflik C20- Alev geciktiriciliği C21- Sıcaklık dayanımı C22- Aşınma

Çizelge 2.2 : Kriterlerin açıklamaları.

Kriterler	Açıklama
C1- Maliyet	Malzeme seçimi prensibi, istenilen işlevi en uygun maliyetle sağlayacak malzemenin belirlenmesini gerektirir. Bu bağlamda, malzemenin fiyatı (C1), tedarik edilebilirliği (C2) ve teknolojik altyapı maliyetinin uygunluğu (C3) kritik öneme sahiptir. Örneğin, alternatifler arasında yer alan PLA, düşük maliyetli ve kolayca temin edilebilen bir malzeme iken, Novamid yüksek maliyetli ve temini zor bir seçenektir. PLA'nın üretiminde kullanılan hammaddeler pek çok ülkede yaygın olarak bulunabilirken, Novamid için bu durum, hammadde ve teknolojik altyapı yetersizliği bulunan ülkelerde geçerli değildir.
C2- Tedarik kolaylığı	
C3- Teknolojik altyapı maliyeti	
C4- Çarpılma / Kalkma oranı	Mühendislik plastikleri, erime noktalarının biraz altında olan camsı geçiş sıcaklıkları (Tg) ile karakterize edilen termoplastiklerdir. Bu sıcaklık aralığı, özellikle 3B baskıda fark edilen hacimsel büzülme yol açtığı için kritik öneme sahiptir. Bu nedenle termoplastik baskı plakası ile aynı seviyede kalmaz ve yukarı doğru bükülür. Örneğin, PLA ve ABS filamentleri soğuma sırasında minimum düzeyde bükülme gösterirken, Naylon veya Novamid gibi malzemeler önemli ölçüde bükülmeye eğilimlidir.
C5-Tablaya yapışma	Filamentlerin baskı plakasına tam olarak yapışabilmesi için cam, alüminyum ve paslanmaz çelik gibi çeşitli baskı plakası malzemelerine ihtiyaç duyulabilir. Ancak, her filament için 3B yazıcının baskı plakası malzemesini değiştirmek yerine, çeşitli yapıştırıcılar kullanılmaktadır. Örneğin, PLA filament, basit bir Pritt yapıştırıcı veya maskeleme bandı ile baskı plakasına kolayca yapıştırılabilir. Novamid gibi baskı plakasına yapışması zor olan filamentler için ise, Magigoo Pro PA ve baskı yapışkanının birlikte kullanılması gerekebilir.
C6- Basım sıcaklığı	Her filamentin camsı geçiş sıcaklığı, farklı kimyasal yapılarından dolayı ayırt edici bir özelliktir. Bu nedenle, her filamentin farklı sıcaklıklarda basılması gerekmektedir. Örneğin, PLA filament için 210°C, hatta bazı durumlarda 180°C yeterliyken, Novamid filament için 260°C nozul sıcaklığı bile düzgün baskı elde etmek için yeterli olmayabilir.
C7-Tabla sıcaklığı	Yüksek sıcaklıkta eriyen filamentler, soğuk baskı plakası üzerinde basıldığında hacimsel büzülme yaşayarak plakaya tam olarak yapışamazlar. Bu nedenle, baskı plakasının her filament türü için farklı derecelerde ısıtılması gerekmektedir. Örneğin, PLA filament için baskı tablası sıcaklığının 50-70°C olması yeterli iken, Naylon filament için bu sıcaklığın en az 110°C olması gerekmektedir.
C8- Katman yapışması	İyi bir katman yapışması, basılan filamentin zincirinde zayıf bir halka olmamasını garanti eder.
C9- Parça boyutu	Karmaşık tasarımlar, özellikle ince duvarlara ve 500 gramı aşan büyük boyutlara sahip olanlar, hem enjeksiyon kalıplama hem de 3B baskı süreçlerinde önemli zorluklar yaratmaktadır. Örneğin, PLA veya PC gibi filamentlerle bu tür tasarımlar başarılabılırken, Naylon ve Novamid gibi malzemelerde aynı derecede kolaylıkla uygulanamamaktadır.

Çizelge 2.2: (devam) Kriterlerin açıklamaları.

Kriterler	Açıklama
C10- Ortam koşulları	ABS, PC/ABS FR, Naylon ve Novamid gibi filamentlerle baskı yaparken soğuma sürecinde oluşabilecek bükülme ve çatlama sorunlarını önlemek için tamamen kapalı ve filtrelenmiş bir sistem gereklidir. Bu filamentlerin baskı kalitesi, ortam sıcaklığıyla doğrudan ilişkilidir. Öte yandan, PLA filament kullanıldığında, baskı kalitesi üzerinde ortam sıcaklığının kritik bir etkisi olmadığı için kapalı bir ortama ihtiyaç duyulmamaktadır.
C11- Erime sıcaklığına ulaşma süresi	PLA filamentinin erime sıcaklığına ulaşması yaklaşık 10 dakika sürerken, Novamid için bu süre yaklaşık 35 dakikadır.
C12- Geri dönüştürülebilme	Pratik olarak tüm filament türlerinde, farklı derecelerde verimlilik ve malzeme kaybıyla geri dönüşüm (C12) yapılabilir. Ancak PLA, biyolojik olarak doğada çözünen özelliği (C13) sayesinde diğer filament türlerine göre daha çevre dostudur ve bu nedenle geri dönüşümü kısmen daha kolaydır.
C13- Doğada çözünme	Filamentler yüksek sıcaklıklarda eritildiğinde toksik hale gelir. Bu sebeple, PLA düşük erime sıcaklığı sayesinde en az kimyasal madde yayan filament olarak bilinirken, Naylon ise en toksik filament türleri arasında yer alır. Naylon, Novamid ve ABS gibi filamentlerin tamamen kapalı ve filtrelenmiş ortamlarda basılması, göz tahrişi, burun kanaması, solunum problemleri gibi sağlık risklerini minimize etmek için son derece önemlidir.
C14- Kimyasal koku yayma	Esneklik, plastik parçaların kırılmalık dayanıklılığını gösteren ve mekanik gövde malzemesi seçiminde titreşim sönümleme özelliğine katkı sağlayan bir malzeme parametresidir. Örneğin, Naylon, PC'den daha esnektir. Dolayısıyla, daha düşük kırılmalık ve daha yüksek titreşim emme özelliğine sahiptir. Bu özellikleriyle Naylon, mekanik olarak PC'ye göre daha uygun bir gövde malzemesi olabilir.
C15- Esneklik	Mukavemet, plastik parçalara periyodik olarak mekanik yük uygulandığında malzeme yorulmasına karşı direnci ifade eden önemli bir parametredir. Göğüs kompresyon cihazları, kalp masajı sırasında son derece yüksek mekanik yüklere maruz kaldığından dolayı, seçilen gövde malzemelerinin yüksek mukavemete sahip olması gereklidir. Bu bağlamda, uygun baskı koşulları sağlandığında PC ve PC/ABS FR, diğer alternatiflere göre en yüksek mukavemete sahip filamentler olarak öne çıkmaktadır.
C16- Mukavemet	Endüstriyel ürünler için kritik bir parametre olan yüzey kalitesi, kullanılan filament türüne göre değişkenlik gösterir. Örneğin, PLA ve Novamid, ABS'ye kıyasla daha üstün bir yüzey kalitesi sağlar. Naylon ise nem konusunda son derece hassastır. Bu sebeple, kaliteli bir yüzey elde etmek için depolama sırasında ve baskıdan önce kurutma işlemleri yapılması gereklidir. Baskı sonrası yüzey temizliği ise filamentlerin su direncine (nem oranı) ve kimyasal dayanıklılığına bağlı olarak değişiklik gösterir.
C17- Yüzey kalitesi	

Çizelge 2.2: (devam) Kriterlerin açıklamaları.

Kriterler	Açıklama
C18- Sertlik	Sertlik, bir plastik malzemenin belirli bir kuvvet altında kaldıktan sonra orijinal durumuna ne kadar iyi döndüğünü ifade eden bir parametredir. Bu bağlamda, verilen alternatifler arasında PC en yüksek sertliğe sahip filament iken, Naylon esnek yapısı nedeniyle en düşük sertlikteki filamenttir.
C19- Hafiflik	Malzeme yoğunluğu ile ters orantılı olan malzeme hafifliği, otomatik KPR cihazlarının gövde malzemesi seçiminde önemli bir kriterdir. Hafif malzemeler, cihazların taşınabilirliğini artırır ve kullanım kolaylığı sağlar. Verilen alternatifler arasında, ABS düşük yoğunluğu nedeniyle en hafif filament olarak öne çıkmaktadır. Bu özellik, ABS'nin KPR cihazları gibi kritik tıbbi cihazlarda kullanımını avantajlı hale getirir.
C20- Alev geciktiriciliği	Alev geciktiricilik, özellikle otomotiv ve medikal gibi birçok sektörde makine parçalarında aranan bir özelliktir. Malzeme özellikleri yeterli olmadığında, bu özellik kimyasal veya mineral katkı maddeleri ile sağlanabilir. Alev geciktirici katkı maddeleri içeren malzemeler genellikle adlarının sonuna FR eklenerek belirtilir. Örneğin, PC/ABS FR ve Novamid AM1030 FR gibi alternatifler alev geciktirici özelliklere sahiptir.
C21- Sıcaklık dayanımı	Bu parametre, mekanik dayanıklılığın yüksek sıcaklıklarda azalma oranını ifade eder. Bu özellik, medikal testlerde yüksek sıcaklıklardan etkilenmemesi gereken otomatik KPR cihazları için kritik öneme sahiptir. Örneğin, PC/ABS FR ve Novamid filamentler yüksek sıcaklıklara karşı dayanıklı iken, PLA ise oldukça düşük sıcaklık direncine sahiptir.
C22- Aşınma	Aşınma, katı bir yüzeyin zamanla bozulması olarak tanımlanır ve sürtünme ile doğru orantılıdır. Yüksek sürtünme, yüzeylerin daha hızlı aşınmasına neden olurken, düşük sürtünme katsayısına sahip malzemeler aşınmaya karşı daha dirençlidir. Bu bağlamda, Novamid ve Naylon, düşük sürtünme katsayıları sayesinde aşınmaya dayanıklı termoplastik malzemeler olarak öne çıkar. Aşınmaya karşı dirençli olmaları, bakım maliyetlerini düşürür ve cihazların kullanım ömrünü uzatır.

Çizelge 2.3 : Alternatifleri değerlendirmek için kullanılan dilsel terimler.

Dilsel terim	Sembol	Sezgisel bulanık sayı
Son derece iyi	→EG	[1.00, 0.00]
Çok çok iyi	→VVG	[0.90, 0.10]
Çok iyi	→VG	[0.80, 0.10]
İyi	→G	[0.70, 0.20]
Orta iyi	→MG	[0.60, 0.30]
Orta	→F	[0.50, 0.40]
Orta kötü	→MB	[0.40, 0.50]
Kötü	→B	[0.25, 0.60]
Çok kötü	→VB	[0.10, 0.75]
Çok çok kötü	→VVB	[0.10, 0.90]

Çizelge 2.4 : Kriterleri değerlendirmek için kullanılan dilsel terimler.

Dilsel terim	Sembol	Sezgisel bulanık sayı
Çok önemli	→ VI	[0.90, 0.10]
Önemli	→ I	[0.75, 0.20]
Orta	→ M	[0.50, 0.45]
Önemsiz	→ UI	[0.35, 0.60]
Çok önemsiz	→ VUI	[0.10, 0.90]

Çizelge 2.5 : Karar verici tarafından her bir kriterin değerlendirilmesi.

Kriterler	Karar verici	
	Sembol	Sezgisel bulanık sayı
C1	M	[0.50, 0.45]
C2	M	[0.50, 0.45]
C3	M	[0.50, 0.45]
C4	M	[0.50, 0.45]
C5	M	[0.50, 0.45]
C6	UI	[0.35, 0.60]
C7	UI	[0.35, 0.60]
C8	I	[0.75, 0.20]
C9	M	[0.50, 0.45]
C10	I	[0.75, 0.20]
C11	UI	[0.35, 0.60]
C12	VUI	[0.10, 0.90]
C13	VUI	[0.10, 0.90]
C14	M	[0.50, 0.45]
C15	I	[0.75, 0.20]
C16	VI	[0.90, 0.10]
C17	I	[0.75, 0.20]
C18	I	[0.75, 0.20]
C19	M	[0.50, 0.45]
C20	VI	[0.90, 0.10]
C21	VI	[0.90, 0.10]
C22	VI	[0.90, 0.10]

Mesafeye dayalı sezgisel bulanık VIKOR, TOPSIS ve CODAS yöntemlerinin ilk üç adımı aynıdır ve aşağıda detaylandırılmıştır. Tek bir karar verici olması nedeniyle, öz değerlendirme matrisi sonuçları etkilemeyecektir. Bu nedenle, sezgisel bulanık karar matrisi, birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisi ve her bir kriterin birleştirilmiş sezgisel bulanık değerleri, karar vericinin değerlendirmesi ile aynı olacaktır.

Adım 1. Sezgisel bulanık kriter ağırlıkları matrisi ve karar verici değerlendirmelerine göre oluşturulan sezgisel bulanık karar matrisi sırasıyla Çizelge 2.5 ve Çizelge 2.6'da sunulmuştur. Bu çizelgeler, karar vericinin kriterlere atfettiği ağırlıkları ve alternatiflerin bu kriterler üzerindeki performansını sezgisel bulanık mantıkla değerlendirir.

Adım 2. Yalnızca tek bir karar verici mevcut olduğundan, her bir kriterin birleştirilmiş sezgisel bulanık değerleri Çizelge 2.5'te verilen değerlerle aynı olacaktır. Bu adım, karar vericinin değerlendirmelerinin tek bir birleşik sezgisel bulanık değer seti olarak konsolide edilmesini içerir.

Adım 3. Yalnızca tek bir karar verici mevcut olduğundan, birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisi, Tablo 6'da sunulan sezgisel bulanık karar matrisi ile aynı olacaktır. Bu adım, karar vericinin alternatifleri sezgisel bulanık mantıkla değerlendirmesi sonucu elde edilen karar matrisinin birleşik formunu ifade eder.

Bu adımlar, sezgisel bulanık mantık kullanılarak yapılan değerlendirmelerin tek bir karar verici perspektifinden nasıl konsolide edildiğini ve bu değerlendirmelerin nihai karar matrisini nasıl oluşturduğunu göstermektedir. Bu süreç, karar vericinin değerlendirmelerinin doğruluğunu ve tutarlılığını koruyarak, alternatifler arasında karşılaştırma yapılmasına olanak tanır.

Çizelge 2.6 : Karar verici tarafından oluşturulan karar matrisi.

Kriterler	Karar verici					
	PLA	ABS	PC	PC/ABS	Nylon	Novamid
C1	VB	B	F	F	F	G
C2	EG	EG	G	F	MG	VB
C3	VVB	MB	F	G	G	VG
C4	B	G	F	G	EG	EG
C5	VG	MG	G	MB	B	B
C6	VB	B	F	MG	MG	G
C7	VB	MG	MG	MG	G	G
C8	MB	MG	VG	VVG	VG	VVG
C9	VB	MB	F	MG	G	G
C10	VG	MG	G	MG	F	F
C11	B	F	G	MG	VG	VG
C12	G	F	MB	MB	MB	MB
C13	MG	F	MB	F	MB	MB
C14	VB	VG	F	F	VG	VG
C15	VVB	F	F	F	EG	VG
C16	VB	MG	EG	EG	VG	VVG
C17	VG	MG	G	VG	G	VVG
C18	G	G	EG	VVG	MG	VVG
C19	F	VG	MG	G	G	G
C20	VVB	VVB	VVB	EG	VVB	EG
C21	VB	MB	VG	EG	VG	EG
C22	EG	VG	F	MB	VB	VVB

2.2.1 Sezgisel bulanık TOPSIS yöntemi uygulaması

Adım 4. Ağırlıklı birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisi, Denklem 2.10 kullanılarak oluşturulmuştur. Karar vericinin belirlediği kriter ağırlıkları dikkate alınarak, her bir alternatifin sezgisel bulanık değerleri birleştirilmiş ve sonuçlar Çizelge 2.7'de gösterilmiştir. Bu adım, alternatiflerin tüm kriterler üzerindeki performansını toplu bir şekilde değerlendirmeyi sağlamaktadır.

Adım 5. Sezgisel bulanık NIS ve PIS'ler Tanım 5 kullanılarak hesaplanmış ve elde edilen sonuçlar Çizelge 2.8'de listelenmiştir. Bu adım, alternatiflerin en iyi ve en kötü senaryolara göre nasıl performans gösterdiğini belirlemek için kritik öneme sahiptir.

Adım 6. Her bir alternatifin NIS ve PIS'lerden ne kadar uzak olduğunu belirlemek için, Denklem 2.11 ve Denklem 2.12 kullanılarak ayırma ölçümleri hesaplanmış ve sonuçlar Çizelge 2.9'da sunulmuştur.

Adım 7. NIS ve PIS'lere göre her bir alternatif için görelî yakınlık katsayıları, Denklem 2.12 kullanılarak hesaplanmış ve sonuçlar Çizelge 2.9'da verilmiştir. Görelî yakınlık katsayıları, alternatiflerin ideal çözümlere ne kadar yakın olduğunu göstermekte ve karşılaştırılabilir bir ölçekte değerlendirilmesine olanak tanımaktadır.

Adım 8. Alternatifler, elde edilen görelî yakınlık katsayısı sonuçlarına göre en iyiden en kötüye doğru sıralanmıştır. Bu sıralamada, en yüksek yakınlık katsayısına sahip alternatif, en iyi olarak seçilmiştir. Bu sıralamaya göre, alternatifler PC/ABS FR > Novamid AM1030 FR > PC > Naylon > PLA > ABS şeklinde sıralanmıştır. PC/ABS FR alternatifi, geliştirilen otomatik KPR cihazı gövdesi için en uygun malzeme olarak belirtilen alternatifler arasından seçilmiştir.

Çizelge 2.7 : Ağırlıklı birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisi.

Kriterler	Alternatifler					
	PLA	ABS	PC	PC/ABS	Nylon	Novamid
C1	[0.0500, 0.8625]	[0.1250, 0.7800]	[0.2500, 0.6700]	[0.2500, 0.6700]	[0.2500, 0.6700]	[0.3500, 0.5600]
C2	[0.5000, 0.4500]	[0.5000, 0.4500]	[0.3500, 0.5600]	[0.2500, 0.6700]	[0.3000, 0.6150]	[0.0500, 0.8625]
C3	[0.0500, 0.9450]	[0.2000, 0.7250]	[0.2500, 0.6700]	[0.3500, 0.5600]	[0.3500, 0.5600]	[0.4000, 0.5050]
C4	[0.1250, 0.7800]	[0.3500, 0.5600]	[0.2500, 0.6700]	[0.3500, 0.5600]	[0.5000, 0.4500]	[0.5000, 0.4500]
C5	[0.4000, 0.5050]	[0.3000, 0.6150]	[0.3500, 0.5600]	[0.2000, 0.7250]	[0.1250, 0.7800]	[0.1250, 0.7800]
C6	[0.0350, 0.9000]	[0.0875, 0.8400]	[0.1750, 0.7600]	[0.2100, 0.7200]	[0.2100, 0.7200]	[0.2450, 0.6800]
C7	[0.0350, 0.9000]	[0.2100, 0.7200]	[0.2100, 0.7200]	[0.2100, 0.7200]	[0.2450, 0.6800]	[0.2450, 0.6800]
C8	[0.3000, 0.6000]	[0.4500, 0.4400]	[0.6000, 0.2800]	[0.6750, 0.2800]	[0.6000, 0.2800]	[0.6750, 0.2800]
C9	[0.0500, 0.8625]	[0.2000, 0.7250]	[0.2500, 0.6700]	[0.3000, 0.6150]	[0.3500, 0.5600]	[0.3500, 0.5600]
C10	[0.6000, 0.2800]	[0.4500, 0.4400]	[0.5250, 0.3600]	[0.4500, 0.4400]	[0.3750, 0.5200]	[0.3750, 0.5200]
C11	[0.0875, 0.8400]	[0.1750, 0.7600]	[0.2450, 0.6800]	[0.2100, 0.7200]	[0.2800, 0.6400]	[0.2800, 0.6400]
C12	[0.0700, 0.9200]	[0.0500, 0.9400]	[0.0400, 0.9500]	[0.0400, 0.9500]	[0.0400, 0.9500]	[0.0400, 0.9500]
C13	[0.0600, 0.9300]	[0.0500, 0.9400]	[0.0400, 0.9500]	[0.0500, 0.9400]	[0.0400, 0.9500]	[0.0400, 0.9500]
C14	[0.0500, 0.8625]	[0.4000, 0.5050]	[0.2500, 0.6700]	[0.2500, 0.6700]	[0.4000, 0.5050]	[0.4000, 0.5050]
C15	[0.0750, 0.9200]	[0.3750, 0.5200]	[0.3750, 0.5200]	[0.3750, 0.5200]	[0.7500, 0.2000]	[0.6000, 0.2800]
C16	[0.0900, 0.7750]	[0.5400, 0.3700]	[0.9000, 0.1000]	[0.9000, 0.1000]	[0.7200, 0.1900]	[0.9000, 0.1000]
C17	[0.6000, 0.2800]	[0.4500, 0.4400]	[0.5250, 0.3600]	[0.6000, 0.2800]	[0.5250, 0.3600]	[0.6750, 0.2800]
C18	[0.5250, 0.3600]	[0.5250, 0.3600]	[0.7500, 0.2000]	[0.6750, 0.2800]	[0.4500, 0.4400]	[0.6750, 0.2800]
C19	[0.2500, 0.6700]	[0.4000, 0.5050]	[0.3000, 0.6150]	[0.3500, 0.5600]	[0.3500, 0.5600]	[0.3500, 0.5600]
C20	[0.0900, 0.9100]	[0.0900, 0.9100]	[0.0900, 0.9100]	[0.9000, 0.1000]	[0.0900, 0.9100]	[0.9000, 0.1000]
C21	[0.0900, 0.7750]	[0.3600, 0.5500]	[0.7200, 0.1900]	[0.9000, 0.1000]	[0.7200, 0.1900]	[0.9000, 0.1000]
C22	[0.9000, 0.1000]	[0.7200, 0.1900]	[0.4500, 0.4600]	[0.2250, 0.6400]	[0.0900, 0.7750]	[0.0900, 0.9100]

Çizelge 2.8 : TOPSIS yöntemi için sezgisel bulanık PIS ve NIS.

Kriterler	PIS	NIS
C1	[0.0500, 0.8625]	[0.3500, 0.5600]
C2	[0.5000, 0.4500]	[0.0500, 0.8625]
C3	[0.0500, 0.9450]	[0.4000, 0.5050]
C4	[0.1250, 0.7800]	[0.5000, 0.4500]
C5	[0.4000, 0.5050]	[0.1250, 0.7800]
C6	[0.0350, 0.9000]	[0.2450, 0.6800]
C7	[0.0350, 0.9000]	[0.2450, 0.6800]
C8	[0.6750, 0.2800]	[0.3000, 0.6000]
C9	[0.0500, 0.8625]	[0.3500, 0.5600]
C10	[0.6000, 0.2800]	[0.3750, 0.5200]
C11	[0.0875, 0.8400]	[0.2800, 0.6400]
C12	[0.0700, 0.9200]	[0.0400, 0.9500]
C13	[0.0600, 0.9300]	[0.0400, 0.9500]
C14	[0.0500, 0.8625]	[0.4000, 0.5050]
C15	[0.7500, 0.2000]	[0.0750, 0.9200]
C16	[0.9000, 0.1000]	[0.0900, 0.7750]
C17	[0.6750, 0.2800]	[0.4500, 0.4400]
C18	[0.7500, 0.2000]	[0.4500, 0.4400]
C19	[0.4000, 0.5050]	[0.2500, 0.6700]
C20	[0.9000, 0.1000]	[0.0900, 0.9100]
C21	[0.9000, 0.1000]	[0.0900, 0.7750]
C22	[0.0900, 0.9100]	[0.9000, 0.1000]

Çizelge 2.9 : Alternatiflerin ayırma ölçümleri ve göreceli yakınlık katsayıları.

Alternatifler	S_i^+	S_i^-	C_{gi}
PLA	12.018378	8.1820443	0.40504323
ABS	12.641781	8.4095986	0.39947969
PC	9.7631815	12.058876	0.55260032
PC/ABS	8.1051587	14.053662	0.63422427
Nylon	11.900372	9.7140140	0.44942354
Novamid	9.4669559	12.835643	0.57552230

2.2.2 Sezgisel bulanık VIKOR yöntemi uygulaması

Adım 4. Sezgisel bulanık NIS ve PIS'ler, Tanım 5'e göre belirlenmiş ve elde edilen sonuçlar Çizelge 2.10'da sunulmuştur.

Adım 5. Normalize sezgisel bulanık farklar matrisi, Denklem (2.13-2.16) kullanılarak elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar Çizelge 2.11'de gösterilmiştir.

Adım 6. S, R ve Q değerleri, Denklem (2.16-2.18) kullanılarak belirlenmiş ve sonuçlar Çizelge 2.12'de verilmiştir.

Adım 7. Alternatifler, S, R ve Q değerlerine göre en küçükten en büyüğe doğru sıralanmış ve sonuçlar Çizelge 2.13'te listelenmiştir.

Adım 8. Eğer aşağıdaki iki koşul sağlanırsa, minimum Q değerine göre en iyi sıralamaya sahip alternatif $A^{(1)}$ uzlaşık çözüm olarak kabul edilir. Bu koşullar:

Koşul 1: Kabul edilebilir avantaj koşulu: Eğer $Q(A^{(2)}) - Q(A^{(1)}) \geq \frac{1}{m-1}$ ise, elde edilen sonuç kabul edilebilir avantaj koşulunu sağlamaktadır. Çizelge 12'de sunulan ilk iki alternatifin Q değerleri kullanılarak yapılan hesaplamalara göre Koşul 1'in sağlandığı görülmüştür.

Koşul 2: Kabul edilebilir istikrar koşulu: Elde edilen sıralamada uzlaştırıcı çözümün istikrarlı olabilmesi için en iyi Q değerine sahip alternatif ($A^{(1)}$), S ve R değerlerinden en az birinde de en iyi skora sahip olmalıdır. Bu durumda, Çizelge 2.13'te gösterildiği üzere, Koşul 2'nin de sağlandığı görülmüştür. Sonuç olarak, $v=0.5$ değeri için her iki koşulu da sağlayan PC/ABS FR alternatifi, otomatik KPR cihazı gövdesi için en uygun alternatif olarak belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre altı alternatifin sıralaması şu şekildedir: PC/ABS FR > Novamid > PC > PLA > ABS > Naylon.

Çizelge 2.10 : VIKOR yöntemi için sezgisel bulanık PIS ve NIS.

Kriterler	PIS	NIS
C1	[0.1000, 0.7500]	[0.7000, 0.2000]
C2	[1.0000, 0.0000]	[0.1000, 0.7500]
C3	[0.1000, 0.9000]	[0.8000, 0.1000]
C4	[0.2500, 0.6000]	[1.0000, 0.0000]
C5	[0.8000, 0.1000]	[0.2500, 0.6000]
C6	[0.1000, 0.7500]	[0.7000, 0.2000]
C7	[0.1000, 0.7500]	[0.7000, 0.2000]
C8	[0.9000, 0.1000]	[0.4000, 0.5000]
C9	[0.1000, 0.7500]	[0.7000, 0.2000]
C10	[0.8000, 0.1000]	[0.5000, 0.4000]
C11	[0.2500, 0.6000]	[0.8000, 0.1000]
C12	[0.7000, 0.2000]	[0.4000, 0.5000]
C13	[0.6000, 0.3000]	[0.4000, 0.5000]
C14	[0.1000, 0.7500]	[0.8000, 0.1000]
C15	[1.0000, 0.0000]	[0.1000, 0.9000]
C16	[1.0000, 0.0000]	[0.1000, 0.7500]
C17	[0.9000, 0.1000]	[0.6000, 0.3000]
C18	[1.0000, 0.0000]	[0.6000, 0.3000]
C19	[0.8000, 0.1000]	[0.5000, 0.4000]
C20	[1.0000, 0.0000]	[0.1000, 0.9000]
C21	[1.0000, 0.0000]	[0.1000, 0.7500]
C22	[0.1000, 0.9000]	[1.0000, 0.0000]

Çizelge 2.11 : Normalize sezgisel bulanık farklar matrisi.

Kriterler	Alternatifler					
	PLA	ABS	PC	PC/ABS	Nylon	Novamid
C1	0	0.3367	0.7445	0.7445	0.4039	1
C2	0	0	0.2319	0.4804	0.3485	1
C3	0	0.6330	0.7581	0.9331	0.9331	1
C4	0	0.7110	0.4259	0.7110	1	1
C5	0	0.3238	0.1505	0.7359	1	1
C6	0	0.3367	0.7445	0.8848	0.8848	1
C7	0	0.8848	0.8848	0.8848	1	1
C8	1	0.4862	0.8249	0	0.8249	0
C9	0	0.5728	0.7445	0.8848	1	1
C10	0	0.6216	0.2889	0.6216	1	1
C11	0	0.5170	0.8632	0.7052	1	1
C12	0	0.6292	1	1	1	1
C13	0	0.4719	1	0.4719	1	1
C14	0	1	0.6771	0.6771	1	1
C15	1	0.4268	0.4268	0.4268	0	0.1159
C16	1	0.3485	0	0	0.1305	0
C17	0.1697	1	0.5556	0.1697	0.5556	0
C18	0.6653	0.6653	0	0.2530	1	0.2530
C19	1	0	0.6216	0.2889	0.2889	0.2889
C20	1	1	1	0	1	0
C21	1	0.6227	0.1305	0	0.1305	0
C22	1	0.8885	0.6735	0.4039	0.1659	0

Çizelge 2.12 : S, R ve Q değerleri.

Alternatifler	S	R	Q
PLA	0.48720316	0.068896052	0.68196641
ABS	0.59201553	0.068896052	0.95599021
PC	0.46712958	0.068896052	0.62948558
PC/ABS	0.41760216	0.037596328	0.00000000
Nylon	0.60884899	0.068896052	1.00000000
Novamid	0.47632145	0.060435133	0.51835739

Çizelge 2.13 : Alternatiflerin S, R ve Q değerlerine göre sıralanması.

Alternatifler	S	R	Q
PLA	4	3	4
ABS	5	4	5
PC	2	5	3
PC/ABS	1	1	1
Nylon	6	6	6
Novamid	3	2	4

2.2.3 Sezgisel bulanık CODAS yöntemi uygulaması

Adım 4. Birleştirilmiş normalize sezgisel bulanık karar matrisi, Denklem 2.20 kullanılarak oluşturulmuş ve sonuçlar Çizelge 2.14'te gösterilmiştir. Bu matris, alternatiflerin normalize edilmiş değerlerini bir araya getirerek, karar verme sürecinde daha net ve kıyaslanabilir veriler sunar.

Adım 5. Bulanık ağırlıklı normalize birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisi, Denklem 2.21 kullanılarak hesaplanmış ve elde edilen sonuçlar Çizelge 2.15'te listelenmiştir. Bu matris, alternatiflerin ağırlıklı değerlerini içermekte olup, karar kriterlerinin önem derecelerini yansıtır. Böylece, karar kriterlerinin etkileri dikkate alınarak daha hassas bir değerlendirme yapılması sağlanır.

Adım 6. En düşük sıralama değeri olan NIS, Tanım 5 ve Denklem 2.22 kullanılarak elde edilmiş ve sonuçlar Çizelge 2.16'da gösterilmiştir. Bu değerler, alternatiflerin performanslarının karşılaştırılmasında bir referans noktası olarak kullanılır.

Adım 7. Geleneksel Öklid ve Taxicab mesafeleri olarak bilinen iki farklı mesafe türü yerine, her alternatifin sezgisel bulanık mesafeleri Denklem 2.5'te tanımlanan yeni mesafe ölçüm metriği kullanılarak hesaplanmıştır. Bu mesafelerin, Denklem 2.23 kullanılarak toplanması sonucu elde edilen mesafe değerleri ise Çizelge 2.17'de sunulmuştur. Bu adım, her bir alternatifin ideal çözümlerden ne kadar uzak olduğunu ölçerek, alternatiflerin genel performansını belirlemeye yardımcı olur.

Adım 8. Bu yöntem, alternatifleri en büyük mesafe değerinden en küçük mesafe değerine doğru sıralamayı tercih eder. Çizelge 2.17'de sunulan mesafe değerlerine göre, alternatiflerin sıralaması şu şekilde elde edilmiştir: PC/ABS FR > Novamid > PC > Naylon > PLA > ABS. Bu sıralama, PC/ABS FR'nin en iyi alternatif olarak belirlendiğini göstermektedir. Elde edilen bu sonuç, PC/ABS FR'nin diğer alternatiflere kıyasla en uygun malzeme olduğunu açıkça ortaya koymaktadır. Bu bulgular, malzeme seçiminin belirlenen kriterlere dayalı olarak yapıldığını ve PC/ABS FR'nin bu kriterlere en iyi şekilde uyum sağladığını ifade eder. Bu nedenle, PC/ABS FR, belirlenen performans ölçütlerine göre en üstün malzeme olarak seçilmiş ve geliştirilen otomatik KPR cihazı gövdesi için mevcut alternatifler arasında en uygun alternatif olarak tespit edilmiştir.

Çizelge 2.14 : Birleştirilmiş normalize sezgisel bulanık karar matrisi.

Kriterler	Alternatifler					
	PLA	ABS	PC	PC/ABS	Nylon	Novamid
C1	[0.75, 0.10]	[0.60, 0.25]	[0.40, 0.50]	[0.40, 0.50]	[0.40, 0.50]	[0.20, 0.70]
C2	[1.00, 0.00]	[1.00, 0.00]	[0.70, 0.20]	[0.50, 0.40]	[0.60, 0.30]	[0.10, 0.75]
C3	[0.90, 0.10]	[0.50, 0.40]	[0.40, 0.50]	[0.20, 0.70]	[0.20, 0.70]	[0.10, 0.80]
C4	[0.60, 0.25]	[0.20, 0.70]	[0.40, 0.50]	[0.20, 0.70]	[0.00, 1.00]	[0.00, 1.00]
C5	[0.80, 0.10]	[0.60, 0.30]	[0.70, 0.20]	[0.40, 0.50]	[0.25, 0.60]	[0.25, 0.60]
C6	[0.75, 0.10]	[0.60, 0.25]	[0.40, 0.50]	[0.30, 0.60]	[0.30, 0.60]	[0.20, 0.70]
C7	[0.75, 0.10]	[0.30, 0.60]	[0.30, 0.60]	[0.30, 0.60]	[0.20, 0.70]	[0.20, 0.70]
C8	[0.40, 0.50]	[0.60, 0.30]	[0.80, 0.10]	[0.90, 0.10]	[0.80, 0.10]	[0.90, 0.10]
C9	[0.75, 0.10]	[0.50, 0.40]	[0.40, 0.50]	[0.30, 0.60]	[0.20, 0.70]	[0.20, 0.70]
C10	[0.80, 0.10]	[0.60, 0.30]	[0.70, 0.20]	[0.60, 0.30]	[0.50, 0.40]	[0.50, 0.40]
C11	[0.60, 0.25]	[0.40, 0.50]	[0.20, 0.70]	[0.30, 0.60]	[0.10, 0.80]	[0.10, 0.80]
C12	[0.70, 0.20]	[0.50, 0.40]	[0.40, 0.50]	[0.40, 0.50]	[0.40, 0.50]	[0.40, 0.50]
C13	[0.60, 0.30]	[0.50, 0.40]	[0.40, 0.50]	[0.50, 0.40]	[0.40, 0.50]	[0.40, 0.50]
C14	[0.75, 0.10]	[0.10, 0.80]	[0.40, 0.50]	[0.40, 0.50]	[0.10, 0.80]	[0.10, 0.80]
C15	[0.10, 0.90]	[0.50, 0.40]	[0.50, 0.40]	[0.50, 0.40]	[1.00, 0.00]	[0.80, 0.10]
C16	[0.10, 0.75]	[0.60, 0.30]	[1.00, 0.00]	[1.00, 0.00]	[0.80, 0.10]	[1.00, 0.00]
C17	[0.80, 0.10]	[0.60, 0.30]	[0.70, 0.20]	[0.80, 0.10]	[0.70, 0.20]	[0.90, 0.10]
C18	[0.70, 0.20]	[0.70, 0.20]	[1.00, 0.00]	[0.90, 0.10]	[0.60, 0.30]	[0.90, 0.10]
C19	[0.50, 0.40]	[0.80, 0.10]	[0.60, 0.30]	[0.70, 0.20]	[0.70, 0.20]	[0.70, 0.20]
C20	[0.10, 0.90]	[0.10, 0.90]	[0.10, 0.90]	[1.00, 0.00]	[0.10, 0.90]	[1.00, 0.00]
C21	[0.10, 0.75]	[0.40, 0.50]	[0.80, 0.10]	[1.00, 0.00]	[0.80, 0.10]	[1.00, 0.00]
C22	[0.00, 1.00]	[0.10, 0.80]	[0.40, 0.50]	[0.60, 0.25]	[0.75, 0.10]	[0.90, 0.10]

Çizelge 2.15 : Bulanık ağırlıklı normalize birleştirilmiş sezgisel bulanık karar matrisi.

Kriterler	Alternatifler					
	PLA	ABS	PC	PC/ABS	Nylon	Novamid
C1	[0.3750, 0.5050]	[0.3000, 0.5875]	[0.2000, 0.7250]	[0.2000, 0.7250]	[0.2000, 0.7250]	[0.1000, 0.8350]
C2	[0.5000, 0.4500]	[0.5000, 0.4500]	[0.3500, 0.5600]	[0.2500, 0.6700]	[0.3000, 0.6150]	[0.0500, 0.8625]
C3	[0.4500, 0.5050]	[0.2500, 0.6700]	[0.2000, 0.7250]	[0.1000, 0.8350]	[0.1000, 0.8350]	[0.0500, 0.8900]
C4	[0.3000, 0.5875]	[0.1000, 0.8350]	[0.2000, 0.7250]	[0.1000, 0.8350]	[0.0000, 1.0000]	[0.0000, 1.0000]
C5	[0.4000, 0.5050]	[0.3000, 0.6150]	[0.3500, 0.5600]	[0.2000, 0.7250]	[0.1250, 0.7800]	[0.1250, 0.7800]
C6	[0.2625, 0.6400]	[0.2100, 0.7000]	[0.1400, 0.8000]	[0.1050, 0.8400]	[0.1050, 0.8400]	[0.0700, 0.8800]
C7	[0.2625, 0.6400]	[0.1050, 0.8400]	[0.1050, 0.8400]	[0.1050, 0.8400]	[0.0700, 0.8800]	[0.0700, 0.8800]
C8	[0.3000, 0.6000]	[0.4500, 0.4400]	[0.6000, 0.2800]	[0.6750, 0.2800]	[0.6000, 0.2800]	[0.6750, 0.2800]
C9	[0.3750, 0.5050]	[0.2500, 0.6700]	[0.2000, 0.7250]	[0.1500, 0.7800]	[0.1000, 0.8350]	[0.1000, 0.8350]
C10	[0.6000, 0.2800]	[0.4500, 0.4400]	[0.5250, 0.3600]	[0.4500, 0.4400]	[0.3750, 0.5200]	[0.3750, 0.5200]
C11	[0.2100, 0.7000]	[0.1400, 0.8000]	[0.0700, 0.8800]	[0.1050, 0.8400]	[0.0350, 0.9200]	[0.0350, 0.9200]
C12	[0.0700, 0.9200]	[0.0500, 0.9400]	[0.0400, 0.9500]	[0.0400, 0.9500]	[0.0400, 0.9500]	[0.0400, 0.9500]
C13	[0.0600, 0.9300]	[0.0500, 0.9400]	[0.0400, 0.9500]	[0.0500, 0.9400]	[0.0400, 0.9500]	[0.0400, 0.9500]
C14	[0.3750, 0.5050]	[0.0500, 0.8900]	[0.2000, 0.7250]	[0.2000, 0.7250]	[0.0500, 0.8900]	[0.0500, 0.8900]
C15	[0.0750, 0.9200]	[0.3750, 0.5200]	[0.3750, 0.5200]	[0.3750, 0.5200]	[0.7500, 0.2000]	[0.6000, 0.2800]
C16	[0.0900, 0.7750]	[0.5400, 0.3700]	[0.9000, 0.1000]	[0.9000, 0.1000]	[0.7200, 0.1900]	[0.9000, 0.1000]
C17	[0.6000, 0.2800]	[0.4500, 0.4400]	[0.5250, 0.3600]	[0.6000, 0.2800]	[0.5250, 0.3600]	[0.6750, 0.2800]
C18	[0.5250, 0.3600]	[0.5250, 0.3600]	[0.7500, 0.2000]	[0.6750, 0.2800]	[0.4500, 0.4400]	[0.6750, 0.2800]
C19	[0.2500, 0.6700]	[0.4000, 0.5050]	[0.3000, 0.6150]	[0.3500, 0.5600]	[0.3500, 0.5600]	[0.3500, 0.5600]
C20	[0.0900, 0.9100]	[0.0900, 0.9100]	[0.0900, 0.9100]	[0.9000, 0.1000]	[0.0900, 0.9100]	[0.9000, 0.1000]
C21	[0.0900, 0.7750]	[0.3600, 0.5500]	[0.7200, 0.1900]	[0.9000, 0.1000]	[0.7200, 0.1900]	[0.9000, 0.1000]
C22	[0.0000, 1.0000]	[0.0900, 0.8200]	[0.3600, 0.5500]	[0.5400, 0.3250]	[0.6750, 0.1900]	[0.8100, 0.1900]

Çizelge 2.16 : Sezgisel Bulanık NIS.

Kriterler	NIS
C1	[0.1000, 0.8350]
C2	[0.0500, 0.8625]
C3	[0.0500, 0.8900]
C4	[0.0000, 1.0000]
C5	[0.1250, 0.7800]
C6	[0.0700, 0.8800]
C7	[0.0700, 0.8800]
C8	[0.3000, 0.6000]
C9	[0.1000, 0.8350]
C10	[0.3750, 0.5200]
C11	[0.0350, 0.9200]
C12	[0.0400, 0.9500]
C13	[0.0400, 0.9500]
C14	[0.0500, 0.8900]
C15	[0.0750, 0.9200]
C16	[0.0900, 0.7750]
C17	[0.4500, 0.4400]
C18	[0.4500, 0.4400]
C19	[0.2500, 0.6700]
C20	[0.0900, 0.9100]
C21	[0.0900, 0.7750]
C22	[0.0000, 1.0000]

Çizelge 2.17 : Alternatiflerin yeni seçim metriği ile hesaplanan mesafe değerleri.

Alternatifler	Mesafe değerleri
PLA	9.1510529
ABS	8.2853912
PC	11.852120
PC/ABS	14.154064
Nylon	10.235948
Novamid	13.544517

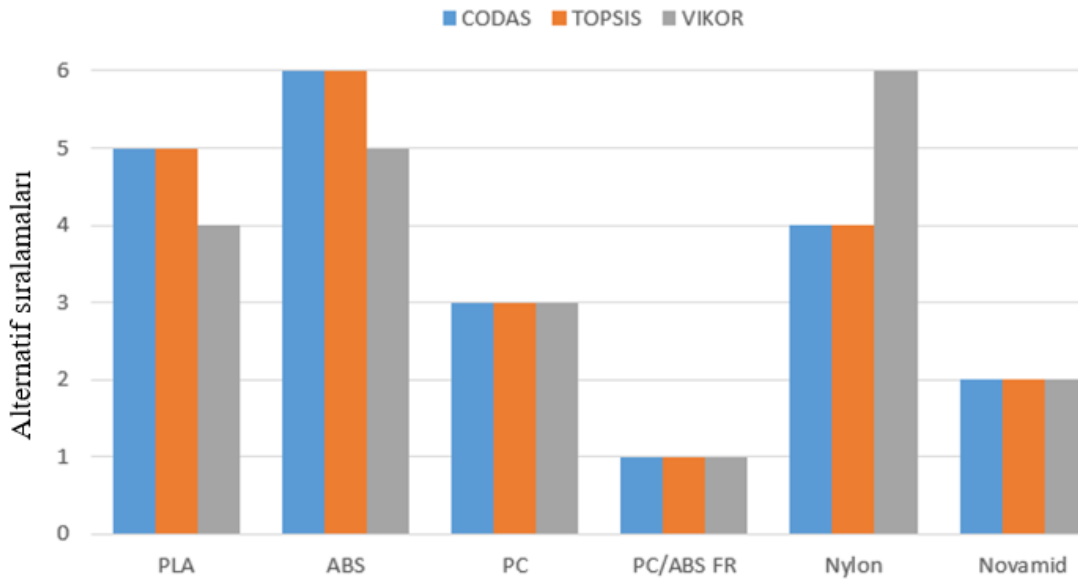
2.2.4 Sezgisel bulanık TOPSIS, VIKOR ve CODAS sonuçlarının analizi

Otomatik KPR cihazı gövdesi için en uygun alternatifin seçilebilmesi amacıyla, Öklid ve Taxicab mesafe fonksiyonlarına alternatif olarak önerilen seçim metriği, sezgisel bulanık TOPSIS, VIKOR ve CODAS yöntemlerine uyarlanarak analiz edilmiştir. Bu analizin sonuçları, Çizelge 2.18'de ayrıntılı bir şekilde sunulmuştur. Elde edilen sonuçlara göre, otomatik KPR cihazının gövde malzemesi alternatifleri hem TOPSIS hem de CODAS yöntemlerinde PC/ABS FR, Novamid, PC, Nylon, PLA ve ABS olarak azalan tercih sırasına göre sıralanmıştır. VIKOR yönteminde ise ilk üç alternatifin sırası diğer yöntemlerdekiyle aynıdır.

Çizelge 2.18 : Alternatiflerin belirtilen yöntemlere göre sıralama sonuçları.

Yöntem	Sıralama
TOPSIS	PC/ABS FR > Novamid > PC > PLA > ABS > Nylon
VIKOR	PC/ABS FR > Novamid > PC > Nylon > PLA > ABS
CODAS	PC/ABS FR > Novamid > PC > PLA > ABS > Nylon

Dolayısıyla her üç yöneme göre de KPR cihazı gövdesi için en uygun alternatifin PC/ABS FR olması gerektiği sonucuna varılmıştır. Belirtilen yöntemlerle elde edilen alternatif sıralamalarını gösteren karşılaştırmalı analiz görsel temsili Şekil 2.3'te sunulmaktadır.



Şekil 2.3 : Alternatif sıralamalarını gösteren karşılaştırmalı analiz sonuçları.

Kullanılan yöntemlerden elde edilen sonuçların tutarlılığını gözlemlemek için bu sonuçların niceliksel olarak değerlendirilmesi oldukça önem arz etmektedir. Bu nedenle, söz konusu yöntemlerden elde edilen sıralama sonuçları arasındaki benzerliği değerlendirmek amacıyla Pearson korelasyon katsayısı (r) kullanılmıştır. Pearson korelasyon katsayısının pozitif bir değere sahip olması, sıralamalar arasında doğrudan bir ilişki olduğunu, negatif bir değere sahip olması ise ters bir ilişki olduğunu göstermektedir. Ancak sıfır değeri, sıralamalar arasında anlamlı bir ilişki bulunmadığını ifade eder. Korelasyon katsayıları incelendiğinde, CODAS ve TOPSIS yöntemleri arasında $r=1$ ile güçlü bir pozitif korelasyon olduğu görülmüştür. Bu durum, bir sıralamadaki herhangi bir artış veya azalışın, diğer sıralamadaki benzer bir artış veya azalışla tamamen uyumlu olduğunu ifade etmektedir. CODAS-VIKOR ve TOPSIS-VIKOR yöntemleri arasındaki ilişki ise biraz daha zayıf olmakla birlikte, $r=0,2571$ değeriyle pozitif bir korelasyon mevcut olduğu belirlenmiştir.

3. GELİŞTİRİLEN OTOMATİK KPR CİHAZININ MEKANİK TASARIMI, MATEMATİKSEL MODELİ VE ELEKTRONİK TASARIMI

Tez çalışmasının bu bölümünde, geliştirilen otomatik KPR cihazının mekanik tasarımı, matematiksel modeli ve elektronik bileşenleri ayrıntılı bir şekilde incelenmektedir. Mekanik tasarımda, cihazın yapısal dayanıklılığı, ergonomik özellikleri ve kalp masajı uygularken doğru bası ve ritmi sağlayabilmesi için gereken tüm bileşenler detaylı olarak ele alınmıştır. Ayrıca, cihazın bileşenlerinin optimal performans gösterebilmesi için gerekli olan malzeme seçimleri ve mühendislik analizleri titizlikle yapılmıştır. Cihazın hareketli parçalarının hassasiyeti ve doğru konumlandırılması gibi kritik unsurlar da bu bölümde kapsamlı bir şekilde değerlendirilmiştir.

Matematiksel model, kalp masajı sırasında uygulanan anlık kompresyon derinliği, hız ve ivme gibi parametereleri hassas bir şekilde ölçmek ve analiz etmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu model, cihazın çalışma prensiplerini ve performansını bilimsel bir temele dayandırarak değerlendirmeyi mümkün kılar. Ayrıca, matematiksel model cihazın performansının optimize edilmesi ve olası risklerin en aza indirilmesi sürecinde kritik bir rol oynar.

Elektronik tasarım bölümünde, otomatik KPR cihazının doğru, güvenilir ve AHA standartlarını karşılayacak şekilde işlev görmesi için gerekli olan elektronik bileşenlerin seçimi ve entegrasyonu incelenmiştir. Bu kapsamda, fırçasız Doğru Akım (DC- Direct Current) motorlar, hall sensörleri, motor sürücüleri, mikrodenetleyiciler ve medikal kullanım sertifikalı lineer aktuatörler gibi çeşitli bileşenlerin nasıl entegre edildiği ve nasıl çalıştığı detaylı olarak açıklanmıştır.

3.1 Otomatik KPR Cihazının Mekanik Tasarımı

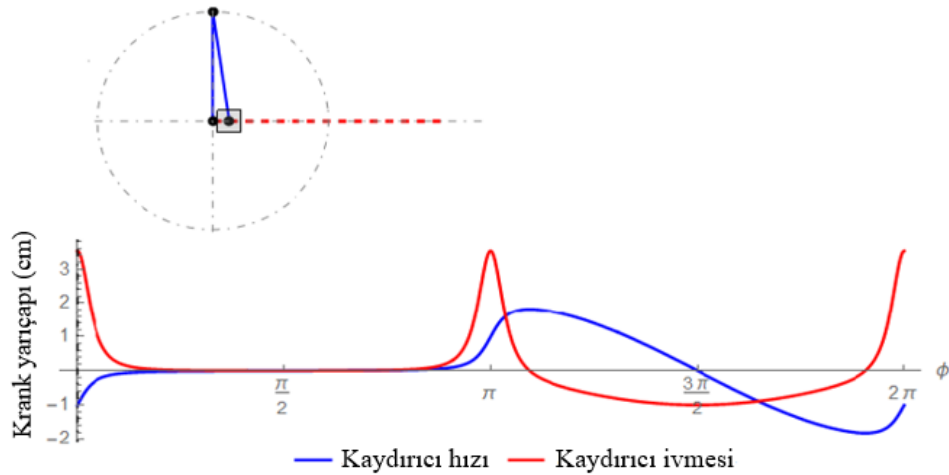
Bu bölümde, otomatik KPR cihazının genel tasarım bileşenleri ile cihazın hizalama gerektirmeksizin hızlı ve kolay bir şekilde sırt tahtasına bağlanmasını sağlayan radyal ve eksenel kilitleme işlevine sahip otomatik çok dilli bayonet kilit mekanizmasının tasarım süreci ayrıntılı olarak ele alınmaktadır. Ayrıca, bu cihaz ve sahip olduğu kilit

sisteminin teknik özellikleri, çalışma prensipleri, geliştirme aşamaları ve kullanıcıya sağladığı avantajlar da kapsamlı bir şekilde değerlendirilmektedir.

3.1.1 Otomatik KPR cihazının genel tasarım bileşenleri

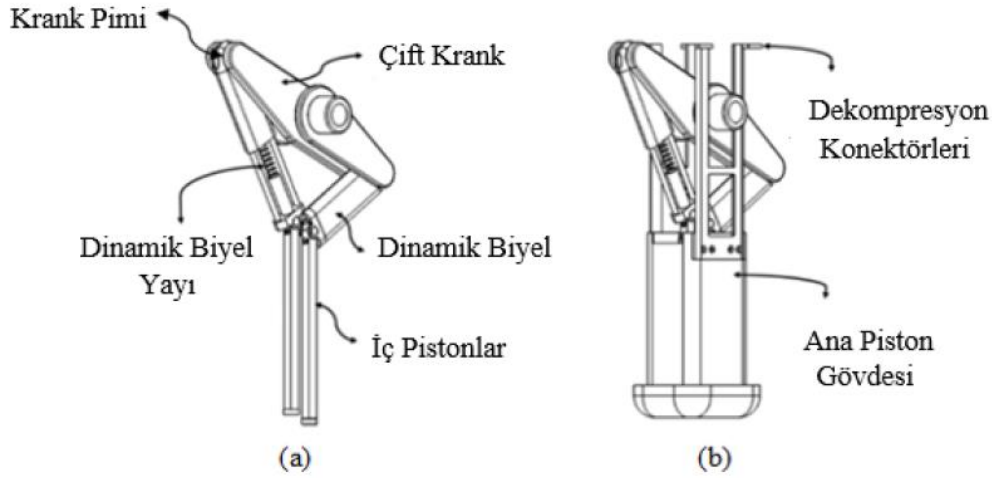
Göğüs kompresyonunu insan gücüyle gerçekleştirmenin, mekanik bir cihazla yapılan kompresyona üstünlük sağlayabilmesinin potansiyel nedenlerinden biri, yüksek başlangıç momentumudur. Geliştirilen otomatik KPR cihazının bu özelliği taşıyabilmesi için, piston mekanizmasının yüksek kütle etkisine ve yüksek başlangıç hızına sahip olması gerekmektedir. Bu nitelikler, kompresyon etkinliğini artırarak, cihazın insan gücüne dayalı kompresyonlara benzer ya da daha üstün performans sergilemesini sağlamaktadır. Piston üzerindeki yüksek kütle etkisi, yüksek dönme ataleti ile gerçekleştirilebilmektedir. Bu atalet, genellikle minyatür mekanik sistemler için uygun olmayan ağır kütleli bir volan gerektirir. Ancak, küçük kütleli bir volandan dişli kutusu aracılığıyla atalet yansıması kullanılarak yeterli atalet elde edilebilir. Volana entegre edilen dişli kutusu, sahip olduğu redüksiyon oranından dolayı sistemin dönüş hızını azaltır. Bu nedenle, volanı besleyecek olan elektrik motorunun bu açısal yavaşlamayı etkin bir şekilde telafi edebilecek kapasitede olmasına dikkat edilmelidir. Ayrıca, kompresyonların anlık başlatılması ve durdurulması için dişli kutusu ile motor arasında bir elektromanyetik kavrama entegre edilmelidir. Bu düzenleme, potansiyel hatalı kompresyon durumlarında sistemin hızla durdurulabilmesini sağlayacak ve böylece hasta güvenliğini artıracaktır. Dönme hareketinin öteleme hareketine dönüştürülebilmesi için ise dişli kutusunun çıkışına bir kaydırıcı krank mekanizması eklenmelidir [89]. Bu sayede, uygulanmak istenen yüksek kütle etkisi sağlanmış olur. Pistonun yüksek başlangıç hızı ise, kaydırıcı krank mekanizmasının yapısına bağlıdır ve kompakt bir tasarım ile daha yüksek başlangıç hızı elde edebilmek için bu mekanizmadaki krank-biyel oranının mümkün olduğunca küçük olması gerekmektedir [90]. Bu nedenle, krank-biyel oranının 1:1 olmasına karar verilmiştir. Ancak, 1:1 krank-biyel oranı ile kaydırıcı krank ve biyelin tam bir çevrimi mümkün değildir. Tam bir krank-biyel çevrimini gerçekleştirebilmek için, dekompresyon (kompresyon dışı faz) sırasında biyel uzunluğunun krank yarıçapından daha büyük olması gerekmektedir. Bu sorunu çözmek amacıyla, dekompresyon esnasında biyel kolunun uzamasını sağlayan bir kompresyon yayı kullanılarak biyel dinamik hale getirilmiştir. Ayrıca, krank açısı aralığı da yüksek başlangıç hızı elde etmek için kritik bir öneme sahiptir. Wolfram Player®'da gerçekleştirilen basit bir kaydırıcı krank mekanizması

modelleme simülasyonu, krank açısı aralığı hakkında önemli bilgiler sunmaktadır [91]. Şekil 3.1'de sunulan grafikte, 1,01'lik bir krank-biyel oranı için krank açısına karşı saniyedeki krank yarıçapı cinsinden kaydırıcı hızı gösterilmektedir. Simülasyon, 1'e eşit veya daha küçük değerler için başarısız olduğundan, krank-biyel oranı 1'e en yakın değer olan 1.01 olarak belirlenmiştir. Grafik, kaydırıcının aşağı strokunun π ile $3\pi/2$ arasında, yukarı strokunun ise $3\pi/2$ ile 2π arasında olduğunu göstermektedir. Maksimum hıza, π 'den biraz daha büyük bir açıda ulaşılmaktadır. Maksimum hıza ulaşıldıktan sonra, grafikte neredeyse doğrusal olarak azalan bir dalga şekli gözlenmektedir. π ile $3\pi/2$ arasındaki son 70-80 derecelik açı aralığı, krank açısı için kaydırıcının aşağı strok hızının neredeyse doğrusal olarak azaldığı bölgedir. Bu açı değerleri, gerçek krank açısı değerlerine karşılık gelmektedir. Ancak, dinamik kuvvet değerlendirmeleri açısından yaklaşık 60 derecelik krank açısı değerleri daha pratik ve işlevsel bulunmaktadır. Bu bağlamda, 60 derecelik krank açısında görev çevrimi %16.6 olarak gerçekleşmektedir. Bu görev çevrimi, etkili göğüs kompresyonu için oldukça düşüktür. Mevcut KPR cihazları, standart manuel uygulamalar için yorulma faktörünü azaltmak amacıyla AHA kılavuzlarında piston zamanlamasına ilişkin %50 görev çevrimi önerisini uygulamaktadır [92]. Öte yandan, çeşitli çalışmalar kalbin doğal zamanlaması ve akış formunu sağlamak için görev çevriminin % 30-33 aralığında olması gerektiğini ve bu oranların üstün göğüs kompresyon kalitesine yol açtığını ileri sürmektedir [93-96]. Bu nedenle, etkili göğüs kompresyonu için önerilen kaydırıcı krank sisteminin görev çevriminin, tek kranklı piston mekanizmasından çift kranklı piston mekanizmasına geçirilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır. Bu değişiklikte birlikte, görev çevrimi %16.6'dan %33.3'e yükselterek, etkili göğüs kompresyonu için önerilen aralıkta görev çevrimi elde edilmiş olacaktır [97].



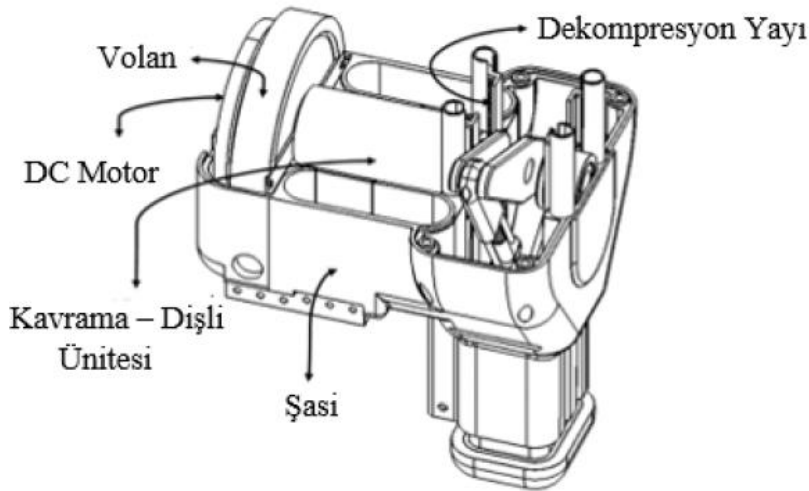
Şekil 3.1 : Kaydırıcı krank mekanizması modelleme simülasyonu.

Şekil 3.2 (a)'da iki iç pistonlu çift kaydırıcı krank mekanizması tasarımı, Şekil 3.2 (b)'de ise bu mekanizmanın ana pistonla entegre edilmiş hali gösterilmektedir. Ana piston, ana piston gövdesi ve iki dekompresyon konektöründen oluşmaktadır.



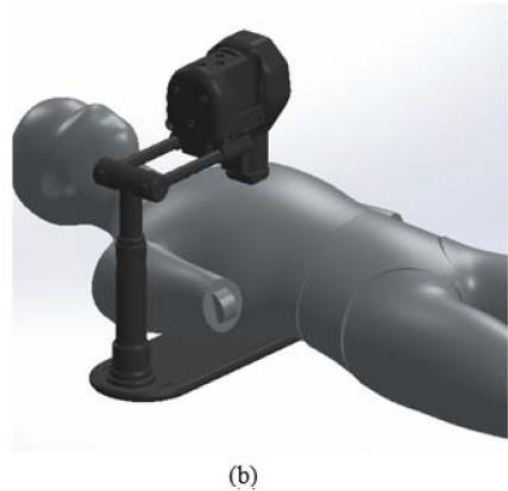
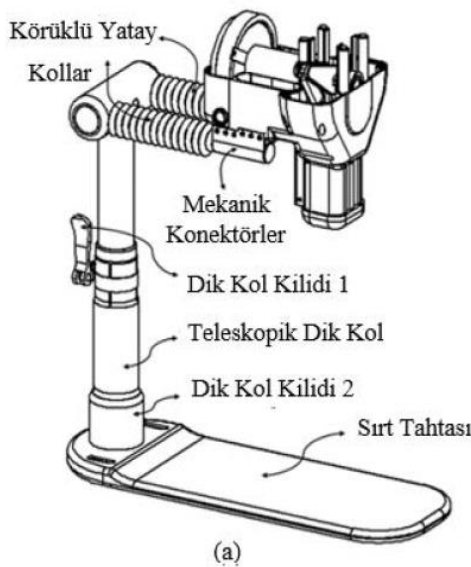
Şekil 3.2 : Pistonsuz (a) ve pistonlu (b) çift kaydırıcı krank mekanizması.

Dekompresyon konektörleri, ana piston gövdesini Şekil 3.3'te gösterildiği gibi dört adet dekompresyon yayına bağlar ve ana piston yukarı stroku bu dekompresyon yayları ile sağlanır. Şekil 3.3'te gösterilen bu tasarım “kompresyon modülü” olarak adlandırılmaktadır. Bu modül, içerisinde DC motor, volan ve elektromanyetik kavrama–dişli kutusu ünitesi barındıran kompleks bir güç aktarım mekanizmasına sahiptir. Kalp masajı sırasında göğüs kemiğine uygulanan basınca karşı mukavemet sağlayan şasi ise, belirtilen güç aktarım organları, kapak ve batarya gibi bileşenlerin taşıyıcısıdır.



Şekil 3.3 : Kompresyon modülü.

Şekil 3.4'te sunulan genel tasarım, kompresyon modülü, statik yatay kollar, teleskopik dik kol, kilit ünitesi ve sırt tahtası gibi bileşenleri içermekte ve cihazın hasta üzerinde kullanımını detaylı bir şekilde göstermektedir. Teleskopik dik kol, dik kol üst parça, alt parça ve yarık burçtan oluşan karmaşık bir yapıya sahiptir. Bu yapı, dik kol üst parçanın alt parçaya gömülü çelik yarık burç içinde hareket etmesine olanak tanıyarak, kullanıcıların kompresyon modülünün yüksekliğini hastanın göğüs derinliğine göre hassas bir şekilde ayarlamasını sağlamaktadır [98]. Dikey hareketin yükseklik seviyesi, dik kol üst parçadaki durdurucu ile yarık burcun alt yüzeyi arasındaki temasla sınırlıdır. Dik kol üst parça ile alt parça arasına çelik burç konulmasının nedeni, kompresyon sırasında dik kolda meydana gelen esnemeyi en aza indirmektir. Kompresyon modülü ise, iki mekanik konektör aracılığıyla yatay kollar üzerinde kayabilmekte ve pistonun hastanın göğsündeki pozisyonunu hassas bir şekilde ayarlamak için dik kol etrafında dönebilmektedir. Bu hareket kabiliyeti, cihazın farklı hasta anatomilerine uyum sağlamasına olanak tanımaktadır. Ayrıca, dik kol üzerinde üst ve alt kilit olmak üzere iki adet kilit sistemi bulunmaktadır. Üst kilit sistemi, dik kolun teleskopik hareketini kilitleyerek yüksekliği sabitler. Alt kilit sistemi ise, dik kol ile sırt tahtası arasında sağlam bir sabitleme sağlayarak cihazın genel stabilitesini artırır. Bu sistem, cihazı sırt tahtasına hizalama gerektirmeden kolaylıkla entegre edilebilecek özellikte tasarlanmıştır. Son olarak, kompresyon sırasında gerekli sırt desteğini sağlayan sırt tahtası, her türlü sedyeye güvenli bir şekilde sabitlenebilmesi için kemer bağlantı delikleri ile donatılmıştır.



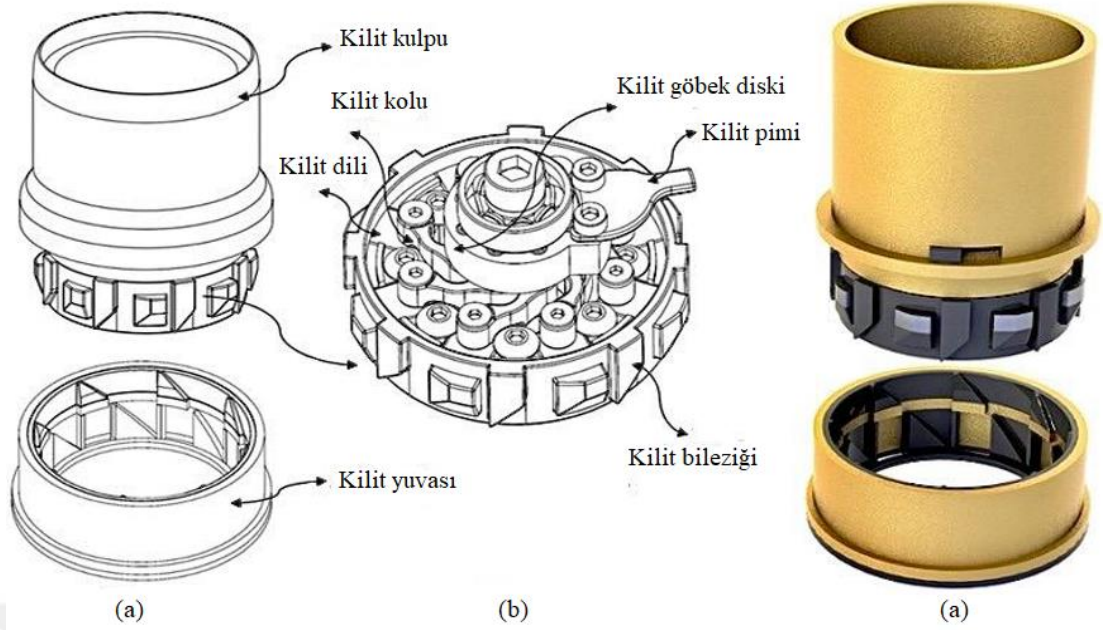
Şekil 3.4 : Geliştirilen cihazın genel tasarımı (a) ve hasta üzerinde kullanımı (b).

3.1.2 Otomatik çok dilli bayonet kilit sisteminin tasarımı

Otomatik KPR cihazının herhangi bir hizalama gerektirmeden hızlı ve zahmetsiz bir şekilde sırt tahtasına takılıp kompresyon işlemine başlayabilmesi için, radyal ve eksenel kilitleme fonksiyonlarına sahip otomatik çok dilli bayonet kilit mekanizması geliştirilmiştir. Bu yenilikçi kilit mekanizması, mevcut bayonet kilit sistemlerinin ötesine geçerek tamamen otomatik ve kullanıcı dostu bir çözüm sunmaktadır. Bayonet kilit mekanizmalarının gelişmiş tasarımlarında genellikle manuel açısal hizalamaya sahip yarı otomatik sistemler kullanılmaktadır. Bu sistemler, özellikle karmaşık ve zaman alıcı manuel hizalama gerektirdiğinden, kullanıcılar için pratik olmayabilir. Daha az gelişmiş bayonet kilit mekanizmaları ise radyal ve eksenel kilitlemeyi tek bir mekanizma ile gerçekleştirememektedir. Bunun nedeni, bu sistemlerde her bir kilit dili için ayrı bir yay kullanılmasının gerekliliğidir. Bu yapı, mekanizmanın karmaşıklığını artırmakta ve güvenilirliğini düşürmektedir.

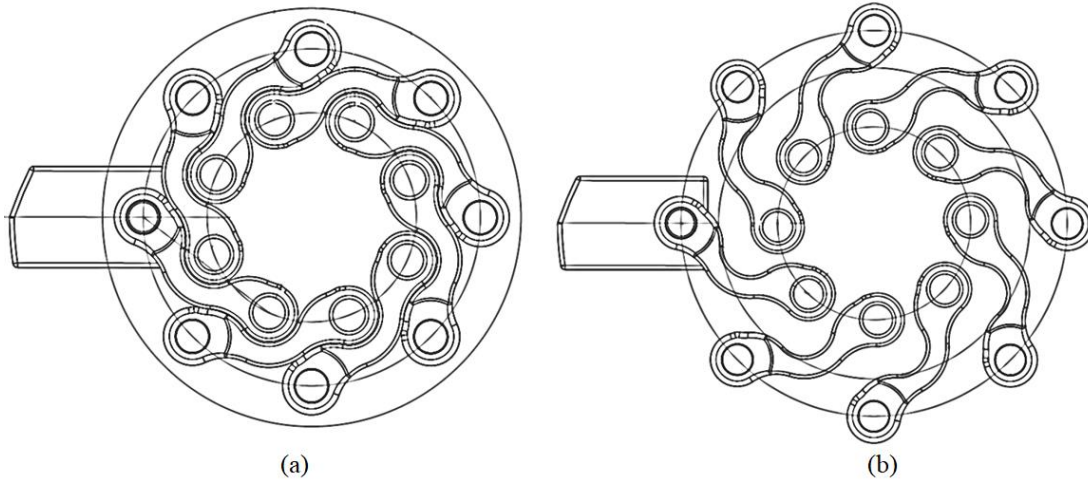
Corpuls cihazında kullanılan bayonet kilit mekanizması, bu teknolojinin bilinen en gelişmiş örneğini temsil etmektedir. Ancak, bu mekanizma yarı otomatik bir yapıya sahip olup, manuel olarak açısal hizalama gerektirmektedir. Bu zorunluluk, cihazın tasarımında kullanılan çap, derinlik ve kilit kaydırma açısına göre doğru sayıda kilit dilinin kullanılmamasından veya doğru sayıda kilit dilinin kullanılabileceği bir tasarımın yapılmamasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca, söz konusu cihazın bayonet kilit sisteminin mevcut tasarımının üretilmesi, hem talaşlı imalat hem de hassas döküm yöntemleri açısından yüksek maliyet ve teknik zorluklar içermektedir. Bu zorluklar, yekpare gövde tasarımlarından ileri gelmektedir.

Geliştirilen yeni bayonet kilit mekanizması, çok parçalı gövde tasarımıyla daha hassas kilit kaydırma ve hizalama özellikleri sunmakta ve böylece düşük maliyetli ve teknik açıdan daha kolay üretilmektedir. Ayrıca, manuel hizalama gerektirmeyen bu otomatik kilitlenme özelliği, makine kurulumunda kullanıcıya büyük bir kolaylık sağlamaktadır. Bu özellik, cihazın hızlı ve etkin bir şekilde kullanılmasını mümkün kılmakta, acil durumlarda değerli zamanın kaybedilmesini önlemektedir. Kilit mekanizmasının genel tasarımı Şekil 3.5 (a)'da, iç mekanizması ise Şekil 3.5 (b)'de gösterilmektedir. Bu şekiller, mekanizmanın yapısal bileşenlerini ve işleyiş prensiplerini ayrıntılı bir şekilde ortaya koymaktadır.



Şekil 3.5 : Bayonet kilit sisteminin genel tasarımı (a) ve iç mekanizması (b).

Şekil 3.6 (a) ve Şekil 3.6 (b)'de sırasıyla kilit kollarının sistem kilitli değilken ve kilitliken konumları gösterilmektedir. Bu kilit sisteminde, kilitli kol içerisinde yer alan çok dilli göbek mekanizmasının gerilimi tek bir radyal yay ile sağlanmaktadır. Bu yay, kilit dillerinin kilit kolları tarafından dışa doğru yer değiştirmesini kolaylaştırarak açık konumda kalmalarını sağlar. Kilit dillerinin uçlarındaki açılı ve özel tasarlanmış yüzeyler, kilit dillerinin basınç altında içe doğru hareket etmesine yardımcı olur. Bu içeriye doğru hareket mesafesi "kilit mesafesi" olarak tanımlanır. Kilit mekanizmasının güvenli ve sorunsuz çalışabilmesi için, kilit bileziğinde hassas tasarımlar yapılmıştır. Bu tasarımlar, kilit dillerinin kilit yuvalarına tam olarak hizalanmasını ve yayın gerginliği sayesinde yuvalara güvenli bir şekilde geçmesini sağlar. Bu sayede, kilitleme işlemi sırasında herhangi bir aksaklık yaşanmadan, kilit dilleri yuvalarına tam olarak oturur ve güvenli bir kilitleme işlemi gerçekleşir. Kilitin açılması ise, kilit pimini döndüren kilit kulpunun manuel olarak saat yönünün tersine küçük bir açıyla döndürülmesiyle sağlanır. Kilit kulpunun dönme yönü, kilit yayının sarım yönü değiştirilerek değiştirilebilir. Bu özellik, kilit mekanizmasının esnek kullanımını ve farklı kullanıcı ihtiyaçlarına göre uyarlanabilmesini sağlar. Ayrıca, önerilen kilit sistemi, kilit kollarının özel geometrisi sayesinde kompakt bir yapıya sahip olup, bu kompakt yapı, kilit mekanizmasının montaj ve demontaj işlemlerinin daha hızlı ve kolay bir şekilde gerçekleştirilmesine olanak tanır.



Şekil 3.6 : Kilit kollarının sistem kilitli değilken (a) ve kilitliyken (b) konumları.

3.2 Otomatik KPR Cihazının Matematiksel Modeli

Geliştirilen cihazın statik yapısı, aldığı kuvveti hasta göğsüne iletme görevi üstlenen piston, krank ile biyeli birbirine bağlayan krank pimi (C) ve hasta göğsü üzerindeki kuvvetlerin kompresyon başlangıcındaki serbest cisim diyagramı Şekil 3.7’de sunulmaktadır. Bu diyagramda, hastanın göğsü bir kütle (m_1), esneklik sabiti K_1 olan bir yay ve D_1 değerli bir damper sistemi olarak modellenmiştir. Cihazın statik yapısı ise bir kütle (m_2), ve esneklik sabiti K_2 olan bir yay olarak temsil edilmiştir. K_3 sabitli yay olarak modellenen dekompresyon yayları diyagramda gösterilmemiştir; ancak bu yayların çift kaydırıcı krank mekanizmasının merkezi olan O noktası ile hasta göğsünün esneyen kısmını modelleyen kütle olan m_1 arasında olduğu varsayılmıştır. Ayrıca, kaydırıcı krank mekanizmasının biyeli boyunca net kuvvetin sıfır olduğu genel bir varsayım yapılmıştır. Bu varsayım, Şekil 3.7’de biyel uzunluğu olan L boyunca eşit ve zıt kuvvetler olarak temsil edilmektedir. Krank-biyel oranının 1:1 olarak ifade edilen özel tasarımına göre, krank yarıçapı olan R , biyel uzunluğu L ’ye eşittir. O noktasına göre maksimum piston stroku (S), Denklem 3.1’de belirtildiği gibi hesaplanmaktadır. Bu denklemdeki θ_i , kompresyon başlangıcındaki krank açısıdır.

$$S = 2R(1 - \cos(\theta_i)) \quad (3.1)$$

Anlık krank açısı (θ), θ_{max} ’dan 0’a düştüğünde pistonun O noktasına göre anlık stroku (x), Denklem 3.2’de ifade edilen formül kullanılarak hesaplanır.

anlık açısal ivmesinin (α) sabit olduğu varsayılır. Krank piminin anlık açısal hızı (ω), değerindeki dalgalanmaya göre daha yüksek bir değere sahip olduğundan bu varsayım piston hız grafiğini önemli ölçüde etkilemeyecektir. Bu varsayım, mekanik preslerin volan hesaplamalarında olduğu gibi genel bir durumdur.

$$\alpha = \frac{(\frac{K_1 K_2}{(K_1 + K_2)} + K_3 + D_1 V_{m1} + F_{set}) 2R (\cos(\theta) - \cos(\theta_i)) R \sin(2\theta)}{E_G n^2 I_{Fl} (\cos(\theta) - k_s \sin(|\theta|))} \quad (3.4)$$

3.2.1 Krank piminin anlık açısal ivmesinin ortalama değeri

Krank piminin anlık açısal ivmesinin ortalama değeri (α_{avg}) kompresyon süresine ve krank piminin anlık açısal hız dalgalanmasına bağlıdır. Kompresyon süresi (t_m), Denklem 3.5'te gösterildiği üzere, kompresyon başlangıcındaki krank açısı (θ_i) ve krank piminin ortalama açısal hızından (ω_{avg}) elde edilmektedir. Krankın piminin ortalama açısal hızı ise, kompresyon frekansına (f) bağlı olarak yine Denklem 3.5'te gösterildiği gibi hesaplanmaktadır.

$$t_m = \frac{|\theta_i|}{\omega_{avg}} \quad \omega_{avg} = \frac{\pi f}{60} \quad (3.5)$$

Krank piminin anlık açısal ivmesinin ortalama değerinin hesaplanabilmesi için gereken krank piminin anlık açısal hız dalgalanması (d_w) ise, volandan çekilen toplam enerji kaybı (d_E), dişli tahvil oranı (n), volan ve motorun dönme ataletlerinin toplamına (I_{Fl}) ve kompresyon frekansına (f) bağlıdır. Kompresyon aşamasında enerji sadece volan tarafından sağlanırken, volanın enerjisi ise motordan temin edilmektedir. Volanda meydana gelen toplam enerji kaybının, K_1 , K_2 , K_3 yaylarına uygulanan kompresyon sonucunda oluşan enerji kaybı (E_s), damperdeki enerji kaybı (E_d) ve piston sürtünmesinin K_1 kaynaklı enerji kaybı (E_f) olmak üzere üç adet bileşeni vardır. Piston altındaki yük sadece K_1 iken, E_s ve E_f enerji kayıpları Denklem 3.6 ve Denklem 3.7'de gösterildiği şekilde elde edilmektedir.

$$E_s = 0.5 \left(\frac{K_1 K_2}{(K_1 + K_2)} + K_3 \right) S^2 \quad (3.6)$$

$$E_f = \frac{1}{2} \int_0^S \frac{k_s \sin(|\theta|) \left(\left(\frac{K_1 K_2}{(K_1 + K_2)} + K_3 \right) x + F_{set} \right)}{\cos(\theta) - k_s \sin(|\theta|)} dx \quad (3.7)$$

K_1, K_2, K_3 yaylarına uygulanan kompresyon sonucunda oluşan enerji kaybı (E_s) ve piston sürtünmesinin K_1 kaynaklı enerji kaybına (E_f) bağlı olan piston verimliliği ise Denklem 3.8'deki gibi elde edilmektedir.

$$E_p = \frac{E_s}{E_s + E_f} \quad (3.8)$$

Damperde meydana gelen enerji kaybı ise piston hızına bağlıdır. Piston hızının doğrusal olarak tek yönde değiştiği (sadece artma veya sadece azalma) varsayılır. Maksimum piston hızı (V_m) ve damperde meydana gelen enerji kaybı, sırasıyla Denklem 3.9 ve Denklem 3.10'da gösterildiği şekilde hesaplanmaktadır.

$$V_m = \frac{2SK_2}{t_m(K_1 + K_2)} \quad (3.9)$$

$$E_d = 0.5D_1V_m \quad (3.10)$$

Yaylardan kaynaklanan enerji kaybı, damperdeki enerji kaybı ve piston sürtünmesinin K_1 kaynaklı enerji kaybı elde edildikten sonra bir kompresyon boyunca volanda meydana toplam enerji kaybı Denklem 3.11'deki gibi ifade edilmektedir.

$$dE = \frac{E_d + E_s}{E_G E_p} \quad (3.11)$$

Krank piminin açısal hız dalgalanması (d_w) ise Denklem 3.12'deki gibi hesaplanmaktadır.

$$d_w = \frac{30dE}{I_{Fl}\pi n^2 f} \quad (3.12)$$

Sonuç olarak, krank piminin anlık açısal ivmesinin ortalama değeri kompresyon ve dekompresyon aşamaları için, sırasıyla Denklem 3.13 ve Denklem 3.14'te belirtildiği şekilde edilmektedir.

$$a_{avg} = \frac{-2d_w}{t_m} \quad (3.13)$$

$$a_{avg} = \frac{2d_w}{60/f - t_m} \quad (3.13)$$

3.2.2 Anlık kompresyon derinliği

Pistonun K_1 yayına uyguladığı kuvvet sonucunda elde edilen derinlik değeri, sistemin anlık kompresyon derinliğini (x_1) temsil etmektedir. Anlık kompresyon derinliği, Denklem 3.14'te gösterildiği üzere, anlık piston stroku (x) ile cihazın statik yapısı üzerinde meydana gelen esneme miktarı (x_2) arasındaki farka eşittir.

$$x_1 = x - x_2 \quad (3.14)$$

Şekil 3.7'de sunulan serbest cisim diyagramına dayanarak, hasta göğsüne uygulanan kuvvetlerin kompresyon başlangıcındaki durumunu analiz eden genel tasarımın matematiksel modeli, Denklem 3.15'te gösterildiği şekilde elde edilmektedir. Denklemde gösterilen F_p ve f_s terimleri, sırasıyla, hasta göğsüne piston tarafından uygulanan kuvveti ve piston üzerindeki sürtünme kuvvetini temsil etmektedir.

$$m_1\ddot{x}_1 + D_1\dot{x}_1 + K_1x_1 = m_2\ddot{x}_2 + K_2x_2 = F_p - (F_{set} + f_s) \quad (3.15)$$

Denklem 3.2 ve Denklem 3.15 kullanılarak, anlık kompresyon derinliği Denklem 3.16'daki şekilde elde edilmektedir. Denklemlerde yer alan terimleri sadeleştirmek ve daha anlaşılır hale getirmek amacıyla, m_1+m_2 yerine M ve K_1+K_2 yerine K sembolleri kullanılmıştır. Bu sadeleştirme, denklemlerin genel yapısını korurken, daha pratik bir şekilde ifade edilmelerine olanak tanır.

$$M\ddot{x}_1 + D_1\dot{x}_1 + Kx_1 = 2R[K_2(\cos(\theta) - \cos(\theta_i)) - m_2(\omega^2 \cos(\theta) + \alpha \sin(\theta))](3.16)$$

Matematiksel modelde sinüs veya kosinüs terimlerini içeren ifadeler, ikinci dereceden anlık krank açısı (θ) polinomunu içermektedir. Bu tür denklemlerin çözümü, parametrelerin değişimi yöntemiyle Fresnel İntegralinin kullanılmasını gerektirir. Ancak, bu gereklilik pratik bir çözüm sunmamaktadır. Bu sebeple, sinüs ve kosinüs fonksiyonlarında anlık açısal hız (ω) sabit kabul edilmiştir. Böylece, ikinci dereceden polinom birinci dereceden polinoma dönüştürülmüş ve denklemler daha basit bir hale getirilmiştir. Bu dönüşümün etkisiyle, belirsiz katsayılar yöntemiyle çözülebilen modelin genel denkleminin homojen ve özel çözümleri sırasıyla Denklem 3.17 ve Denklem 3.18'de sunulmaktadır. Bu yaklaşım, modelin analitik çözümünü daha pratik ve uygulanabilir hale getirirken, doğruluk ve hassasiyetten ödün vermemektedir.

$$x_{1h} = \exp\left(-\frac{D_1}{2M}t\right) \left[c_1 \cos\frac{\sqrt{4MK - D_1^2}}{2M}t + c_2 \sin\frac{\sqrt{4MK - D_1^2}}{2M}t \right] \quad (3.17)$$

$$x_{1p} = A\sin(\theta) + B\cos(\theta) - C + e^t[D\cos(\theta) + E\sin(\theta)] + e^{2t}[F\sin(\theta) + G\cos(\theta)](3.18)$$

Denklem 3.18'de gösterilen belirsiz katsayılar (A,B,C,D,E,F,G), sırasıyla Denklem 3.18-3.24 denklemlerinde gösterilmektedir.

$$A = \frac{[2RK_2 - 2Rm_2(\omega_i^2 + 2\alpha\omega_i + \alpha^2)]D_1\dot{\theta} - 2Rm_2\alpha(K - M\dot{\theta}^2)}{(K - M\dot{\theta}^2)^2 + D_1^2\dot{\theta}^2} \quad (3.19)$$

$$B = \frac{A + D_1\dot{\theta} \left[(K - M\dot{\theta}^2)^2 + 2Rm_2\alpha \left[(K - M\dot{\theta}^2)^2 + D_1^2\dot{\theta}^2 \right] \right]}{D_1\dot{\theta}} \quad (3.20)$$

$$C = \frac{2RK_2\cos\theta_i}{K} \quad (3.21)$$

$$D = \frac{-2Rm_2(K + D_1 + M - M\dot{\theta}^2)(-2\alpha\omega_i - 2\alpha^2)}{\left[(K + D_1 + M - M\dot{\theta}^2)^2 + (D_1 + 2M\dot{\theta})(D_1\dot{\theta}_t + 2M\dot{\theta}) \right]} \quad (3.22)$$

$$E = \frac{-2Rm_2(-2\alpha\omega_i - 2\alpha^2)(D_1 + 2M\dot{\theta})}{\left[(K + D_1 + M - M\dot{\theta}^2)^2 + (D_1 + 2M\dot{\theta})(D_1\dot{\theta} + 2M\dot{\theta}) \right]} \quad (3.23)$$

$$F = \frac{-2Rm_2\alpha^2(4M\dot{\theta} + D_1\dot{\theta})}{(4M - M\dot{\theta}^2 + 2D_1 + K)^2 + (4M\dot{\theta} + D_1\dot{\theta})^2} \quad (3.24)$$

$$G = \frac{-2Rm_2\alpha^2(4M - M\dot{\theta}_t^2 + 2D_1 + K)}{(4M - M\dot{\theta}^2 + 2D_1 + K)^2 + (4M\dot{\theta} + D_1\dot{\theta})^2} \quad (3.25)$$

Sistemin başlangıç koşulları olan $x_1(0) = x_{1i}$ ve $\dot{x}_1(0) = V_{1i}$, genel çözümde yerine konulduğunda elde edilen c_1 ve c_2 katsayıları Denklem 3.26 ve Denklem 3.27'de gösterilmektedir.

$$c_1 = C - (A + E + F)\sin\theta_i - (B + D + G)\cos\theta_i \quad (3.26)$$

$$c_2 = \frac{2MV_i + [C - (A + E + F)\sin\theta_i - (B + D + G)\cos\theta_i]D_1}{\sqrt{4MK - D_1^2}} - \frac{2M[(A\dot{\theta}_t + E\dot{\theta}_t + F\dot{\theta}_t + D + 2G)\cos\theta_i - (2F + E - B\ddot{\theta} - D\ddot{\theta} - G\ddot{\theta}_t)\sin\theta_i]}{\sqrt{4MK - D_1^2}} \quad (3.27)$$

Sonuç olarak, anlık kompresyon derinliği, Denklem 3.28'de gösterildiği şekilde elde edilmektedir.

$$x_{1g} = x_{1h} + x_{1p} \quad (3.28)$$

3.2.3 Maksimum piston ivmesi

Maksimum piston ivmesi (a_{max}), krank pimine iletilen tork (τ_C) ile sınırlıdır ve bu tork, elektromanyetik kavramanın maksimum torku (τ_{Cl}) ile belirlenir. Elektromanyetik kavrama, motor tarafından üretilen torku kontrol ederek sistemde istenen ivmenin elde edilmesini sağlar. Bu süreçte, dişli kutusu tahvil oranı (n), motorun dönme hareketini pistonu ileterek torku artırır. Bu da krank pimi üzerindeki torkun maksimum değerine ulaşmasına olanak tanır. Dişli kutusunun verimliliği (E_G) ise, bu iletim sırasında meydana gelen enerji kayıplarını minimize eder ve torkun etkili bir şekilde iletilmesini sağlar. Bu sistemde, krank pimi üzerindeki tork matematiksel olarak Denklem 3.29'da gösterildiği şekilde hesaplanmaktadır.

$$\tau_C = n\tau_{Cl}E_G \quad (3.29)$$

Krank pimi tarafından uygulanan maksimum kuvvet ise Denklem 3.30'da belirtildiği gibi, krank pimi üzerindeki torkun (τ_C) krank yarıçapına (R) bölünmesiyle elde edilir. Yani, krank yarıçapı ne kadar büyükse, aynı tork için gereken kuvvet o kadar küçük olur. Bu ilişki, mekanik sistemlerin verimliliği ve tasarımı açısından kritik öneme sahiptir.

$$\max(F_C) = \frac{\tau_C}{R} \quad (3.30)$$

Biyel, krank ile piston arasında yalnızca bir kuvvet iletim kanalı olarak işlev görmektedir. Bu nedenle, biyel boyunca hareket eden maksimum kuvvet, biyelin geometri ve dinamik koşulları dikkate alınarak hesaplanmaktadır. Bu kuvvet, krank piminden biyele aktarılan kuvvetin maksimum değeri ile biyelin hareket doğrultusundaki açısız konumunun bir fonksiyonudur. Dolayısıyla, biyel boyunca hareket eden maksimum kuvvet, Denklem 3.31'de gösterildiği şekilde matematiksel olarak ifade edilmektedir.

$$\max(F_L) = \frac{\max(F_C)}{\sin(2\theta_i)} \quad (3.31)$$

Biyel kolu boyunca hareket eden maksimum kuvvetin, biyel kolunun açısız konumuna bağlı olarak hesaplanması ve biyel yayı ile dekompresyon yaylarından kaynaklanan piston ön yüklemesi değerinden çıkarılması sonucunda, piston tarafından hasta göğsüne uygulanan maksimum kuvvetin belirlenmesi mümkündür. Bu matematiksel ilişki, Denklem 3.32'de gösterildiği şekilde ifade edilmektedir.

$$\max(F_p) = \max(F_L)(\cos(\theta_i) - k_s \sin(|\theta_i|)) - F_{set} \quad (3.32)$$

Sonuç olarak, maksimum piston ivmesinin hesaplanabilmesi için, Denklem 3.33'te gösterildiği üzere, piston tarafından hasta göğsüne uygulanan maksimum kuvvetin, hasta göğsünün kütlesine bölünmesi gerekmektedir.

$$a_{\max} = \frac{\max(F_p)}{m_1} \quad (3.33)$$

3.2.4 Matematiksel modelin tasarım parametreleri

Anlık kompresyon derinliğinin matematiksel model çözümünün hesaplanmasında MATLAB platformundan faydalanılmıştır. Bu kapsamda, 50 mm ve 60 mm anlık kompresyon derinliklerine ulaşılabilmesi için belirlenen tasarım parametreleri Çizelge 3.1'de detaylı olarak sunulmuştur. Kompakt boyutlar ve ağırlık dikkate alındığında volan ve motorun dönme ataletleri toplamı 0.0011 kg.m² ile sınırlandırılmıştır. Kompresyon frekansları dakikada 100 ve 115 olarak ayarlanmıştır. Bu frekansları karşılamak için gerekli olan volan ve motorun başlangıç hızı sırasıyla dakika başına 3380 devir ve 3930 devir olarak hesaplanmıştır. Volan ve motorun başlangıç hızlarının doğru bir şekilde belirlenmesi, KPR işlemi sırasında pistonun istenen frekans ve derinlikte çalışmasını temin etmek açısından kritik bir öneme sahiptir. Kompresyon başlangıcındaki krank açısı, hedeflenen kompresyon derinliklerine ulaşmak amacıyla yapılan hesaplamalar sonucunda, sırasıyla 1.07 ve 1.16 radyan olarak belirlenmiştir. Pistonun geri tepmesini kolaylaştırmak amacıyla, sertliği 383 N/m olan dört adet basınç azaltma yayı kullanılmıştır. Bu yaylar, kompresyon sonrasında pistonun hızlı ve etkili bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönmesini sağlar. Piston ile piston yatağı arasındaki sürtünmeyi minimize etmek amacıyla, bu iki bileşen arasında sürtünme katsayısı 0.1 olarak belirlenen Tivar 1000 malzemesinin kullanılması tercih edilmiştir. Dolayısıyla, modelde bu düşük sürtünme katsayısına sahip malzeme dikkate alınarak hesaplamalar yapılmıştır. Kullanılan malzemenin sürtünme katsayısının mümkün mertebe düşük olması, pistonun daha rahat ve verimli bir şekilde hareket etmesini sağlar. Hasta göğsünün modellemesi, KPR uygulamalarında kullanılan çeşitli biyomekanik çalışmaların verilerine dayanmaktadır. Bu model, gerçek insan göğsünün mekanik özelliklerini simüle edebilmek amacıyla, 10000 N/m sertlik, 250 Ns/m sönümleme katsayısı ve 1 kg dinamik kütleyle sahip doğrusal bir kompresyon yayı olarak temsil edilmiştir [99,100]. Belirtilen parametreler, göğüs modelinin, gerçek

insan göğsünün davranışını doğru bir şekilde yansıtmasını sağlamak için özenle seçilmiştir. Ayrıca, ana piston kütlesi (0.1 kg) ile hastanın göğsünün hareketli kütlesi birleştirilmiştir. Bu birleşim, pistonun ve göğsün birlikte hareketinin anlaşılmasını sağlamakla kalmayıp, modelin doğruluğunu ve güvenilirliğini artırarak, mekanik etkileşimlerin daha gerçekçi bir şekilde değerlendirilmesine olanak tanır. Volan-motor ünitesi ile dişli kutusu arasına entegre edilen minyatür elektromanyetik kavramanın nominal torku ise, 1,5 N·m olarak tayin edilmiştir.

Çizelge 3.1: Kompresyon derinliğine göre matematiksel model parametreleri.

Ortak parametreler			Farklı parametreler	
			50 mm	60 mm
$R=0.059$ m	$K_1=10000$ N/m	$m_2=2.2$ kg	$f=100$ /dak	115/dak
$L=0.059$ m	$K_2=75000$ N/m	$E_G=0.90$	$N_i=3380$ rpm	3930 rpm
$I_{Fl}=0.0011$ kg.m ²	$K_3=1532$ N/m	$k_s=0.1$	$\theta_i=-1.07$ rad	-1.16 rad
$\tau_{Cl}=1.5$ N.m	$D_1=250$ Ns/m	$x_{1i}=0$	$F_{set}=26.6$ N	12.5 N
$n=60:1$	$m_1=1+0.1$ kg			

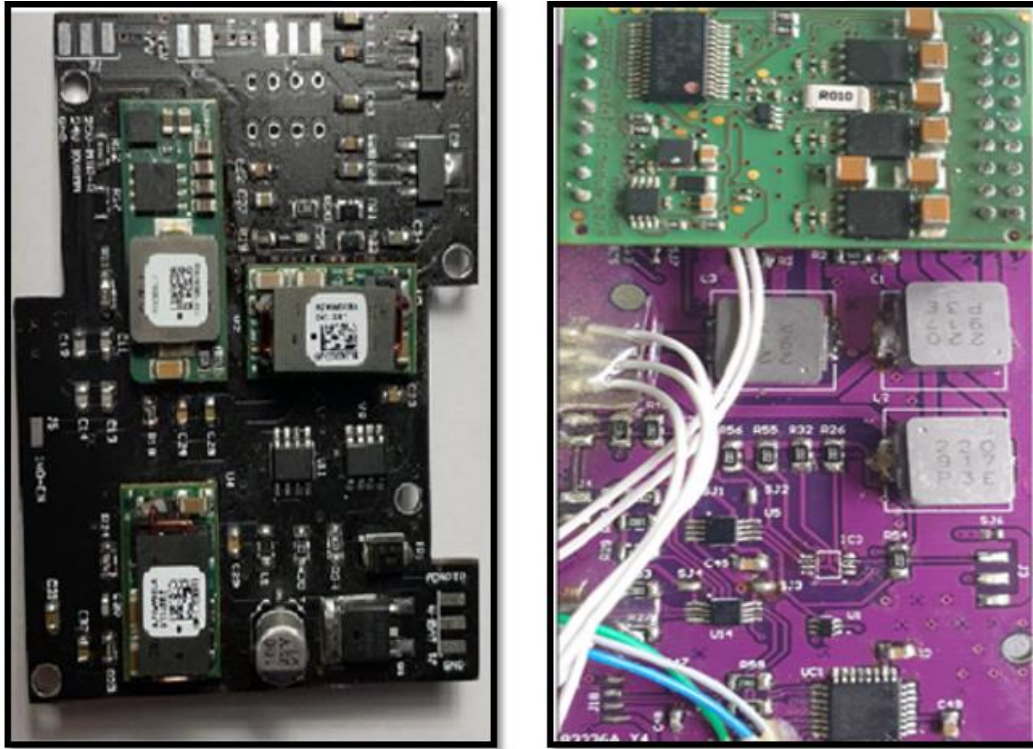
3.3 Otomatik KPR Cihazının Elektriksel Tasarımı, Kontrolü ve Yazılımı

Tez çalışmasının bu bölümünde, geliştirilen otomatik KPR cihazının elektronik tasarımı, kontrolü ve yazılım altyapısı detaylı bir şekilde ele alınmıştır. Cihazın performansını optimize etmek ve güvenilirliğini artırmak amacıyla kullanılan bileşenlerin seçim kriterleri, bu bileşenlerin entegrasyon süreçleri ve sistemin genel işleyişi ayrıntılı olarak incelenmiştir.

Otomatik KPR cihazının motor sistemi, manyetik alanı algılayıp bu verileri elektronik sinyallere dönüştürerek konum veya hız bilgisi sağlayan Hall sensörlü fırçasız DC motor (Maxon EC 90) kullanılarak tasarlanmıştır. Bu motor, dayanıklılık ve hassasiyet gereksinimlerini karşılamak üzere seçilmiş olup, kontrolü maksimum çıkış voltajı 50 V ve maksimum çıkış akımı 15 A olan bir motor sürücü kartı (Maxon DEC Modülü) ile gerçekleştirilmiştir. Motor sürücü kartı, Darbe Genişlik Modülasyonu (PWM-Pulse Width Modulation) sinyalleri üreterek motorun hız ve konumunu kontrol eder. Bu kontrol mekanizması, motorun istenen hızda ve konumda çalışmasını sağlayarak KPR cihazının hasta üzerinde gereken kompresyon derinliği ve frekansını hassas bir şekilde uygulamasına olanak tanır. Ayrıca, Hall sensörleri tarafından sağlanan geri bildirim sinyalleri, motorun anlık durumunu izler ve gerektiğinde düzeltici önlemler alınmasına imkân tanır. Bu geri bildirim mekanizması, motorun istenmeyen sapmalar

göstermesini engelleyerek sistemin genel performansını artırır ve motorun daha verimli çalışmasını sağlar. Ana kontrol modülü olarak, endüstriyel kullanım standartlarına uygun STG-800 mini Programlanabilir Lojik Denetleyici (PLC-Programmable Logic Controller) kullanılmıştır. Çok sayıda giriş çıkış kanalına sahip olan bu kontrol modülü, yüksek işlem gücü sayesinde sistemin çeşitli bileşenleri arasındaki veri akışını ve komutları etkili bir şekilde yönetir. Ayrıca, bileşenler arasında entegrasyon ve senkronizasyon sağlayarak, cihazın genel işleyişinin düzenli ve verimli bir şekilde sürdürülmesini sağlar. Kompresyon derinliğinin hastanın anatomik özelliklerine tam uyum sağlayacak şekilde ayarlanabilmesi amacıyla, piston yatağına entegre edilmiş bir konum kontrollü mini aktüatör kullanılması uygun görülmüştür. Bu bağlamda, tıbbi kullanım sertifikasına sahip bir lineer aktüatör (Mighty Zap L12-64PT-3) tercih edilmiştir. Söz konusu aktüatör, 27 mm strok ve 64 N kuvvet kapasitesi ile donatılmış olup, Transistör-Transistör Mantığı (TTL-Transistör-Transistör Logic)/PWM sinyal protokolleri üzerinden veri iletimi ve kontrol sağlama yeteneğine sahiptir. Aktüatör, yüksek hassasiyetli konumlandırma sağlayarak pistonun istenilen konumda çalışmasını ve böylece hasta üzerinde gerekli kompresyon derinliğinin sağlanmasını mümkün kılmaktadır. Cihazın güç kaynağı olarak, tıbbi kullanım ve uluslararası taşıma sertifikalarına sahip ikişer adet şarj edilebilir RRC-2054 batarya ile bunlarla uyumlu RRC-PMM240 batarya yönetim kartları kullanılmıştır. Bu bataryalar, şebeke elektriğine erişimin kısıtlı olduğu acil durumlarda yüksek kapasiteleri sayesinde uzun süre cihazın enerji ihtiyacını karşılar. Batarya yönetim kartları ise, bataryaların aşırı şarj, aşırı deşarj ve termal yönetim gibi durumlarını izleyerek batarya sisteminin güvenli ve verimli bir şekilde çalışmasını sağlar. Kullanıcı arayüzü, cihazın genel yönetimini sağlamak ve kullanıcı etkileşimlerini optimize etmek amacıyla çeşitli bileşenlerle donatılmış kapsamlı bir kontrol ve geri bildirim sistemi içermektedir. Bu bileşenlerden biri olan buzzer, cihazın sesli uyarı işlevini yerine getirir ve kritik durumlarda kullanıcıya anında geri bildirim sağlayarak hızlı bir müdahale imkânı tanır. Cihazın batarya durumu ve enerji seviyesini göstermek için dört batarya gösterge Işık Yayan Diyotu (LED- Light Emitting Diode), bakım ve servis gereksinimlerini bildirmek için ise bir servis uyarı LED'i kullanılmıştır. Kullanıcı etkileşimini sağlamak üzere kullanılan medikal onaylı, ergonomik ve estetik açıdan şık bir tasarıma sahip kontrol tuşları arasında, cihazın açılmasını ve kapatılmasını yöneten aç/kapa tuşu, KPR işlemini başlatmak ve durdurmak için kullanılan başlat/bitir tuşu, ve cihazın 30 kompresyonun ardından 2

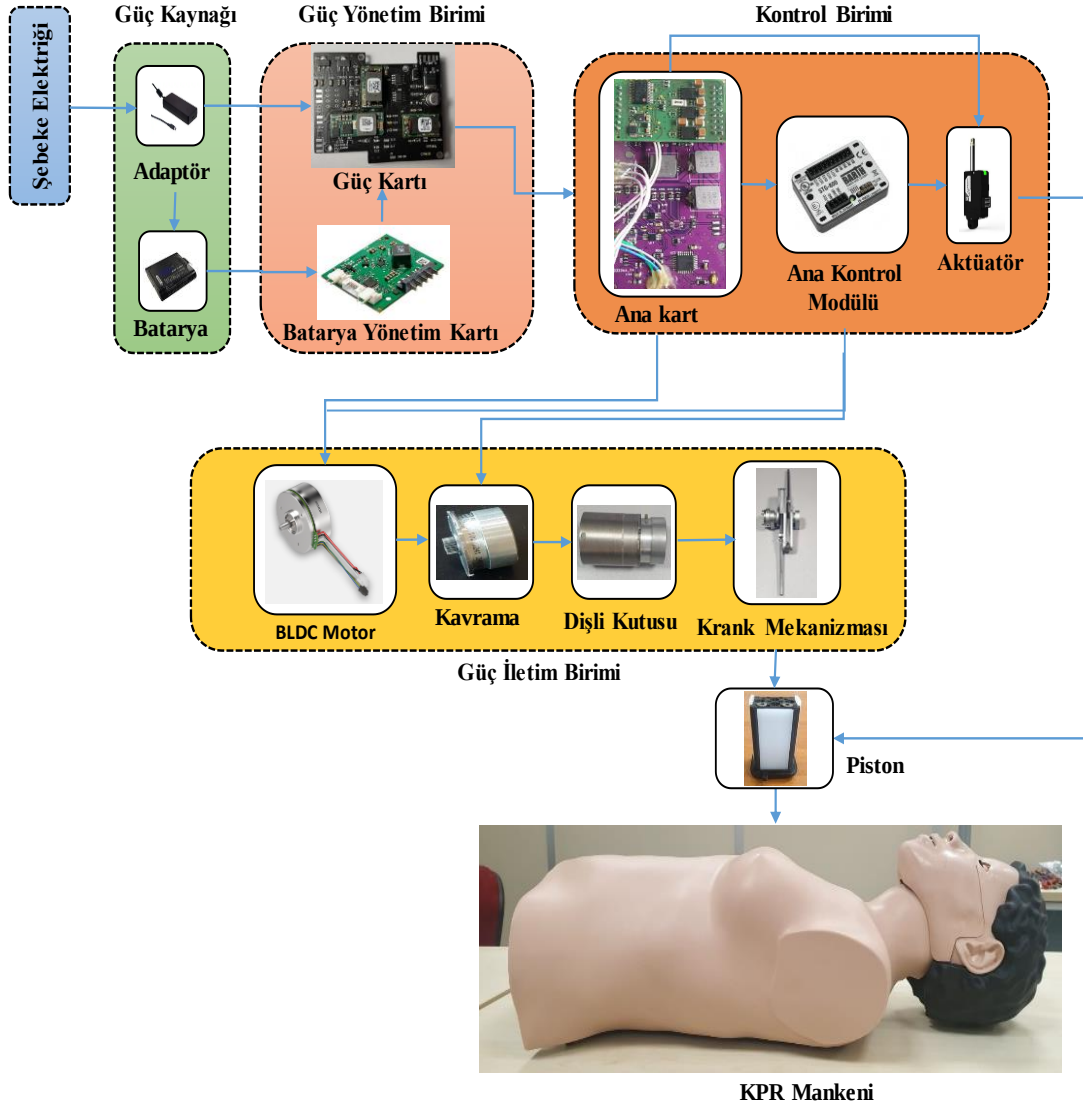
saniye bekleyerek ventilasyon işlemini gerçekleştirmesine olanak tanıyan özel 30:2 mod tuşu yer almaktadır. Otomatik KPR cihazının gövdesinde ayrılan alana tüm elektronik bileşenlerin düzgün bir şekilde yerleştirilmesi ve elektrik bağlantılarının titizlikle gerçekleştirilmesi amacıyla iki adet Baskılı Devre Kartı (PCB- Printed Circuit Board) tasarlanıp üretilmiştir. Bu kartlardan ilki, güç dağıtımını ve yönetimini sağlayan bir güç kartı olarak işlev görürken, diğeri ana kart olarak görev yapmaktadır. Güç kartı, cihazın çeşitli bileşenlerine gerekli voltaj ve akımı sağlayarak enerji yönetimini gerçekleştirir ve bu süreçte voltaj regülasyonu, aşırı akım koruması ve termal yönetim gibi kritik fonksiyonları üstlenir. Ana kart ise, sistemin genel kontrolünü ve entegrasyonunu sağlamakta olup, veri iletimi, sinyal işleme ve cihazın diğeri bileşenleri ile olan iletişimini yönetir. Bu iki kart, cihazın tüm elektronik sistemlerinin verimli ve güvenilir bir şekilde çalışmasını sağlamak amacıyla titizlikle tasarlanmış ve üretim sürecinde yüksek standartlar gözetilmiştir. Üretilen güç kartı ve ana kart, Şekil 3.8’de gösterilmektedir. Ayrıca, cihazın tüm elektronik bileşenlerinin görselleri, EK A’da kapsamlı bir şekilde sunulmuştur.



Şekil 3.8 : Güç kartı ve ana kart.

Geliştirilen otomatik KPR cihazının ana enerji kaynağı şebeke elektriğidir. Şebeke elektriği, bir adaptör aracılığıyla 20 V gerilime dönüştürülerek aynı anda hem bataryaların şarj edilmesini hem de KPR cihazına güç verilmesini sağlar. Bu sistemde

diğer cihazlardan farklı olarak çift batarya kullanılmasının temel nedeni, cihazın çalışma süresi boyunca bataryaların değiştirilebilmesini sağlamak ve böylece kesintisiz ve daha uzun süreli operasyonları mümkün kılmaktır. Bu özellik, özellikle acil durumlarda veya uzun süreli kullanım gerektiren senaryolarda büyük bir avantaj sağlar. Bataryaların kolayca değiştirilebilmesi, cihazın operasyonel sürekliliğini koruyarak, kullanıcıların cihazı durdurmadan veya yeniden başlatmadan bataryaları değiştirmesine olanak tanır. Adaptör ve güç kartının batarya ile olan güç akışı, batarya yönetim kartı tarafından düzenli ve etkili bir şekilde kontrol edilir. Güç kartına adaptör veya bataryadan sağlanan güç, güç kartı üzerinde bulunan DC voltaj regülatörleri aracılığıyla çeşitli çıkış voltajlarına (3, 5, 7, 12, 20 ve 24 V) dönüştürülerek ana karta aktarılır. Bu dönüşüm, cihazın farklı bileşenleri için ihtiyaç duyulan voltaj seviyelerinin sağlanmasına olanak tanır. Cihazın piston stroku, STG-800 üzerindeki TTL pinleri ve ana kart üzerindeki half-duplex devre tarafından kontrol edilen bir aktüatör aracılığıyla hassas bir şekilde ölçülmektedir. TTL pinleri, pistonun konum bilgilerini ana karta ileterek half-duplex devrenin bu bilgileri işlemesini ve aktüatöre gerekli komutları göndermesini sağlar. Bu sayede, pistonun hareketleri milisaniyeler içinde doğru bir şekilde ayarlanabilir. Bu sistem, kompresyon derinliğinin hastadan hastaya hassas bir şekilde ayarlanmasını ve farklı hasta tiplerinde etkin ve güvenli bir KPR uygulaması gerçekleştirilmesini mümkün kılar. Fırçasız DC motorun hızı ise motor sürücüsü tarafından STG-800'e sağlanan PWM sinyali ile düzenlenmektedir. Güç kartı üzerindeki 24 V regülatöründen elektromanyetik kavramaya iletilen güç, motorun mekanik enerjisini dişli mekanizmasına aktarır. Bu dişli mekanizması, motor hızını 60:1 oranında azaltarak torku 60 kat artırır ve böylece KPR işlemi için gerekli olan mekanik gücü krank mekanizmasına iletir. Krank mekanizması, S şeklindeki yapısı sayesinde pistonun her çevrimde iki vuruş yapmasını sağlar. Sonuç olarak, motor hızının 1/30'u oranında bir kompresyon frekansı elde edilir. Motor, dişli ve krank mekanizmasının bu uyumlu işleyişi, yüksek hızda çalışan motorun kompresyon hareketlerini istenen frekansta ve yüksek doğrulukta gerçekleştirmesine olanak tanır. Bu da KPR işleminin etkin bir şekilde gerçekleştirilmesini mümkün kılar. Yukarıda belirtilen açıklamalara dayanarak geliştirilen otomatik KPR cihazının elektromekanik güç akış diyagramı Şekil 3.9'da detaylı olarak sunulmaktadır. Bu diyagram, sistemin elektriksel ve mekanik bileşenlerinin entegrasyonunu ve işleyişini ayrıntılı bir şekilde göstererek, cihazın fonksiyonel bütünlüğünü kapsamlı bir biçimde ortaya koymaktadır.



Şekil 3.9 : Elektromekanik güç akış diyagramı.

Bu çalışmada kullanılan yazılım, C dili ile STM32CubeIDE geliştirme ortamında ARM tabanlı STM32F091 mikrodnetleyici kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Yazılımın temel amacı, STG-800 ana kontrol modülü aracılığıyla motoru sürmek ve PWM sinyalleri üreterek motor hızını hassas bir şekilde kontrol etmektir. PWM sinyalleri, motor hızını düzenleyen bir kontrol sinyali olarak işlev görürken, Hall sensörleri bu sinyallerin geri besleme verilerini sağlar. Hall sensörlerinden elde edilen sinyaller, PWM sinyalleri ile karşılaştırılır ve bu karşılaştırma sonucunda kompresyon değerinin istenen aralıkta olması sağlanır. Aktüatörün kontrolü ise TTL iletişim protokolü kullanılarak sağlanmıştır. Bu süreçte, konum verileri mikrodnetleyici tarafından dik kola entegre edilmiş doğrusal bir potansiyometre mekanizmasından elde edilen analog voltaj değerlerine dayanarak hesaplanır. Doğrusal potansiyometre, pistonun konumunu hassas bir şekilde ölçer ve bu verileri mikrodnetleyiciye iletir.

bir sensördür. Mikrodenetleyici, bu analog voltaj verilerini işleyerek, yerleşik kontrol ünitesine sahip aktüatöre iletir. Bu yöntem, pistonun kompresyon derinliğinin hassas bir şekilde ayarlanmasını mümkün kılar. Ayrıca, cihazın performans verilerinin raporlanması ve dışa aktarılması için sisteme bir Evrensel Seri Veri Yolu (USB-Universal Serial Bus) girişi entegre edilmiştir. Bu USB girişi, bası derinliği ve bası frekansı gibi kritik verilerin txt formatında saklanmasına olanak tanır. USB cihazı takıldığında, otomatik olarak bir rapor dosyası USB'ye yüklenir ve bu işlem cihazın yazılımı tarafından yönetilir. Bu özellik, cihazın performans verilerinin kolayca erişilebilir ve analiz edilebilir olmasını sağlayarak, kullanıcıların cihazın performansını ve verimliliğini daha iyi değerlendirmelerine olanak tanır.





4. GELİŞTİRİLEN OTOMATİK KPR CİHAZININ ÜRETİMİ

Geliştirilen KPR cihazının üretim süreçleri, daha kapsamlı ve sistematik bir şekilde değerlendirilebilmesi amacıyla üç ana kategori altında incelenmektedir. İlk aşamada, KPR cihazının temel işlevini gerçekleştiren kompresyon modülünün imalat süreci ayrıntılı bir şekilde ele alınmıştır. Bu bağlamda, kompresyon mekanizmasının tasarımına ilişkin mühendislik ve teknik detaylar açıklanmış; mekanizmanın işleyiş prensipleri, yapısal entegrasyonu ve performans gereksinimleri üzerinde geniş bir değerlendirme yapılmıştır. Ayrıca, üretim sürecinde karşılaşılan teknik zorluklar ve bu zorlukların üstesinden gelmek için uygulanan çözüm stratejileri detaylandırılmıştır. İkinci olarak, KPR cihazının hastanın anatomik yapısına göre yatay ve dikey olarak ayarlanabilirliğini sağlayan yatay kollar ve teleskopik uzama mekanizmasının tüm bileşenlerinin imalat süreci açıklanmıştır. Bu bölümde, bu bileşenlerin tasarımı, üretim teknikleri ve montaj süreçlerine dair detaylar sunulmuş, bileşenlerin performansını artırmak için kullanılan yöntemler ele alınmıştır. Son olarak, sırt tahtası ve cihazın hızlı ve zahmetsiz bir şekilde montajını sağlayan bayonet kilit mekanizmasının imalat süreci detaylandırılmıştır. Bu mekanizma, radyal ve eksenel kilitleme işlevleriyle donatılmış olup, çok parçalı tasarımı sayesinde hassas hizalama ve düşük maliyetli üretim avantajları sağlamaktadır. Bu üç ana kategori altında ele alınan üretim süreçleri, KPR cihazının yüksek kalite ve performans standartlarına uygun olarak üretilmesini sağlamak için gerekli olan tüm adımları kapsamaktadır.

4.1 Kompresyon Modülünün Üretimi

Yüksek kütle etkisi sağlama kapasitesi nedeniyle kompresyon modülünün en kritik bileşenlerinden biri olan volan, yüksek mukavemeti ve uzun ömürlülüğü ile bilinen paslanmaz çelikten üretilmiştir. Paslanmaz çelik, mekanik dayanıklılığı ve kimyasal direnç özellikleriyle, volanın yapısal bütünlüğünü korurken, aynı zamanda aşınma ve korozyon gibi dış etkilere karşı üstün bir koruma sağlar. Kompresyon işlemlerinin etkin bir şekilde gerçekleştirilmesi için gerekli enerji ise, volanın kinetik enerjisinden elde edilmektedir. Bu enerji, volanın dönme hareketiyle sağlanır ve bu hareketin

gerçekleşmesinde fırçasız bir DC motor kullanılmaktadır. Kullanılan fırçasız DC motor ve üretilen volan Şekil 4.1’de gösterilmektedir.



Şekil 4.1 : Fırçasız DC motor ve volan.

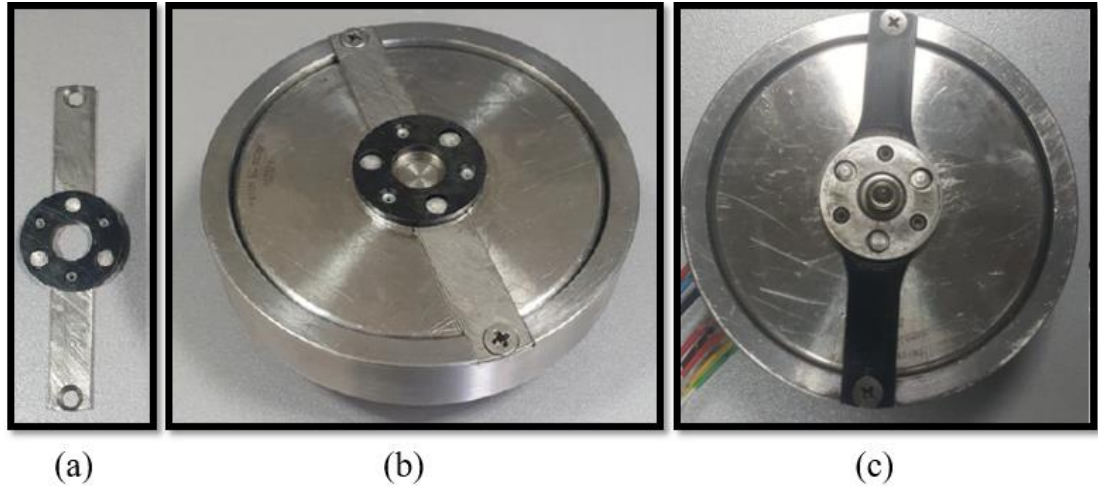
Motorun hem volan hem de diğer güç aktarma elemanlarıyla uyumlu bir şekilde montajlanabilmesi için motor milinde kısaltma ve delme işlemlerinin gerçekleştirilmesi zorunlu hale gelmiştir. Bu bağlamda, motorun rotoru özel olarak tasarlanmış bir sökme aparatı kullanılarak dikkatli bir şekilde sökülüştür. Volan, sökülen motor rotoruna presleme yöntemi ile yerleştirilmiştir. Ardından, motor-volan ünitesini ve elektromanyetik kavramayı doğru bir şekilde merkezlemek amacıyla motor mili taşlama işlemi ile kısaltılmış ve torna tezgâhında delme işlemi yapılarak küçük yataklı 4 mm'lik merkezleme mili monte edilmiştir. Motor rotoru sökme aparatı ile sökülen motor ve volanın rotor üzerine montajı Şekil 4.2'de gösterilmektedir.



Şekil 4.2 : Motor rotoru sökme aparatı ve motor volan montajı.

Kompresyonların ani bir şekilde başlatılıp durdurulabilmesini sağlayan elektromanyetik kavramanın volana entegre edilebilmesi için özel olarak tasarlanmış

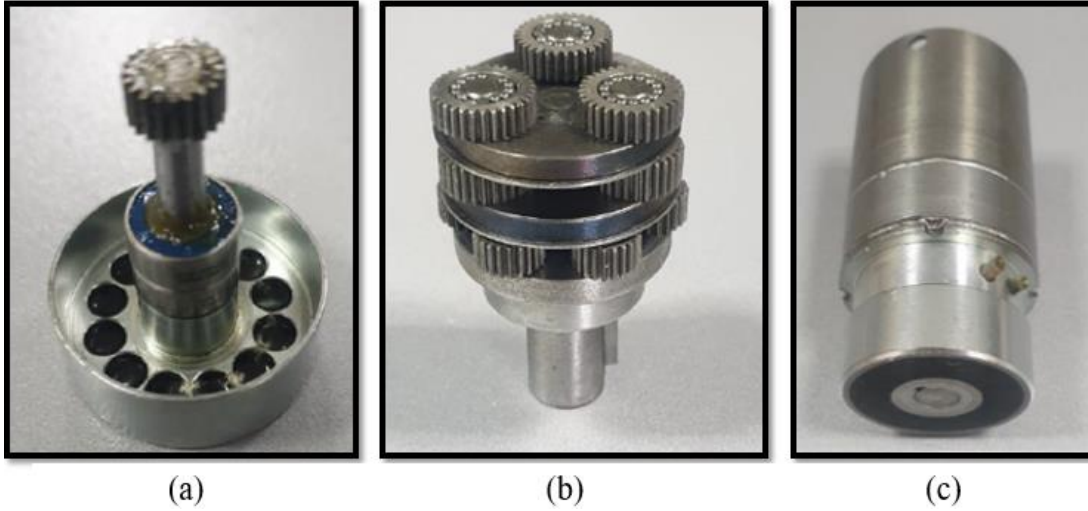
bir kavrama bağlantı parçası, lazer kesim tekniği ile paslanmaz çelikten üretilmiştir. Volana bu bağlantı parçasının montajı için freze tezgahında hassas bir şekilde kanal açılmış, bağlantı delikleri delinmiş, diş çekme işlemi gerçekleştirilmiş ve havşa açılmıştır. Bu sayede, kavrama bağlantı parçası volana sorunsuz bir şekilde vidalanabilmiştir. Ayrıca kavrama diski, doğrudan motor rotorunun ön yüzüne perçinlenmek yerine kavrama bağlantı parçası ile alüminyum perçin kullanılarak birleştirilmiş ve volana entegre edilmiştir. Cihazın tüm bileşenlerinin üretimi ve montajı tamamlandıktan sonra gerçekleştirilen testlerde, mekanik kompresyonlar sonucunda oluşan ısı değişimlerin ve gövde esnemelerinin kavramanın boşa alınmasında zorluklara neden olduğu belirlenmiştir. Kavrama bağlantı parçasındaki düşük esneklikten kaynaklanan bu sorunun üstesinden gelmek için kavrama bağlantı parçası, paslanmaz çelik yerine 3B baskı yöntemiyle PC/ABS FR malzemesinden aynı tasarım ile yeniden üretilmiştir. Bu malzeme değişikliği, kavrama bağlantı parçasının esnekliğini artırarak maksimum kavrama mesafesi olan 0,4 mm'nin güvenli ve performans kaybı olmadan kullanılabilmesini sağlamıştır. Şekil 4.3 (a)'da kavrama bağlantı parçası ve kavrama diskinin montajı, Şekil 4.3 (b)'de bu bileşenlerin volana montajlanmış hali, Şekil 4.3 (c)' de ise yapılan testler sonucunda farklı bir malzeme ile yeniden üretilen kavrama bağlantı parçası ile gerçekleştirilen entegrasyon gösterilmektedir.



Şekil 4.3 : Kavrama bağlantı parçası ve kavrama diskinin montajı (a), test öncesi volan entegrasyonu (b), test sonrası volan entegrasyonu (c).

Küçük kütleli volandan yüksek atalet elde edilebilmesi amacıyla, elektromanyetik kavrama, 60:1 oranına sahip planet dişli içeren bir dişli kutusuna lazer kaynak yöntemiyle monte edilmiştir. Elektromanyetik kavramanın dişliye entegre

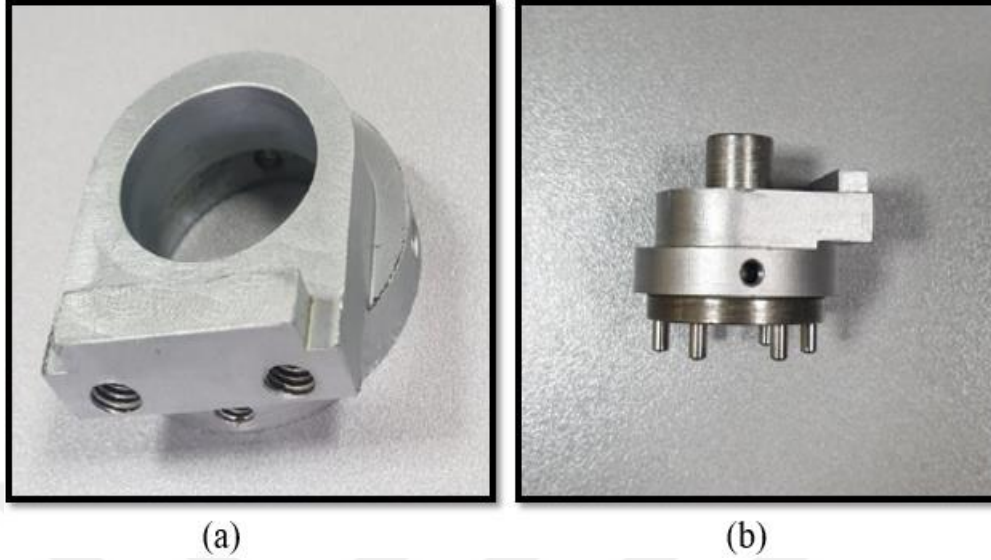
edilebilmesi için, öncelikle kavramanın ayrı rotor ve şasi parçalarının birleştirilmesi gerekmektedir. Bu birleşim için, yüksek mukavemet ve dayanıklılık özellikleriyle bilinen cıva çeliğinden imal edilen kavrama mili kullanılmıştır. Üretilen kavrama mili, iki rulman ile birlikte sıkı geçme yapıştırıcısı kullanılarak kavramanın rotor ve şasisine hassas bir şekilde yerleştirilmiştir. Dişli montajı için gerekli olan rulman ve kama tedarik edilmiş, montaj sürecinde mevcut pullar ve masuralar kullanılmıştır. Dişli mekanizmalarının daha az aşınması ve daha uzun ömürlü olması için özel gres yağı tedarik edilerek her montaj öncesinde dişlinin içine dikkatlice uygulanmıştır. Şekil 4.4 (a)'da elektromanyetik kavramanın ayrı rotor ve şasisine entegre edilen kavrama milinin montajı gösterilmektedir. Şekil 4.4 (b)'de 60:1 oranına sahip planet dişlinin detayları sunulurken, Şekil 4.4 (c)'de ise elektromanyetik kavrama ve planet dişli entegrasyonunun tamamlanmış hali sergilenmektedir.



Şekil 4.4 : Kavrama milinin elektromanyetik kavrama şasisine montajı (a), 60:1 planet dişli (b), elektromanyetik kavrama ve dişli entegrasyonu (c).

Üretilen dişli mekanizması ile dairesel hareketi dikey harekete dönüştürmek için gerekli olan krank sisteminin entegrasyonu, krank yatakları ile bu krank yataklarına bağlı olarak çalışan krank yatağı dişli entegrasyon parçası aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Krank yatakları, yüksek mukavemet ve korozyon direnci sağlamak amacıyla gölge krom ile kaplanmış ve paslanmaz yüzey elde edilmiştir. Bu kaplama işlemi, krank yataklarının uzun ömürlü olmasını ve aşınmaya karşı dirençli hale gelmesini temin etmiştir. Krank yataklarının, dişli mekanizması ile uyumlu ve güvenilir bir şekilde çalışabilmesi için krank yatağı dişli entegrasyon parçası da titizlikle tasarlanmış ve üretilmiştir. Krank yatakları ve bu yatakları dişliye bağlayan

krank yatağı dişli entegrasyon parçası sırasıyla Şekil 4.5 (a) ve Şekil 4.5 (b) de gösterilmektedir.



Şekil 4.5 : Krank yatağı (a) ve krank yatağı dişli entegrasyon parçası (b).

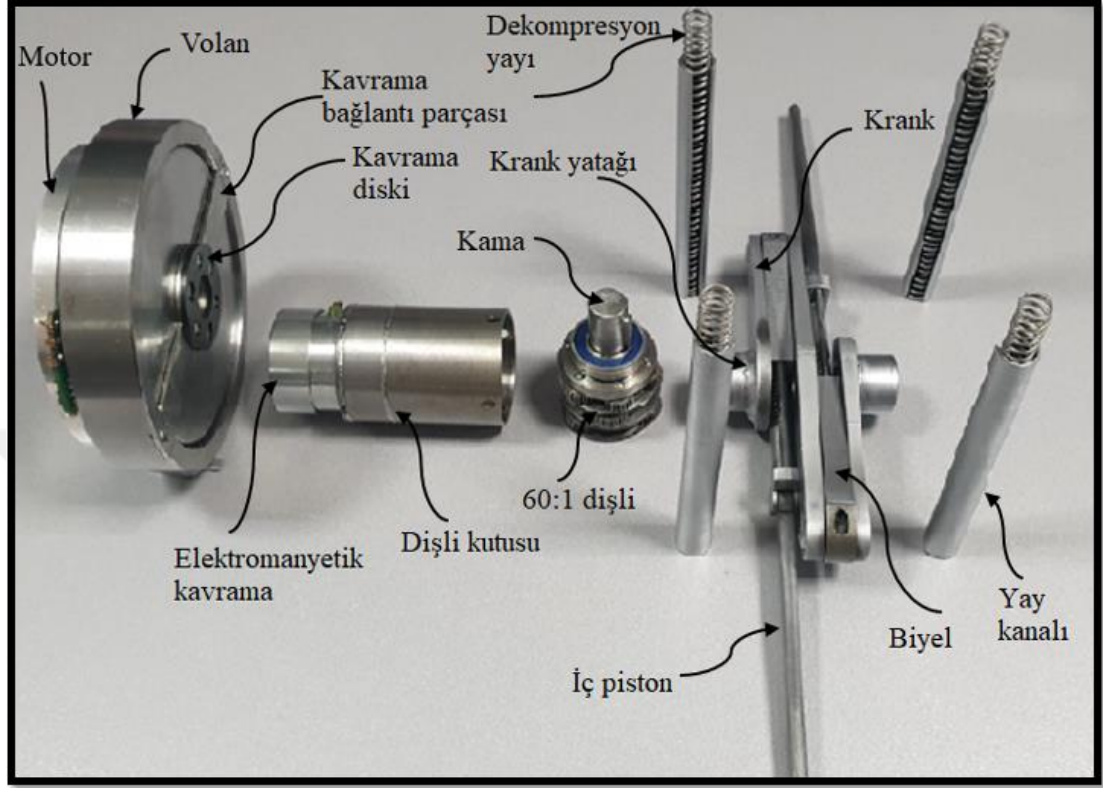
Çift krank mekanizmasının üretim sürecinde, krank lamaları tel erozyon ile hassas kesim ve taşlama yapılarak hazırlanmış ve krank milleri ile kaynaklanarak yekpare çift krank parçası elde edilmiştir. Bu çift krank mekanizması, krankın 360 derecelik hareketi içinde iki kompresyon hareketinin elde edilebilmesi amacıyla 180 derecelik faz açısıyla çalışacak şekilde tasarlanmış ve üretilmiştir. Çift krankın iki milinden biri aşağı yönde hareket ederek hastaya kalp masajı için bası uygularken, diğeri yukarı yönde bir geri çekme hareketi gerçekleştirir. İki fazlı bu hareket, krank millerinin 360 derecelik hareketi içerisinde iki bası hareketi elde etmeyi sağlar. Bu mekanizma, gövdeye iki adet vida ile bağlanan krank yataklarından destek alarak güvenli ve sağlam bir yapı oluşturur. Dinamik biyel mekanizması ise biyel üst parçası, biyel alt parçası, biyel pimleri, iç pistonlar, iç piston yatakları ve yaydan oluşmaktadır. Biyeler, krank piminden aldıkları kuvveti iç pistonlara iletir ve içerdikleri yay ve sürgü sistemi sayesinde bası sırasında kısılma, geri çekilme sırasında ise uzama özelliğine sahiptir. Biyelin iç pistonlarının pistona tutunabilmeleri için ise özel olarak üretilmiş iç piston yatakları kullanılmıştır. Bu iç pistonlar, biyel alt parçalarından aldıkları kuvveti pistona ileterek, pistonun kalp masajı için gerekli kompresyonu sağlamasını mümkün kılar. Çift krank ve dinamik biyel hareket bağlantısını sağlamak amacıyla, krank pimleri biyelerin deliklerine yerleştirilmiş ve biyeler çift kranka monte edilen shaft ile mafsallanmıştır. Biyel alt parça ve iç piston yataklarının baskı yüzeyleri oldukça küçük olduğundan, iç piston yataklarına su verme işlemi uygulanmış, biyel alt parçalara ise

indüksiyon ile sertlik kazandırılmıştır. Ancak, yapılan testler sonucunda iç piston yataklarında herhangi bir sorun oluşmazken, biyel alt parçaların ince çeperli yay yuvalarında çatlamlar tespit edilmiştir. Bu parçalar tel erozyon yöntemiyle yeniden imal edilmiş ve indüksiyon yerine nitrasyon yöntemiyle sertlik verilmiştir. Ayrıca, biyel yayları da çaptan 0,1 mm daraltılarak yeniden üretilmiştir. Biyel pimlerinin stoperleri için biyel üst parçalarda 4 mm çapında faturalar freze tezgahında işlenmiştir. Biyel pimlerinin baş kısımları stoper görevi gördüğünden, 3 mm'lik hazır kalıp pimleri kullanılmıştır ve lazer kaynak yöntemiyle biyel alt parçaya sabitlenmiştir. İç pistonlar, birer pim ile biyel alt parçalara monte edilmiş ve biyel yayları biyel kol montajındaki yuvalarına yerleştirilmiştir. Bu şekilde, çift krank ve dinamik biyel entegrasyonu sorunsuz bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Bu entegrasyonun başarılı bir şekilde tamamlanması, sistemin bütünlüğü ve işlevselliği açısından kritik öneme sahiptir. Çift krank ve dinamik biyel sisteminin tüm bileşenleriyle birlikte entegrasyonu Şekil 4.6'da ayrıntılı bir şekilde sunulmaktadır. Bu şekil, sistemin kompleks yapısının ve bileşenler arasındaki hassas uyumun görsel olarak analiz edilmesine olanak sağlamaktadır. Ayrıca, biyel alt parçası, biyel üst parçası, yay kanalları, piston dekompresyon yayları, iç pistonlar, iç piston yatakları, biyel pimleri, kavrama merkezleme rulmanı dişli entegrasyonu gibi üretilen bütün ara işlem bileşenlerinin görselleri EK B'de gösterilmektedir.



Şekil 4.6 : Çift krank dinamik biyel mekanizması.

Kompresyon modülünün, fırçasız DC motordan çift krank ve dinamik biyel mekanizmasına kadar uzanan tüm iç mekanizma bileşenleri ve bu bileşenlerin montajı sırasıyla Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de sunulmuştur.



Şekil 4.7 : Kompresyon modülünün iç mekanizma bileşenleri.



Şekil 4.8 : Kompresyon modülünün iç mekanizma bileşenlerinin montajı.

İç pistonlardan alınan kuvveti hastanın göğsüne iletme görevini üstlenen piston, 3B baskı teknolojisi ile önce PC termoplastik malzemesinden üretilmiştir. Ancak, PC malzemesinin yüksek statik sürtünme katsayısı nedeniyle pistonun kompresyon sırasında gövde yuvasında sıkışma riski taşıdığı gözlemlenmiştir. Bu sorunun giderilmesi amacıyla, piston düşük sürtünme katsayılı PC/ABS FR malzemesiyle yeniden üretilmiştir. Pistonun gövde yuvasında sorunsuz hareket edebilmesi için yan yüzeylerine, düşük sürtünme katsayısına ve aşınma direncine sahip Tivar 1000 filmler yerleştirilmiştir. Mevcut otomatik KPR cihazlarının pistonları üzerinde, çıkarılıp takılabilir ve hastadan hastaya değiştirilebilir silikon piston başlıkları bulunmaktadır. Piston başlığının çıkarılıp takılabilir olması hijyen açısından önemli bir avantaj sağlarken, başlığın doğal bir elastomer olan silikon malzemeden yapılmış olması, kalp masajı sırasında yumuşak bir yüzey sağlaması açısından da büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, kompresyon sırasında hastanın göğsü ile temas eden tek parça olan piston üzerine, benzer cihazlarda olduğu gibi çıkarılıp takılabilir silikon piston başlığı entegre edilmiştir. Ayrıca, ilk olarak yekpare alüminyum malzeme kullanılarak üretilen piston üst parçasının yetersiz basınç dayanımı ve aşınma gibi sorunlar yaşaması nedeniyle, yeni piston üst parçası çok parçalı ve çelik malzeme kullanılarak üretilmiştir. Bu değişiklikler, pistonun dayanıklılığını ve işlevselliğini artırarak, cihazın performansını optimize etmeyi amaçlamaktadır.



Şekil 4.9 : Piston ve piston üst parçası.

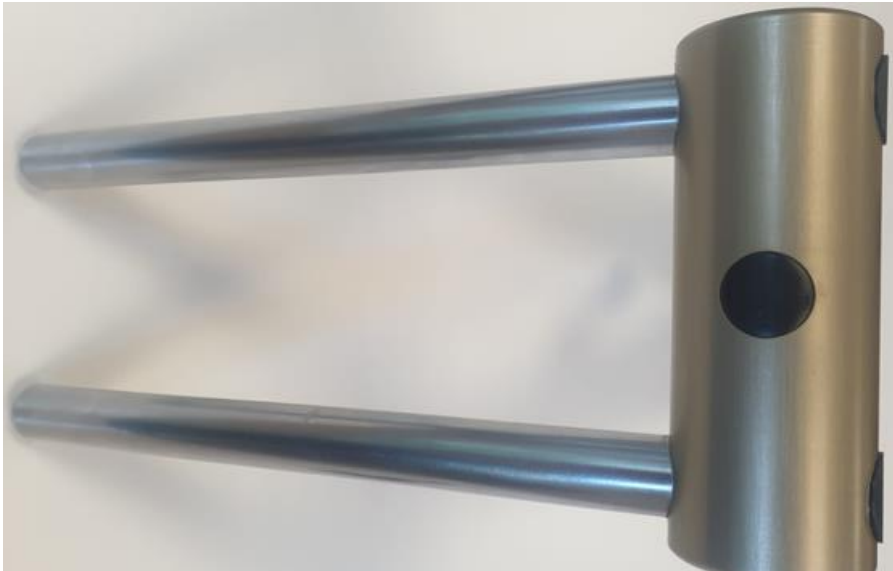
İç mekanizma parçaları, bataryalar, piston, kapak ve elektronik komponentler gibi bileşenlerin taşıyıcısı olarak görev yapan ve KPR esnasında göğüs kemiğine yapılan basıya karşı mukavemet sağlayıcı olan gövde, ÇKKV yöntemleri kullanılarak yapılan ve en uygun malzemeyi seçmeyi amaçlayan kapsamlı çalışmalar sonucunda belirlenen PC/ABS FR malzemesinden üretilmiştir. Gövde ve iç mekanizma parçaları ile uyumlu olacak şekilde üretilen ve iç mekanizma parçalarını dış etkenlere karşı koruma amacı taşıyan kapak ise, polimer yapılı bir parçadır ve yapısında tuş takımı yuvası ve iki batarya yuvası içermektedir. Gövde malzemesinde olduğu gibi, yapılan birçok malzeme denemesinden sonra kapak da PC/ABS FR malzemesinden üretilmiştir. Gövde üretildikten sonra yatay kol gövde bağlantı parçaları ilk olarak paslanmaz çelikten üretilmiş ve bu parçalara yatay ve dikey vida deliklerinin açılması için frezeleme, delme ve havşa açma işlemleri uygulanmıştır. Ancak, geliştirilen cihazın düşük maliyet ve kolay üretilebilirlik hedefleri göz önünde bulundurularak, yatay kol gövde bağlantı parçaları da gövde ve kapak gibi daha büyük boyutlu bileşenlerin üretiminde kullanılan PC/ABS FR malzemesinden yeniden üretilmiştir. Bu tercihler, cihazın maliyet etkinliği ve üretim kolaylığı açısından önemli avantajlar sağlamaktadır. Kompresyon modülünün tüm bileşenleriyle birlikte montajlanmış hali, Şekil 4.10'da gösterilmektedir.



Şekil 4.10 : Üretilen kompresyon modülü.

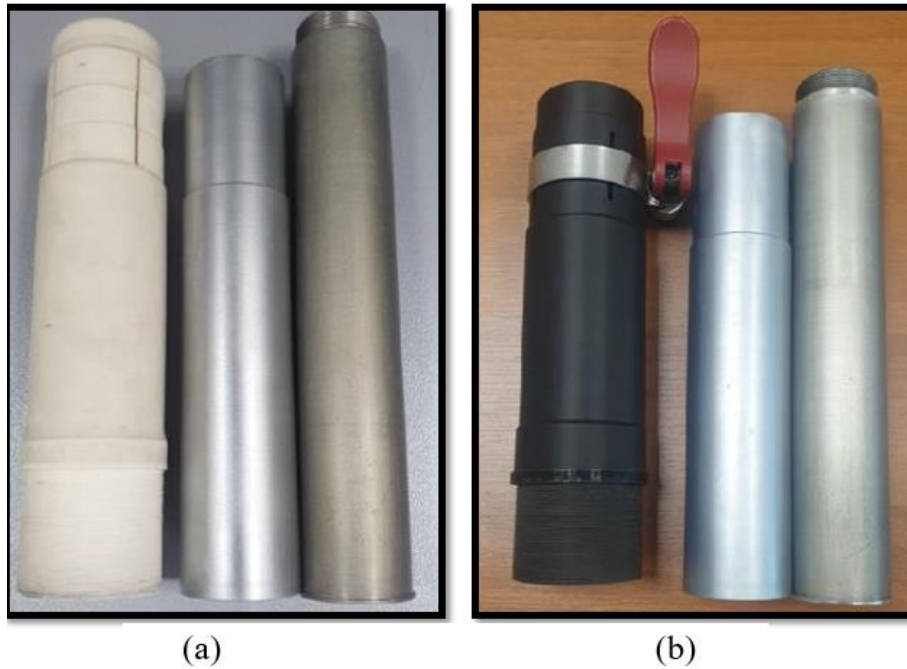
4.2 Yatay Kollar ve Teleskopik Uzama Mekanizmasının Üretimi

Yatay kollar, hastanın göğsüne uygulanan bası kuvvetine karşı yüksek mukavemet sağlamak ve gövdenin rahat bir şekilde ileri-geri hareketini gerçekleştirebilmesini temin etmek amacıyla paslanmaz çelikten imal edilmiştir. Yatay kollara sıkı geçme, dik kola ise dış açılarak bağlanan yatay kol-dik kol bağlantı parçası, 5 cm çapında 5000 serisi alüminyum malzemeden üretilmiştir. Bu parçanın bu kadar büyük çapta üretilmesinin sebebi, cihazın esneyebilen kritik bölgelerinden biri olmasıdır. Ancak, cihazın diğer komponentleriyle boyutsal uyumluluğu ve estetik görünüm dikkate alındığında, bu parçanın biraz daha küçük ölçekte üretilmesinin daha uygun olacağı sonucuna varılmıştır. Bu nedenle, esneme faktörü de dikkate alınarak, bağlantı parçası 7000 serisi alüminyum malzeme kullanılarak ve çapı 4,2 cm olacak şekilde yeniden üretilmiştir. Bu iyileştirme ile parçanın ağırlığı 520 gramdan 310 grama düşürülerek cihazın toplam ağırlığına 210 gramlık bir katkı sağlanmış ve daha estetik bir görünüm elde edilmiştir. Üretilen parçaya sert eloksallama işlemi uygulanmış, böylece sertlik, yüksek dayanıklılık ve pürüzsüzlük kazandırılmıştır. Ayrıca, çizilme ve korozyon gibi sorunların da önüne geçilmiştir. Buna ek olarak, kompresyon modülünün yatay kollardan kaymasını önlemek amacıyla tasarlanmış durdurucu parçalar ve parçadaki yan ve gövde delikleri için tasarlanmış tıplar PC/ABS FR malzemesinden üretilmiştir. Üretilen bileşenler Şekil 4.11’de gösterilmektedir.

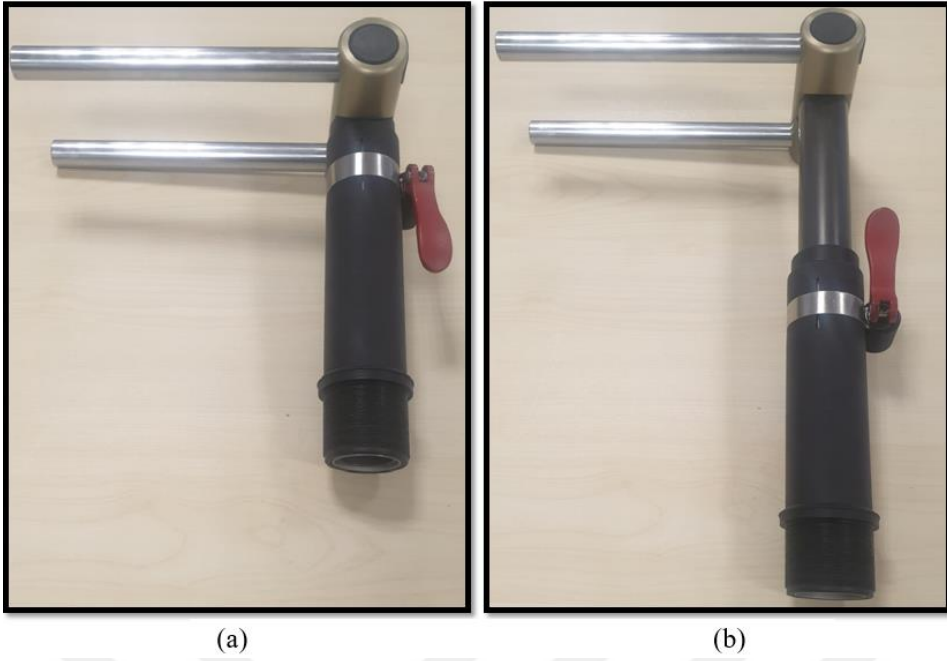


Şekil 4.11 : Yatay kollar, yatay kol-dik kol bağlantı parçası, tıpa ve durdurucular.

Teleskopik uzama mekanizması, dik kol üst parça, dik kol alt parça ve yarık burçtan oluşmaktadır. 6063 serisi alüminyum borudan üretilen üst parça, alt parçada gömülü yarık burç içerisinde hareket ederek yatay kolların sağa-sola ve yukarı-aşağı pozisyonlarının hasta üzerinde manuel olarak ayarlanmasına sağlar. Dikey hareketin yükseklik seviyesi, üst parçadaki durdurucu kademenin yarık burcun alt yüzeyine temasıyla sınırlanır. Üst parça ile alt parça arasında çelik yarık burç koyulmasının sebebi, kompresyon sırasında teleskopik uzama mekanizmasında meydana gelen esnemeyi azaltmaktır. Ayrıca, çelik burcun kullanılmasıyla teleskopik uzama mekanizmasının çapı, küçük bir elin kavrama konforuna uygun olacak şekilde küçültülebilmiştir. Dik kol alt parça ilk olarak 3B baskı tekniği ile novamid malzemesinden üretilmiştir. Ancak, bu malzemedeki mukavemet sorunları nedeniyle, talaşlı imalat yöntemiyle PA66GF30 (%30 cam elyaf takviyeli poliamid 6.6) malzemesinden yeniden imal edilmiştir. Teleskopik uzama mekanizmasının istenen yükseklikte tutulmasını sağlamak için ise hazır olarak tedarik edilen mandren üst kilit mekanizması kullanılmıştır. Bu mekanizmada yeterli sıkımayı sağlayamayan pens parçası değiştirilerek sıkma kuvveti artırılmıştır. Ayrıca, üst kilit sıkma halkası da lazer kesim tekniği ile paslanmaz çelikten üretilmiştir. Üst kilit sıkma halkasının üretilmesiyle birlikte mandren sıkma kilit mekanizması dik kol alt parçaya yerleştirilmiştir. Şekil 4.12 'de teleskopik uzama mekanizmasının bileşenleri, Şekil 4.13'te ise bu bileşenlerin yatay kol bileşenleriyle olan montajı gösterilmektedir.



Şekil 4.12 : Teleskopik uzama mekanizmasının ilk (a) ve son (b) üretimleri.



Şekil 4.13 : Teleskopik dik kol kapalıyken (a) ve açıkken (b).

Cihazın kompresyon derinliğinin aktüatör üzerinden otomatik olarak ayarlanabilmesi amacıyla, hastanın göğüs derinliğini ölçen bir doğrusal potansiyometre mekanizması geliştirilmiştir. Bu mekanizma, 140 mm ölçüm aralığını sağlamak üzere tasarlanmış vidalı mil ile donatılmıştır. Vidalı mil mekanizmasının düzgün çalışabilmesi için özel bir somun tasarlanmış ve bu somunun dik kol üst parçaya radyal olarak sabitlenebilmesi için uygun bir yatak parçası geliştirilmiştir. Ayrıca, gövdenin yatay kol boyunca açılıp kapanması sırasında kablo hasarını önlemek amacıyla mekanizmaya spiral kablo entegre edilmiştir. Doğrusal potansiyometre mekanizmasının bileşenleri Şekil 4.14'te gösterilmektedir.



Şekil 4.14 : Doğrusal potansiyometre mekanizması.

4.3 Sırt Tahtası ve Bayonet Kilit Mekanizmasının Üretimi

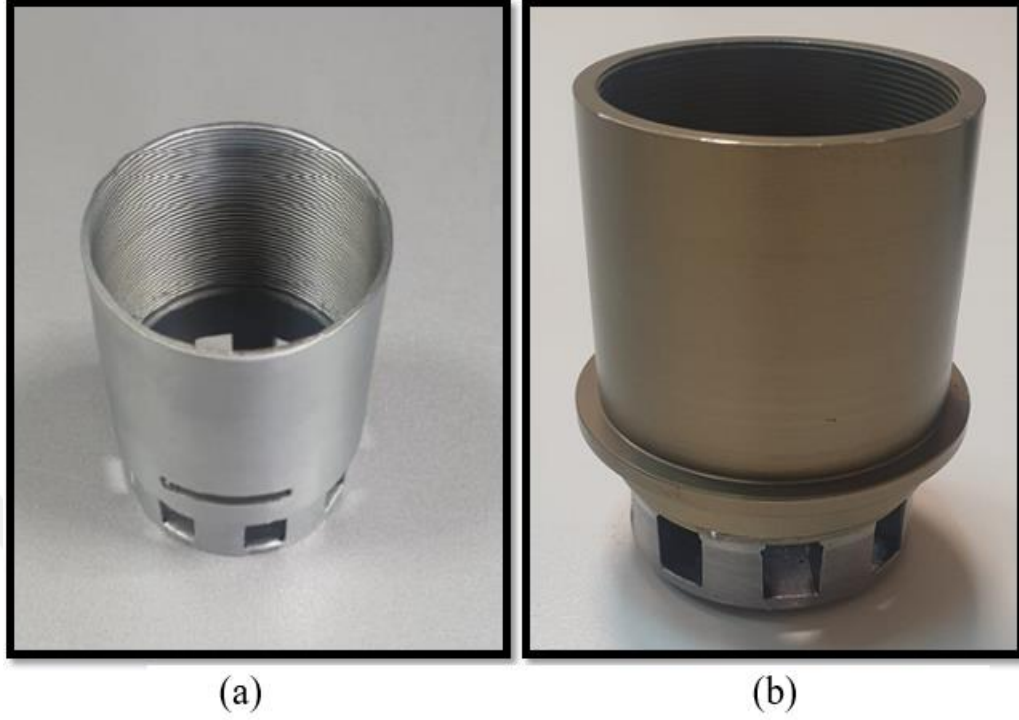
Geliştirilen KPR cihazının kompresyonları için gerekli sırt desteği, bir adet sırt tahtası ile sağlanmaktadır. Sırt tahtasının üretimi, dik kol alt parçasında olduğu gibi, PA66GF30 malzemesinden frezede talaşlı imalat tekniği kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sırt tahtası ile alt kilit alt parça bağlantısını sağlamak amacıyla, CNC tezgâhında sırt tahtasının bağlantı deliğine 1.5 mm dış çekme işlemi uygulanmış ve sırt tahtasını sedyeye kayış ile sabitleyebilmek için kayış yuvaları açılmıştır. Tüm bileşenlerin üretimi tamamlandıktan sonra, hem zemin hem de masa üzerinde yapılan testler sonucunda, sırt tahtasının öngörülen esneme miktarından daha fazla esnediği ve az da olsa kaydığı tespit edilmiştir. Kayma sorununu ortadan kaldırmak amacıyla, sırt tahtasının altına siyah silikon parçalar yapıştırılmış ve bu parçaların neden olduğu yükseltinin eşitlenmesi için, sırt tahtasının dik kol bağlantı bölgesine aynı yükseklikte PC/ABS FR malzemesinden bir parça entegre edilmiştir. Esneme miktarını minimize etmek amacıyla ise sırt tahtasının büküldüğü kısımdan desteklenmesi gerektiği belirlenmiştir. Bu doğrultuda, özel bağlantı tasarımı çelik çubuklar kullanılarak yapılan güçlendirme işlemi sonucunda, sırt tahtasının ağırlaşmaması ve kantilever ile torsiyonel bükülmelerin birbirini dengelemesi amacıyla, yük binmeyen bölümünde boşaltma işlemi uygulanmıştır. Bu işlemler sonucunda, sırt tahtasının esneme miktarı yarı yarıya azaltılmış ve ağırlığı 1,5 kg'dan 1,2 kg'a düşürülmüştür. Üretilen sırt tahtasının son hali Şekil 4.15'te gösterilmektedir.



Şekil 4.15 : Sırt tahtası.

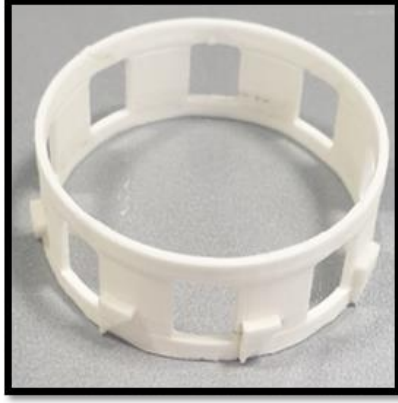
Kompresyonlar için gerekli sırt desteğini sağlayan sırt tahtası ile dik kolu birbirine bağlamak üzere alt kilit sistemi tasarlanmış ve çok parçalı yapısı sayesinde kolay ve düşük maliyetli bir üretim süreci gerçekleştirilmiştir. Mevcut cihazlarda kullanılan iki ve beş dilli bayonet kilit sistemlerinin, dairesel manuel hizalama gerektirmesi nedeniyle kurulum esnasında önemli ölçüde zaman kaybına neden olduğu tespit edilmiştir. Bu bağlamda, herhangi bir hizalama gerektirmeyen ve daha düşük kuvvetle otomatik kilitlenme özelliğine sahip sekiz dilli bayonet kilit sistemi geliştirilmiştir. Bu yenilikçi bayonet kilit sistemi, dik kola ve sırt tahtasına monte edilecek üst ve alt bileşenlerden oluşmaktadır. Kilit sisteminin üst bileşenleri; faturalı boru parça, taban parçası, kilit bileziği ve kilit kulpundan oluşmaktadır. Bu bileşenlerden faturalı boru parça ve taban parçasının üretiminde başlangıçta alüminyum malzeme tercih edilmiştir. Ancak, bu iki bileşenin entegrasyonu için kullanılan lazer kaynağının alüminyum malzeme için yetersiz mukavemete sahip olması nedeniyle, taban parçası çelik malzemeden frezede yeniden imal edilmiştir. Taban parçası, daha sonra faturalı boru parçaya içten ve dıştan lazer kaynak yöntemiyle kaynaklanmıştır. Bu birleşim işlemi sonrası, her iki parçaya da sert eloksal işlemi uygulanmıştır. Sert eloksal işlemi, malzemelerin yüzey dayanıklılığını artırmakta ve uzun ömürlülük sağlamaktadır. Yapılan bu işlemler, kilit sisteminin hem mekanik dayanıklılığını artırmakta hem de uzun vadeli kullanım ömrünü garanti altına almaktadır. Faturalı boru parçanın dik kol alt parçaya uyumlu bir şekilde entegre edilebilmesi ve sıkı bir bağlantı sağlayabilmesi için iç yüzeyine 1 mm'lik diş çekilmiş ve kilit pimi için bir yarık oluşturulmuştur. Taban parçasının yan kısımlarına ise freze ile sekiz adet U profil açılmıştır. Bütün bileşenler üretildikten sonra gerçekleştirilen testler sonucunda, kilit sisteminin radyal olarak yeterinde stabil olmadığı tespit edilmiştir. Bu sorunu çözmek amacıyla, lazer kesim tekniği kullanılarak bir alınlama halkası üretilmiş ve bu halka, faturalı boru parçaya yekpare olarak işlenmiştir. Bu iyileştirme sayesinde kilit sisteminin üst ve alt parçaları arasında herhangi bir boşluk kalmadan sıkı bir bağlantı sağlanmış ve sistemin radyal stabilitesi önemli ölçüde artırılmıştır. Bu sayede, kullanım sırasında meydana gelebilecek titreşimler ve hareketler minimize edilerek, cihazın genel performansı ve güvenilirliği yükseltilmiştir. Şekil 4.16 (a), gerçekleştirilen testler öncesinde üretilen faturalı boru parça ve taban parçasının entegre edilmiş halini göstermektedir. Şekil 4.16 (b) ise, gerçekleştirilen testler sonrasında optimize edilerek yeniden üretilen faturalı boru parça ve taban parçasının nihai halini sunmaktadır. Bu şekiller, test

süreçleri ve sonrasında yapılan iyileştirmeler neticesinde elde edilen farkları ve yapısal geliştirmeleri açıkça ortaya koymaktadır.



Şekil 4.16 : Faturalı boru parçası ve taban parçasının yapılan testler öncesindeki (a) ve sonrasındaki (b) fiziksel özelliklerinin görünüşleri.

Kilit sistemindeki kilit kollarının düzgün ve sorunsuz bir şekilde açılıp kapanmasını sağlamak amacıyla tasarlanan kilit bileziği, yüksek mukavemet gerektirmediği için 3B yazıcı teknolojisi kullanılarak üretilmiş ve ardından özel bir yapıştırıcı ile taban parçasına sabitlenmiştir. Dik kolu sırt tahtasından ayırma işleminin gerçekleştirilmesini sağlamak için ise kilit kulpu üretilmiştir. Kilit kulpunun iç kısmına kilit piminin kilit kulpu ile birlikte dönmelerini sağlayan faturalar oluşturulmuştur. Bu sayede kilit kulpu manuel olarak saat yönünün tersine küçük bir açıyla döndürüldüğünde, kilit mekanizması kilit pimi aracılığıyla kilitli pozisyondan açık pozisyona geçebilmektedir. Başlangıçta Novamid malzemesinden üretilen kilit bileziği ve kilit kulpu, Novamid malzemesinin düşük kopma gerilimi göstermesi nedeniyle, daha dayanıklı olan PC/ABS FR malzemesi kullanılarak yeniden üretilmiştir. Böylece, kilit sisteminin üst bölgesine ait bileşenlerin üretim süreci tamamlanmıştır. Kilit bileziği ve kilit kulpunun ilk ve son üretimleri Şekil 4.17’de, kilit sisteminin tüm üst bileşenlerinin montajlanmış hali ise Şekil 4.18’de gösterilmektedir.



(a)



(b)



(c)



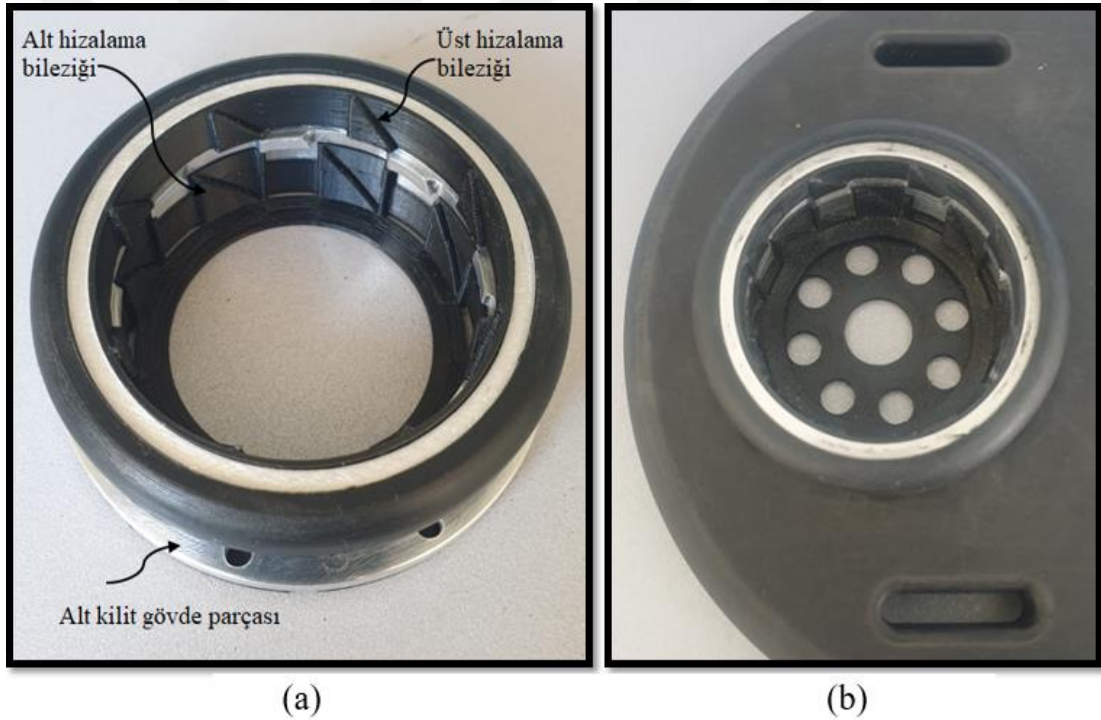
(d)

Şekil 4.17 : Kilit bileziğinin ilk (a) ve son (b) üretimleri ile kilit kulpunun ilk (c) ve son (d) üretimleri.



Şekil 4.18 : Kilit sisteminin tüm üst bileşenlerinin montajı.

Bayonet kilit mekanizmasının sırt tahtasına monte edilen ve kilitleme işlemi için radyal hizalama sağlayan alt bileşenleri ise, alt kilit gövde parçası, alt hizalama bileziği ve üst hizalama bileziğinden oluşmaktadır. Alt kilit gövde parçası alüminyum malzemeden imal edilmiş olup, iç bölgesine eksenel yüklere destek sağlamak amacıyla faturalı kilit yuvaları açılmıştır. Bu parçanın tabanında, sırt tahtasına güvenli bir şekilde sabitlenebilmesi için sekiz adet bağlantı deliği yer almaktadır. Alt ve üst hizalama bilezikleri ise, tıpkı kilit bileziğinde olduğu gibi yüksek mukavemet gerektirmeyen, sadece kilitleme işlemi sırasında hizalama amacıyla kullanılan bileşenlerdir. Bu bilezikler, 3B baskı tekniği kullanılarak PC/ABS FR malzemesinden üretilmiş ve alt kilit gövde parçasına özel bir yapıştırıcı ile sabitlenmiştir. Şekil 4.19 (a), kilit sisteminin alt bileşenlerini, Şekil 4.19 (b) ise bu bileşenlerin sırt tahtasına montajlanmış halini göstermektedir.



Şekil 4.19 : Kilit sisteminin tüm alt bileşenleri (a) ve bu bileşenlerin sırt tahtasına montajlanmış hali (b).

Bayonet kilit sisteminin iç mekanizması, son derece hassas ve karmaşık bir bileşenler dizisi içermektedir. Bu bileşenler, sistemin güvenilirliği ve işlevselliği açısından kritik öneme sahiptir. İç mekanizma bileşenleri, kilit dilleri, kilit dili yataklama cıvataları, kilit kolları, kilit kolu cıvataları, kilit kolu setskur vidaları, kilit göbek disk, kilit göbek cıvatası, kilit pimi, kilit pimi cıvataları, radyal kilit yayı ve iki rulmandan oluşmaktadır. Kilit dilleri, bayonet kilit sisteminin kilitlenme ve açılma işlevlerinin ana

bileşenleridir. Bu diller, sistemin güvenli bir şekilde kilitlenmesini ve açılmasını sağlamakla kalmayıp, mekanizmanın genel güvenilirliği ve dayanıklılığı üzerinde de önemli bir etkiye sahiptir. Kilit dili yataklama cıvataları ise, kilit dillerinin mekanizma içindeki konumunu sabitleyerek, dillerin doğru ve güvenli bir şekilde çalışmasını sağlar. Kilit kolları, kilit mekanizmasının açma ve kapama hareketlerini yönlendiren bileşenler olup, bu kolların sabitlenmesi ve doğru açıda tutulması için kilit kolu cıvataları ve kilit kolu setskur vidaları kullanılmıştır. Kilit göbek diski, kilit mekanizmasının merkezinde yer alarak, tüm bileşenlerin doğru hizalanmasını ve dengeli bir şekilde çalışmasını sağlar. Kilit göbek cıvatası ise bu diski sabitleyerek mekanizmanın güvenli ve sağlam bir şekilde işlemlerini temin eder. Kilit pimi, kilit mekanizmasının kilitlenme ve açılma fonksiyonlarını gerçekleştiren önemli bir bileşendir ve kilit pimi cıvataları ile sabitlenmektedir. Radyal kilit yayı, kilit mekanizmasına elastik bir geri dönüş kuvveti sağlar ve bu sayede kilit mekanizmasının açılma ve kapanma hareketlerinin düzgün bir şekilde gerçekleşmesini sağlar. Kullanılan rulmanlar ise, mekanizmanın hareketli bileşenlerinin sorunsuz ve düşük sürtünme ile çalışmasını sağlar, böylece kilit mekanizmasının genel performansını ve ömrünü artırır. Sistemin iç mekanizması düşük toleranslı ve kompakt bir şekilde tasarlandığından, kilit kolları, kilit göbek diski ve kilit pimi PC/ABS FR malzemesinden üretilmiştir. Öte yandan, kilit dilleri hem çelik hem de PC/ABS FR malzemelerden üretilerek, sistemin dayanıklılığı ve performansı optimize edilmiştir. Kilit dilinin üretiminde yarı çelik ve yarı PC/ABS FR malzemelerinin kullanımına yönelik tercih, bu iki malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin bir arada değerlendirilerek en iyi performansın elde edilmesi amacıyla yapılmıştır. Bir kilit dilinin yarısının çelik, yarısının ise PC/ABS FR malzemesinden üretilmesinin nedeni, çeliğin sağladığı yüksek mukavemet ve dayanıklılık, kilit dilinin kritik yük taşıma ve kitleme fonksiyonlarını yerine getirmesine olanak tanırken, PC/ABS FR malzemesi, kilit dilinin daha hafif ve esnek olmasını sağlar. Şekil 4.20'de, imal edilen kilit sisteminin iç mekanizmasının montajlanmış hali detaylı bir şekilde sunulmaktadır. Bu şekil, kilit sisteminin bileşenlerinin birbirleriyle olan uyumunu ve mekanizmanın iç yapısının bütünsel bir bakış açısıyla nasıl entegre edildiğini görselleştirmektedir. Şekil 4.21'de ise, geliştirilen bayonet kilit sisteminin tüm bileşenlerinin genel montajı ayrıntılı olarak gösterilmektedir. Bu kapsamlı görsel, kilit sisteminin tüm bileşenlerinin bir araya getirilerek nasıl bir bütün oluşturduğunu ve her bir bileşenin montajdaki yerini ve işlevini net bir şekilde ortaya koymaktadır.



Şekil 4.20 : Kilit sisteminin iç mekanizması.



Şekil 4.21 : Kilit sisteminin genel montajı.

4.4 Testlerde Karşılaşılan Mekanik ve Elektronik Sorunlar ve Çözümleri

Geliştirilen KPR cihazının mekanik ve elektronik montaj sürecinde, tüm elektronik ve mekatronik üniteler, standart kablo ve konektörler kullanılarak cihaza kolayca sökülebilir ve takılabilir şekilde entegre edilmiştir. Bu entegre sistemde, güç kartı, ana kart, ana kontrol modülü ve çeşitli çevresel elemanlar (açma/kapama tuşu, başlat/bitir tuşu, 30:2 mod tuşu, batarya gösterge LED'leri, servis LED'i, buzzer, potansiyometre, aktüatör, motor, elektromanyetik kavrama, batarya kartları, batarya konektörleri, röle, USB, adaptör konektörü) yüksek mukavemetli teflon kablolar kullanılarak bağlanmıştır. Bu bağlama işlemi, cihazın uzun ömürlü ve güvenilir bir şekilde çalışmasını temin etmek amacıyla büyük bir titizlikle gerçekleştirilmiştir. Ana kart, güç kartının üzerine yerleştirilmiş olup, ana kontrol modülü de ana kartın üzerine konumlandırılmıştır. Geliştirme sürecinde, sıkça yapılan sökme ve takma işlemleri nedeniyle kavrama konektörü epoksi ile sabitlenmişti. Epoksi kullanımı, kavrama konektörünü güvenli bir şekilde sabitlerken, cihazın estetik görünümünü ve montaj kolaylığını, bakım ve onarım işlemlerini olumsuz yönde etkilemiştir. Ayrıca, epoksinin katı ve kalıcı yapısı, cihazın gerektiğinde kolayca sökülüp takılmasını engellemiştir. Bu nedenle, kavramanın iki besleme kablosu doğrudan kavrama şasisine teflon kablo ile lehimlenerek daha estetik ve kolay monte edilebilir bir bağlantı sağlanmıştır. Buzzer modülü, orijinal olarak kablo çıkışlı olduğundan, bu kabloların uçlarına konektör takılmış ve kontrol kartının buzzer çıkışına konektör lehimlenerek montajı kolay bir buzzer bağlantısı elde edilmiştir. Buzzer modülü, ana kontrol modülünün üzerine yerleştirilmiş olup, sistemin uyarı ve bildirim fonksiyonlarını etkin bir şekilde yerine getirmektedir. USB konektör bağlantısı için, bir ucu konektörlü dört telli bir kablo hazırlanmış ve doğrudan USB konektörüne lehim ve makaron ile sabitlenmiştir. Bu sayede, USB bağlantısının güvenilirliği ve dayanıklılığı artırılmıştır. Servis uyarı ve hata/durum gösterge LED'i, ana kontrol modülündeki LED üzerine flex ışık kanalı yapıştırılarak yerleştirilmiştir. Bu uygulama, cihazın servis ve durum bildirimlerini kullanıcıya etkin bir şekilde iletmesini sağlamaktadır. Cihaz kullanılmadığında batarya şarjının adaptör ile sağlanabilmesi amacıyla, açma/kapama tuşu ve röle ile güç kesme işlemi sadece güç kartına giden voltaj üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu, cihazın güvenli bir şekilde şarj edilmesini ve enerji tasarrufunu sağlamaktadır. Son olarak, medikal adaptör olarak hazır tedarik edilen adaptörün orijinal konektörü kesilmiş ve medikal konektör eklenmiştir. Bu medikal

konektör, ana gövdeye monte edilerek bağlantı işlemi tamamlanmıştır. Bu bağlantının gerçekleştirilmesinden sonra, adaptör ve cihaz arasındaki enerji transferi kesintisiz ve güvenli bir şekilde sağlanmıştır. Test aşamasında karşılaşılan sorunlar için yapılan düzenlemeler ve iyileştirmeler tamamlandıktan sonra, bünyesinde kompresyon modülü, yatay kol, teleskopik uzama mekanizması, sırt tahtası ve bayonet kilit sistemi gibi birçok mekanizma barındıran KPR cihazının nihai montajı gerçekleştirilmiştir. Bu nihai montajın görsel temsili Şekil 4.22'de sunulmaktadır.



Şekil 4.22 : Üretilen KPR cihazının genel montajı.



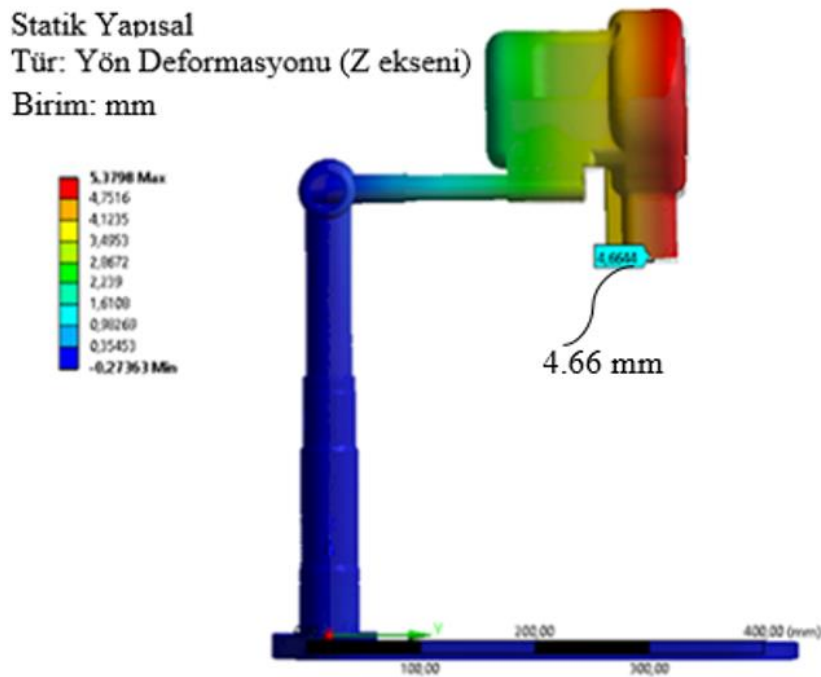
5. GELİŞTİRİLEN OTOMATİK KPR CİHAZININ PERFORMANS TESTLERİ VE SONUÇLARI

Bu bölümde, geliştirilen ve CardiS olarak adlandırılan otomatik KPR cihazının performansını değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilen testler üç ana başlık altında kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. İlk başlıkta, CardiS cihazının piston mekanizmasının ANSYS platformu üzerinde yapılan statik kuvvet analizi, Altair Inspire platformu üzerinde gerçekleştirilen hareket simülasyonu ve LUCAS II ile Corpuls cihazlarıyla yer değiştirme ve hız parametreleri açısından karşılaştırılması ele alınmıştır. Bu kapsamda, her cihazın anlık ivmeleri, ortalama ivmeleri ve maksimum hızları değerlendirilmiş ve bu parametreler üzerinden ayrıntılı bir analiz gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen tasarımın karmaşıklığı, eş zamanlı simülasyonları elverişsiz kıldığı için statik ve dinamik simülasyon süreçleri ayrı ayrı yürütülmüştür. Ayrıca, CardiS cihazının hesaplamalı simülasyon sonuçları, LUCAS II ve Corpuls cihazlarının deneysel sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Bu cihazlar için piston yer değiştirme veya hız verileri hakkında alternatif veri bulunmadığından, bu karşılaştırmalı analiz uygulanabilir tek seçenek olarak ortaya çıkmaktadır. İkinci bölümde, geliştirilen CardiS cihazı ile LUCAS II cihazının performansları, standart KPR parametreleri temel alınarak, gerçek bir test platformu olan CPRLily PRO+ KPR mankeni üzerinde karşılaştırılmıştır. Ayrıca, CardiS ve LUCAS II cihazların video analiz yöntemi kullanılarak yüz göğüs kompresyonu ortalamasından elde edilen kompresyon dekompresyon zamanlamaları elde edilmiştir. Video analiz yöntemi, hareketin yüksek çözünürlüklü görüntüleri üzerinden detaylı incelenmesini sağlamış ve bu sayede her iki cihazın performans farklarının objektif bir şekilde değerlendirilmesine olanak tanımıştır. Böylece, geliştirilen CardiS cihazının KPR uygulamalarındaki başarımı, mevcut standartlar ile uyumlu bir şekilde değerlendirilebilmiştir. Üçüncü bölümde ise, CardiS ve LUCAS 3 cihazlarının pistonlarına entegre edilen ivme sensörü aracılığıyla doğrudan ölçülen anlık ivme verileri karşılaştırılmıştır. Bu sensör, pistonların hareketi sırasında meydana gelen hızlanma ve yavaşlama süreçlerini hassas bir şekilde kaydederek cihazların performans dinamiklerini ortaya koymuştur. Bu karşılaştırma, sensör tabanlı

ölçümlerin sağladığı verilerin doğruluğunu ve güvenilirliğini değerlendirmeye yönelik kapsamlı bir analiz sunmaktadır. Böylece, CorpulS ve LUCAS 3 cihazlarının anlık ivme profilleri arasındaki benzerlikler ve farklılıklar detaylı bir şekilde ortaya konmuş, her iki cihazın performans özellikleri hakkında derinlemesine bir anlayış geliştirilmiştir.

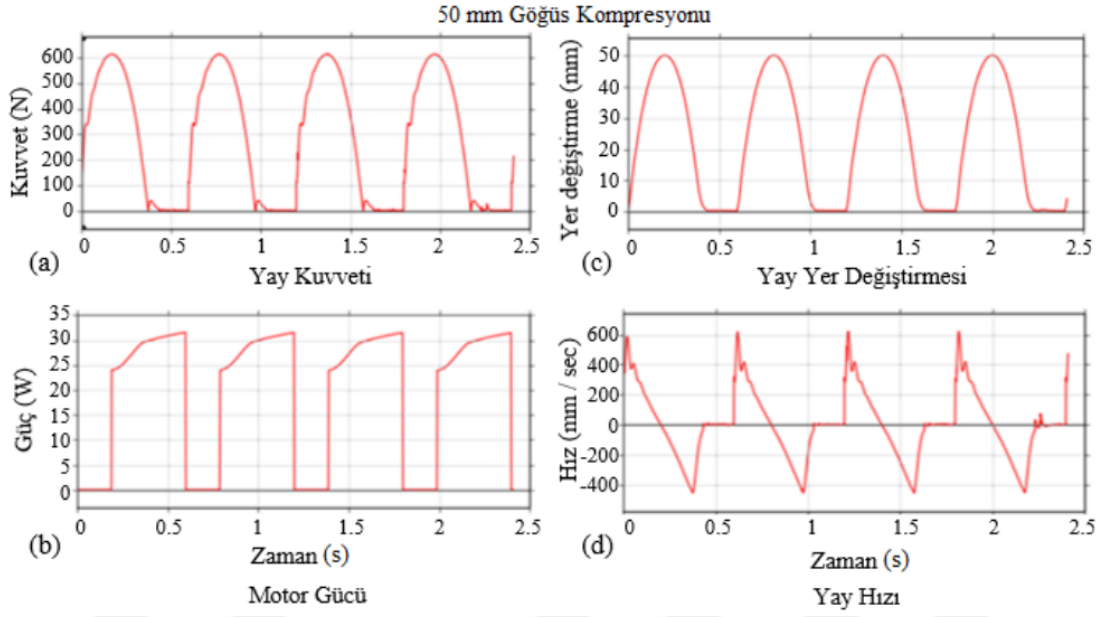
5.1 Statik Kuvvet Analizi ve Hareket Simülasyonu

ANSYS platformunda gerçekleştirilen statik analizde, sırt tahtası sabitlenmiş ve piston merkez noktasındaki esneme miktarı detaylı olarak ölçülmüştür. Bu test kapsamında, pistonun dört simetrik destek noktasına 700 N büyüklüğünde bir kuvvet uygulanarak yapı üzerindeki etkiler değerlendirilmiştir. Uygulanan kuvvet sonucunda elde edilen esneme miktarı, yaklaşık olarak 4,66 mm olarak belirlenmiştir. Bu değer, cihazın yapısal davranışını modellemek için kritik bir parametre olarak kullanılmıştır. Yapılan analiz, piston yatağı ile sırt tahtası arasındaki bağlantının, esneme miktarını etkileyen K_2 yay katsayısı ve esneyen kısmın kütlesi olan m_2 ile karakterize edilebileceğini ortaya koymuştur. Bu bulgular, cihazın yapısal bütünlüğünü ve dayanıklılığını değerlendirmede sağlam bir temel teşkil etmekte ve böylece tasarım sürecinde gerekli iyileştirmelerin belirlenmesine katkıda bulunmaktadır. Elde edilen esneme miktarının görsel temsili, Şekil 5.1'de sunulmuştur.

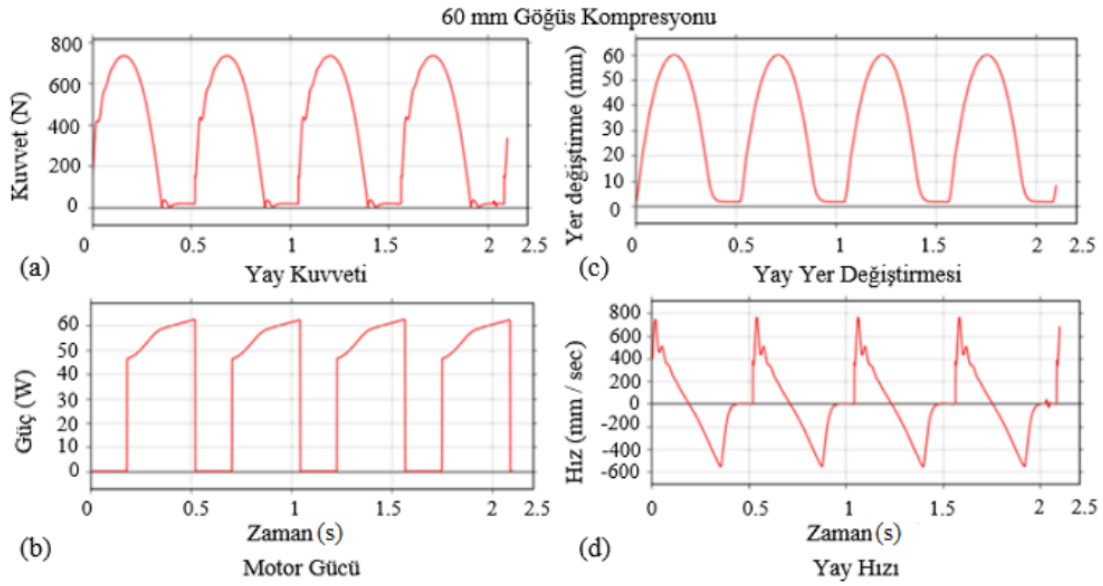


Şekil 5.1: Sistemin esneme miktarı.

Geliştirilen cihazın piston hareket analizi, Altair Inspire platformu kullanılarak kapsamlı bir şekilde simüle edilmiştir. Simülasyon, cihazın performansını ve dinamik davranışını tam olarak anlamak için detaylı ve sistematik bir yaklaşımla gerçekleştirilmiştir. Bu simülasyon sonuçları, dört göğüs kompresyonu üzerinden sunulmaktadır. Mekanik bağlantılar, eklem noktaları olarak modellenmiş ve hasta göğsü, lineer yay, lineer damper ve bir kütle ile temsil edilmiştir. Simülasyon platformunun dişli kutusu içermemesi nedeniyle, volan ve çift kaydırıcı krank mekanizmasına ataleti yansıması uygulanmıştır. Bu simülasyon stratejisi, volan ve çift kaydırıcı krank mekanizmasının dinamik davranışını daha doğru bir şekilde modellemeyi amaçlamaktadır. Motor gücü, yalnızca kompresyon dışı fazda sabit tork olarak uygulanmıştır. Volan ve motorun başlangıç hızları (N_i) ise, 50 mm ve 60 mm stroklar için sırasıyla dakika başına 3380 ve 3930 devir olarak belirlenmiştir. Simülasyon ortamında döner mafsallar, sürtünmesiz menteşeler ve pimler olarak modellenmiştir. Bu modelleme yöntemi, mekanizmanın hareketli parçaları arasındaki sürtünme etkilerini minimize etmek ve gerçekçi sonuçlar elde etmek amacıyla seçilmiştir. Ancak, mafsal sürtünmesi, yalnızca piston öteleme mafsalı için hesaba katılmıştır. Bu tercih, kritik sürtünme kayıplarının büyük ölçüde bu mafsalda gerçekleşmesi nedeniyle yapılmıştır. Bu nedenle, piston öteleme mafsalındaki sürtünme kuvvetleri, simülasyon sonuçlarının doğruluğunu ve güvenilirliğini artırmak amacıyla detaylı bir şekilde analiz edilmiştir. Hareket simülasyonunda darbe etkilerinin önemli bir rol oynaması nedeniyle, temas sertliği kritik bir parametre olarak dikkate alınmıştır. Bu bağlamda, yüksek darbeli kontaklar için temas sertliği 2×10^6 N/mm, düşük darbeli kontaklar için ise 2000 N/mm olarak belirlenmiştir. Simülasyon sonuçları, 50 mm ve 60 mm stroklar için kuvvet, motor gücü, piston yer değiştirme ve piston hız değerlerini kapsamaktadır. Bu veriler, Şekil 5.2 ve Şekil 5.3'te detaylı olarak görselleştirilmiştir. Piston yer değiştirme sonuçları, dört ardışık kompresyon boyunca tutarlı bir kompresyon derinliği sunarken, piston hızları her iki strok değeri için de benzer bir dalga formu sergilemiştir. Bu dalga formu, yüksek ivmeyi ve dolayısıyla yüksek başlangıç tepe hızını ifade etmektedir. Doğrusal olarak azalan dalga formu da ortalama hızın iki katı bir tepe hızı sağlar. Bu durum, sistemin dinamik performansını ve etkinliğini ortaya koymakta, cihazın optimal çalışma koşullarında nasıl davrandığını detaylı bir şekilde göstermektedir.

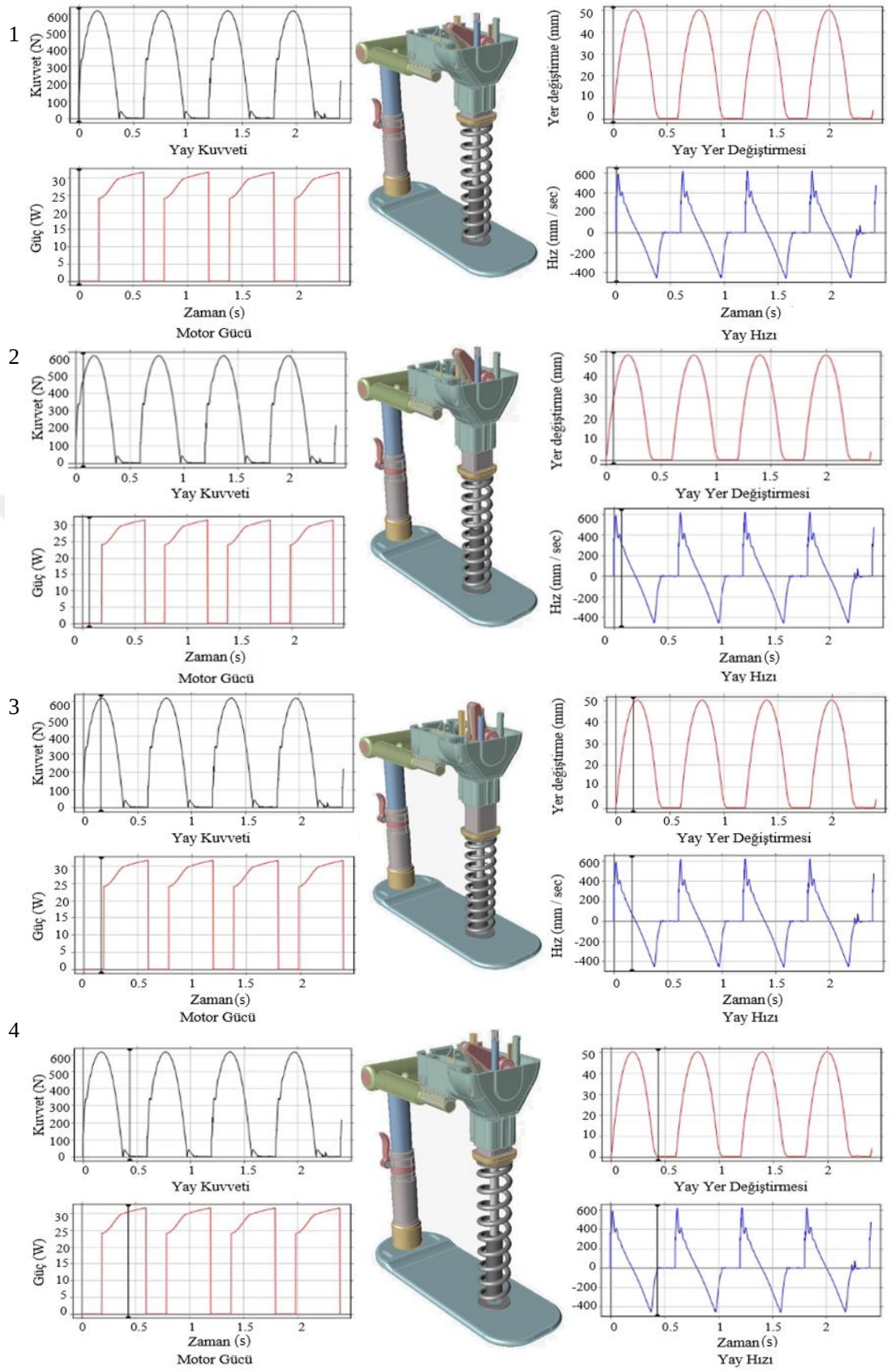


Şekil 5.2: 50 mm strok için kuvvet (a), motor gücü (b), yer değiştirme (c) ve hız (d) sonuçları.

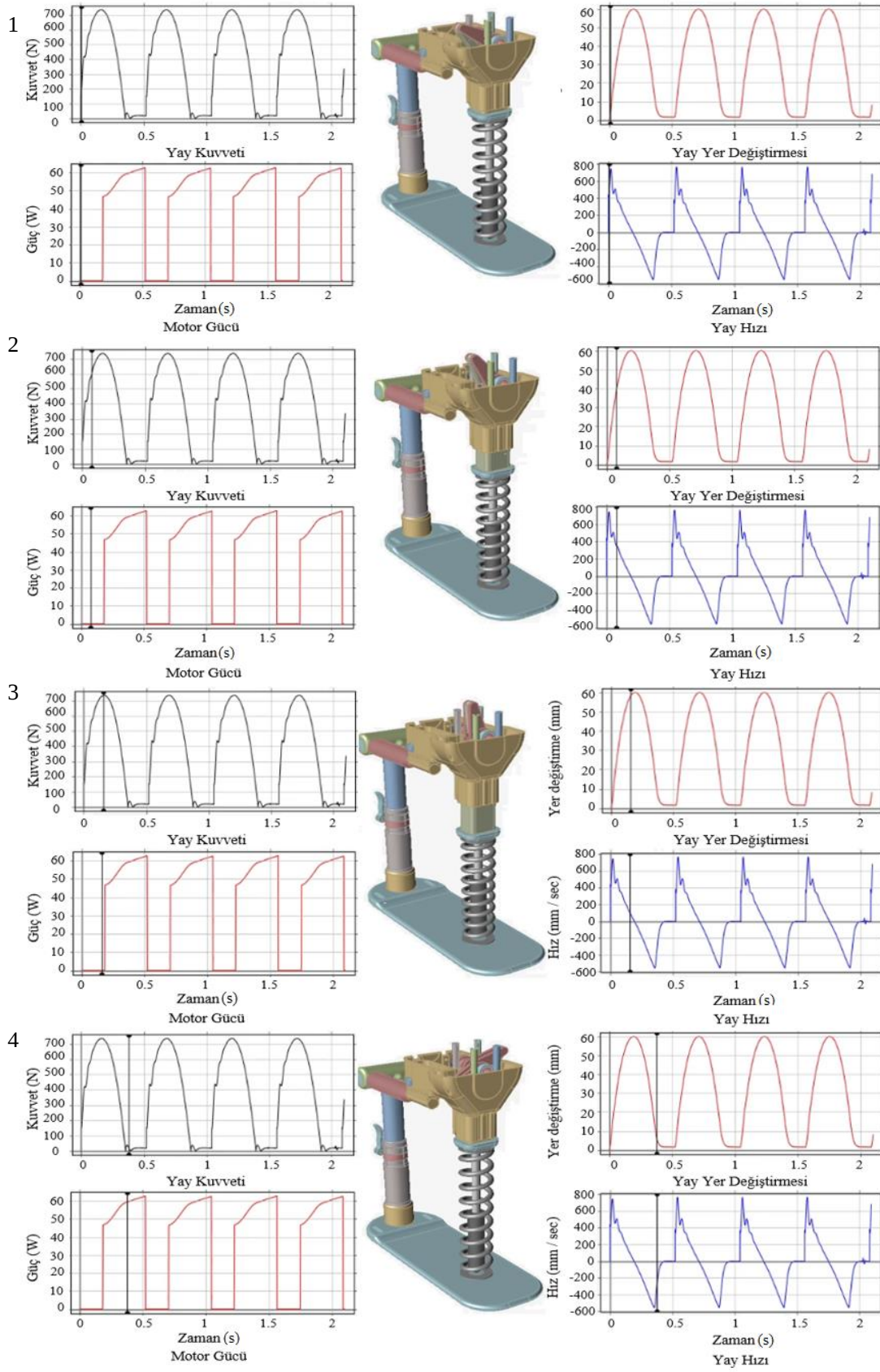


Şekil 5.3: 60 mm strok için kuvvet (a), motor gücü (b), yer değiştirme (c) ve hız (d) sonuçları.

50 mm ve 60 mm'lik stroklar için elde edilen kuvvet, güç, yer değiştirme ve hız sonuçları, kapsamlı bir analiz için örneklem yapılarak sunulmuştur. Bu sonuçların görsel temsilleri, ilgili verilerin analizini ve karşılaştırmasını daha anlaşılır hale getirmek amacıyla sistematik bir şekilde düzenlenmiştir. Şekil 5.4 ve Şekil 5.5'te sırasıyla gösterilen görüntüler, bu ölçümler için elde edilen sıralı verileri ve sonuçları detaylandırarak, her bir parametrenin strok uzunluğuna bağlı olarak nasıl değiştiğini açıkça ortaya koymaktadır.



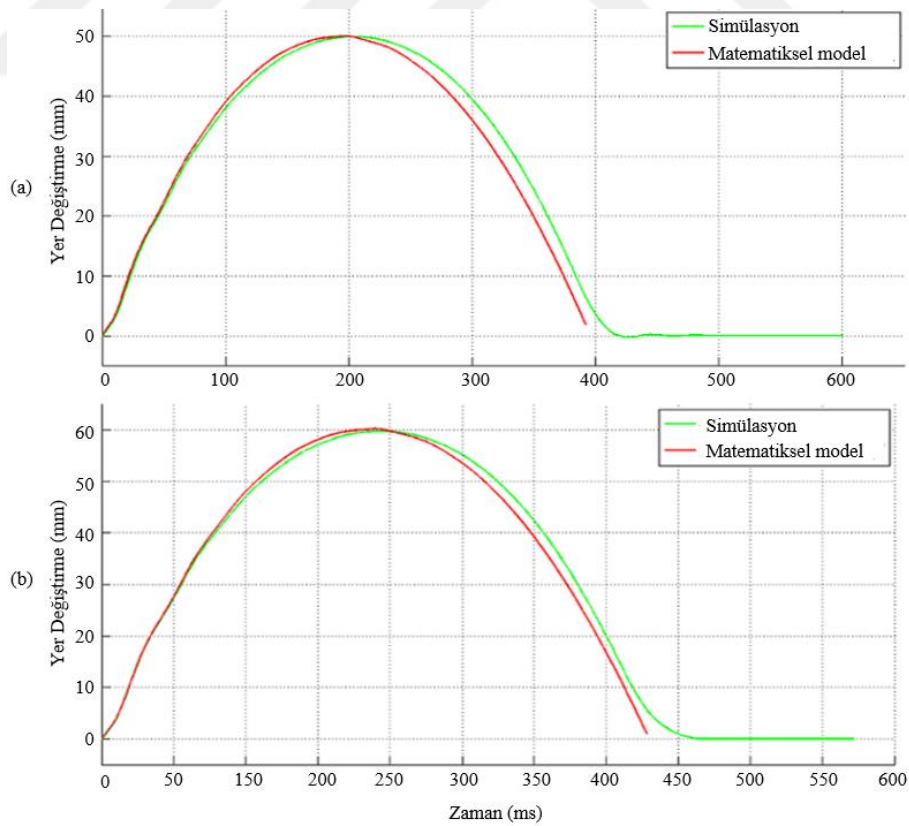
Şekil 5.4: 50 mm strok için hareket analizinin sıralı görüntüleri.



Şekil 5.5: 60 mm strok için hareket analizinin sıralı görüntüleri.

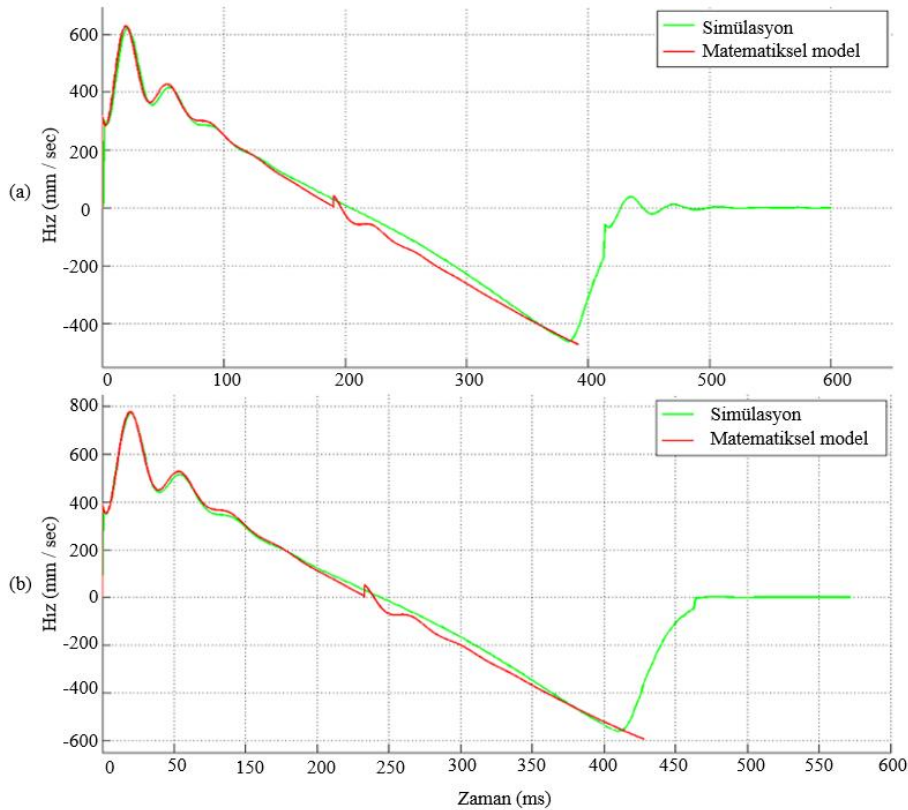
5.1.1 Matematiksel model ile simülasyon sonuçlarının karşılaştırılması

Matematiksel model sonuçları, 50 mm ve 60 mm'lik strok uzunlukları için maksimum kompresyon kuvvetlerinin sırasıyla 611.7 N ve 735.7 N olduğunu göstermektedir. Aynı strok uzunlukları için simülasyon sonuçları ise maksimum kompresyon kuvvetlerinin sırasıyla 613.5 N ve 733.7 N olduğunu ortaya koymaktadır. Şekil 5.6'da, anlık kompresyon derinliğinin matematiksel model sonuçları ile hareket simülasyonu sonuçları arasındaki karşılaştırma sunulmaktadır. Bu karşılaştırmada, sadece kompresyon ve dekompresyon evreleri dikkate alınmış olup, simülasyon grafiğinde görülen bekleme süreleri matematiksel modelde yer almamaktadır. Elde edilen sonuçlara göre, 50 mm'lik kompresyon için toplam kompresyon ve dekompresyon süreleri matematiksel modelde 392 ms, hareket simülasyonunda ise 410 ms olarak belirlenmiştir. Benzer şekilde, 60 mm'lik kompresyon için bu süreler matematiksel modelde 380 ms, hareket simülasyonunda ise 400 ms'dir. Şekil 5.6'da da görülebileceği üzere, matematiksel model ile simülasyon arasındaki bu zamanlama farklılıkları, krank piminin anlık açısal ivmesi ve anlık açısal hızı üzerindeki varsayımlardan kaynaklanmaktadır.



Şekil 5.6: 50 mm (a) ve 60 mm (b) kompresyonlar için anlık kompresyon derinliğinin matematiksel model ve hareket simülasyonu sonuçlarının karşılaştırılması.

Şekil 5.7, anlık kompresyon hızının matematiksel model ve hareket simülasyonu sonuçları ile karşılaştırılmasını göstermektedir. Anlık kompresyon derinliğinde belirtildiği gibi, hız-zaman grafiğinde de bekleme süresi bulunmamaktadır. 50 mm strok için, matematiksel model ve simülasyon başlangıç hızları sırasıyla 319 mm/s ve 313 mm/s, maksimum hızları ise sırasıyla 628 mm/s ve 620 mm/s olarak tespit edilmiştir. 60 mm strok için, matematiksel model ve simülasyon başlangıç hızları sırasıyla 394 mm/s ve 363 mm/s, maksimum hızları ise sırasıyla 777 mm/s ve 765 mm/s'dir. Şekil 5.6'da anlık kompresyon derinliği sonuçlarında gözlemlenen zamanlama farklılıkları, benzer şekilde, krank piminin anlık açısal ivmesi ve açısal hızı üzerindeki varsayımlardan kaynaklanmaktadır. Her iki strok uzunluğu için de matematiksel model ve simülasyon sonuçlarının hız dalga formlarında önemli bir farklılık bulunmamaktadır. Dolayısıyla, elde edilen sonuçlar, her iki metodolojinin de iki farklı strok değeri için kompresyon kuvveti, hızları ve zamanlama açısından uyumlu olduğunu ve zamanlama farklılıklarının minimal düzeyde olduğunu ortaya koymaktadır.

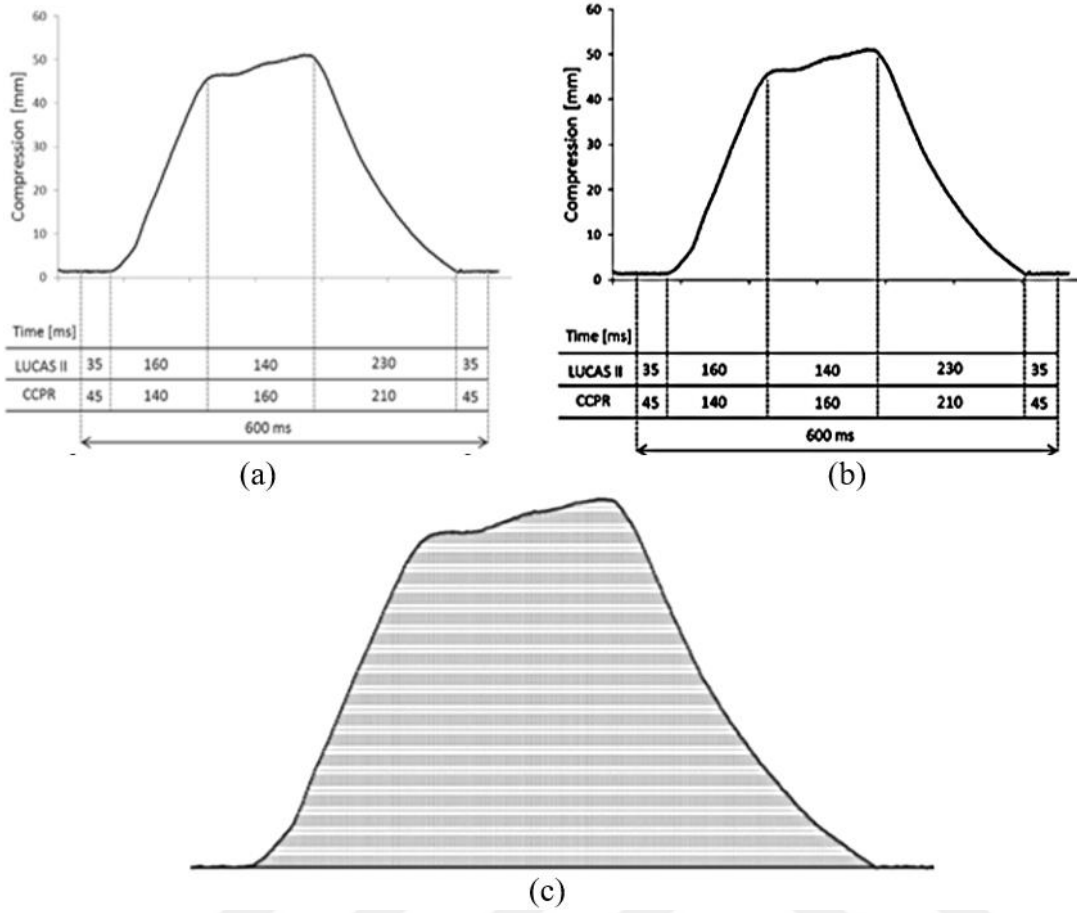


Şekil 5.7: 50 mm (a) ve 60 mm (b) kompresyonlar için anlık kompresyon hızının matematiksel model ve hareket simülasyonu sonuçlarının karşılaştırılması.

Şekil 5.7'de sunulan anlık kompresyon hızı sonuçları üzerinden maksimum kompresyon ivme değerleri hesaplanabilmektedir. Elde edilen verilere göre, 50 mm ve 60 mm strok uzunlukları için maksimum kompresyon ivmesi, matematiksel modelde sırasıyla 323 m/s^2 ve 302 m/s^2 olarak belirlenmiştir. Simülasyon sonuçları ise bu değerleri sırasıyla 365 m/s^2 ve 363 m/s^2 olarak göstermektedir. Matematiksel modelde elektromanyetik kavramanın maksimum torku maksimum ivmeyi sınırlandırırken, simülasyon platformunda dişli kutusu modellemesi bulunmadığından dolayı bu tür bir sınırlandırma mevcut değildir. Dolayısıyla, maksimum ivme değerlerindeki farklılıklar bu modelleme farklılıklarından kaynaklanmaktadır. Bu sonuçlar, matematiksel model ve simülasyon arasındaki dinamik farklılıkları ve bu farkların etkilerini net bir şekilde ortaya koymaktadır.

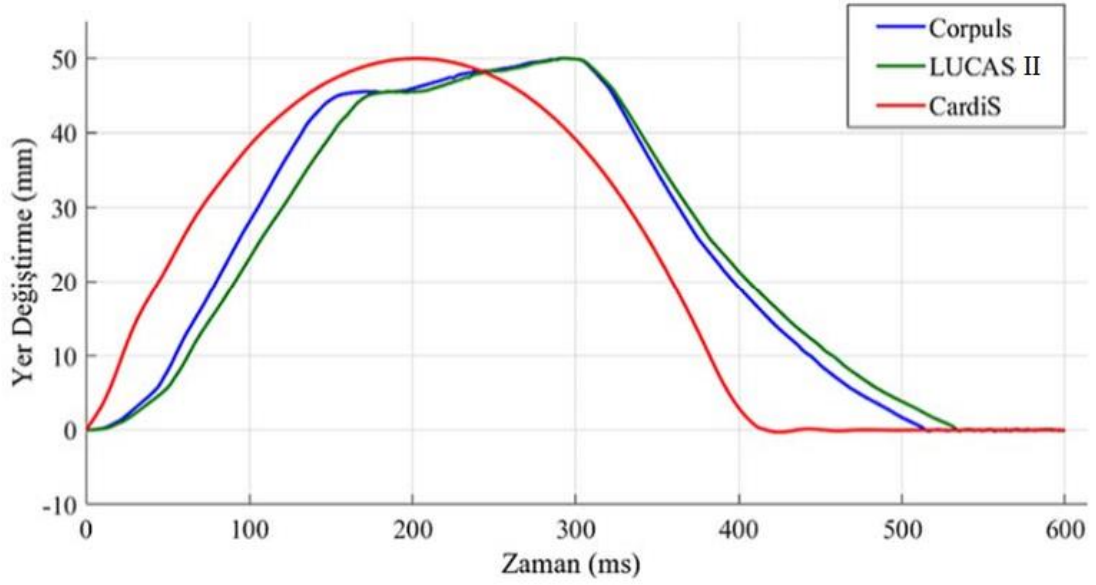
5.1.2 Yer değiştirme ve hız parametrelerinin karşılaştırmalı analizi

Bu tez çalışmasının piston hareketi simülasyon sonuçları, Corpuls ve LUCAS II cihazlarının deneysel verileri ile karşılaştırılmıştır. Referans olarak alınan [41] numaralı makalede, yalnızca Corpuls ve LUCAS II cihazlarına ait yer değiştirme-zaman grafikleri bulunmaktadır. Bu grafikleri daha detaylı analiz edebilmek amacıyla, mevcut grafiklerin çözünürlüğü artırılmış ve en-boy oranı korunarak Şekil 5.8 (a)'dan Şekil 5.8 (b)'ye dönüştürülmüştür. Bu dönüşüm, orijinal grafiklerin görsel kalitesini ve okunabilirliğini artırarak daha hassas veri çıkarımına olanak sağlamıştır. Bu dönüşümden sonra, SolidWorks yazılımı kullanılarak grafiklerin birebir çizimi yapılmış ve bu çizimler eşit aralıklarla dikey çizgilerle örneklenmiştir (Şekil 5.8 (c)). Son aşamada, grafik üzerinde belirlenen bu örnek noktalar arasındaki mesafeler dikkatle hesaplanmış ve koordinatları ölçeklendirilerek yer değiştirme-zaman verileri elde edilmiştir. Bu yöntem, grafiklerden elde edilen verilerin sayısal analize uygun hale getirilmesini sağlamıştır. Böylece, piston hareketi simülasyon sonuçlarının, Corpuls ve LUCAS II cihazlarının deneysel verileri ile karşılaştırılması mümkün olmuştur. Bu karşılaştırma, simülasyon ve deneysel veriler arasındaki uyumun detaylı bir şekilde analiz edilmesine olanak tanımıştır. Elde edilen bulgular, simülasyonun gerçek cihaz performansını ne derece doğru yansıttığını değerlendirmek ve metodolojik uyumu sağlamak açısından önemli bilgiler sunmuştur.



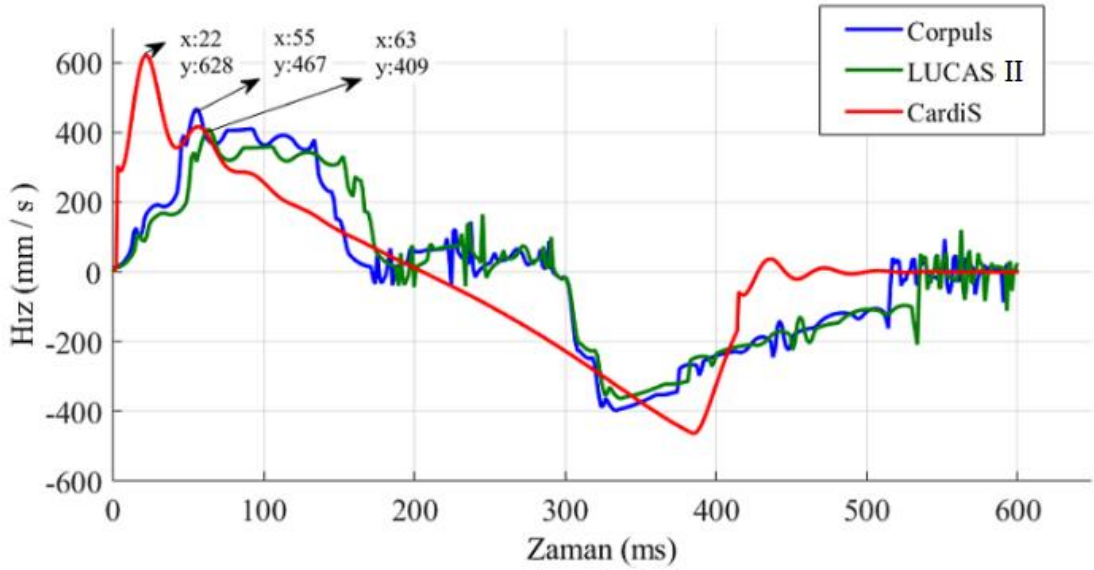
Şekil 5.8: Orijinal deneysel sonuçlar (a), yüksek çözünürlüklü grafik (b) ve bu yüksek çözünürlüklü grafikten elde edilen dikey çizgilerle örneklenmiş noktalar (c).

Şekil 5.9'da, CardIS cihazının piston yer değiştirme-zaman grafiği, vidalı piston teknolojisi kullanan Corpuls ve LUCAS II cihazlarının yer değiştirme-zaman grafikleri ile kapsamlı bir şekilde karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmanın amacı, farklı cihazların kompresyon dalga formlarını analiz ederek, teknolojik benzerliklerin ve farklılıkların etkilerini ortaya koymaktır. Elde edilen sonuçlara göre, benzer piston teknolojisi kullanan Corpuls ve LUCAS II cihazlarının, CardIS cihazından farklı yer değiştirme-zaman karakteristikleri sergilediği tespit edilmiştir. Özellikle, Corpuls ve LUCAS II cihazlarının kompresyon dalga formlarının yamuk şeklinde olduğu gözlemlenmiştir. Buna karşılık, CardIS cihazının yer değiştirme-zaman grafiği, manuel göğüs kompresyonuna daha yakın olan sinüzoidal benzeri bir dalga formu sergilemektedir. Sinüzoidal benzeri dalga formu, kalbin doğal kompresyon dinamiklerine daha yakın bir profil sergilemektedir. Bu farklılıklar, CardIS cihazının tasarımında kullanılan özel piston mekanizmasının, manuel kompresyonun doğal dinamiklerine daha yakın bir performans sağladığını göstermektedir.



Şekil 5.9: Corpuls, LUCAS II ve CardiS'in piston yer değiştirme sonuçları.

Şekil 5.10'da ise, Corpuls ve LUCAS II cihazlarının yer değiştirme-zaman grafiklerinden türetilen hız-zaman grafikleri ile CardiS cihazının hız-zaman grafiği karşılaştırılmıştır. Grafik analizi, üç cihaz arasında tepe hız değerleri ve bu değerlere ulaşma süreleri açısından belirgin farklılıklar olduğunu ortaya koymaktadır. Bu tepe noktası verileri doğrultusunda, ortalama piston ivmesi ve maksimum kompresyon hızı değerleri hesaplanmıştır. Ayrıca, piston hız-zaman grafiklerinin ayırık türevleri kullanılarak elde edilen sıfır ve maksimum hız noktaları arasındaki en dik kısımlardan veri toplanmış ve bu veriler grafik analizleri ile doğrulanmıştır.



Şekil 5.10: Corpuls, LUCAS II ve CardiS'in piston hız sonuçları.

Elde edilen anlık piston ivme değerleri detaylı olarak izelge 5.1'de sunulmuştur. Bu analiz, cihazların performans karakteristiklerinin karşılaştırılmasına olanak tanımakta ve hız dinamikleri üzerindeki etkileri net bir şekilde göstermektedir.

Çizelge 5.1: Corpuls, LUCAS II ve CardiS cihazlarının piston hız ve ivme sonuçları.

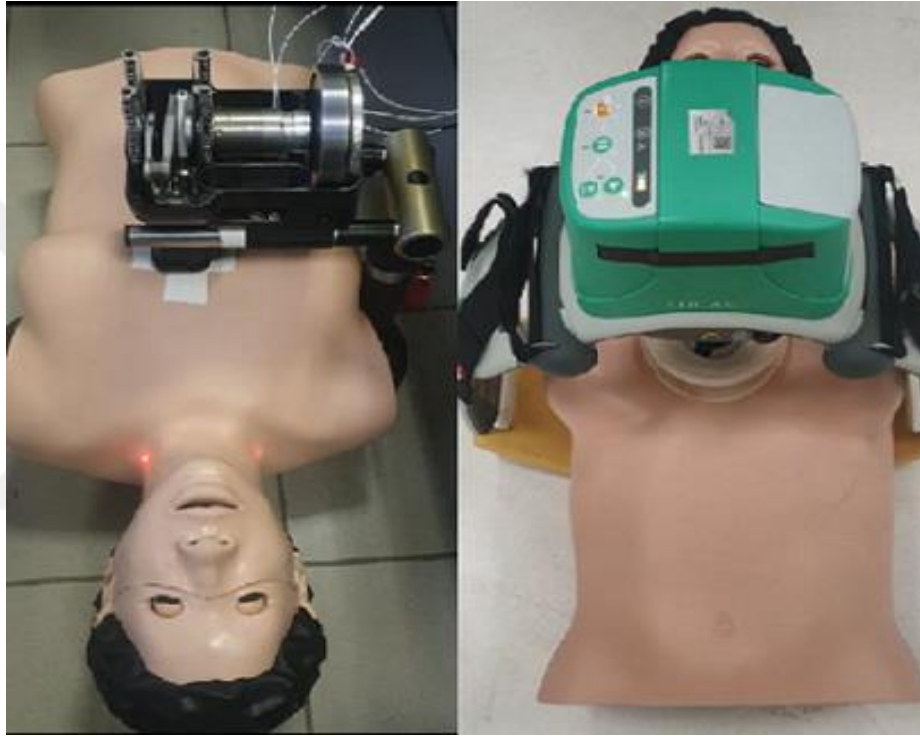
KPR Cihazları	Ortalama piston ivmesi	Maksimum piston hızı	Anlık piston ivmesi
Corpuls	8,49 m/s ²	0,467 m/s	65 m/s ²
LUCAS II	6,49 m/s ²	0,409 m/s	50 m/s ²
CardiS	29,5 m/s ²	0,628 m/s	365m/s ²

5.2 Cardis ve LUCAS II Cihazlarının Performans ve Zamanlama Parametreleri Açısından Karşılaştırmalı Analizi

Tezin bu bölümünde, geliştirilen CardiS cihazının standart KPR parametreleri açısından LUCAS II cihazı ile karşılaştırılması detaylı bir şekilde ele alınmaktadır [101]. Bu karşılaştırma süreci, KPR uygulamaları için özel olarak tasarlanmış CPRLilly PRO+ mankeni kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Söz konusu KPR mankeni, KPR etkinliğini değerlendirmek için gerekli olan çeşitli kritik parametrelerin hassas ölçümlerini sağlamaktadır. Bu parametreler arasında göğüs kompresyon oranı, kompresyon derinliği, kompresyon sırasında oluşan göğüs geri tepmesi miktarı ve kompresyona harcanan sürenin operasyon süresine oranı olarak tanımlanan kompresyon fraksiyonu bulunmaktadır. AHA yönergelerine göre, ideal bir KPR uygulaması dakikada 100 ila 120 arasında kompresyon yapılmasını, kompresyon derinliğinin 5 ila 6 cm arasında olmasını ve hastanın göğsünün nötr pozisyona döndürülerek tam göğüs geri tepmesinin sağlanmasını gerektirmektedir. Bununla birlikte, göğüs kompresyon fraksiyonunun en az %80 olması beklenmektedir. Bu temel parametreler doğrultusunda, CardiS ve LUCAS II cihazlarının performansları karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. İkinci olarak, her iki cihazın video analiz yöntemi kullanılarak yüz göğüs kompresyonu ortalamasından elde edilen kompresyon ve dekompresyon zamanlamaları incelenmiştir. Bu zamanlama analizleri, her iki cihazın biyomekanik performansını derinlemesine değerlendirmek amacıyla yapılmıştır. Sonuç olarak, bu iki alt başlık altında gerçekleştirilen karşılaştırmalar, CardiS ve LUCAS II cihazlarının KPR etkinliği ve uygulama sürekliliği açısından avantajlarını ve dezavantajlarını kapsamlı bir şekilde ortaya koymayı hedeflemektedir.

5.2.1 Cardis ve LUCAS II: Standart KPR parametrelerinin karşılaştırılması

CardiS ve LUCAS II cihazlarının standart KPR testleri 1 dakika, 5 dakika ve 10 dakika sürelerle gerçekleştirilmiştir. Bu süreler boyunca cihazların performansının tutarlılığını ve güvenilirliğini değerlendirebilmek için her bir test süresi on kez tekrarlanmıştır. Test sürecinde kullanılan KPR mankeni Şekil 5.11’de gösterildiği gibi her iki cihazın da sırt tahtalarına güvenli bir şekilde yerleştirilmiştir. Bu yöntem, testlerin her iki cihaz için de aynı koşullar altında gerçekleştirilmesini sağlayarak karşılaştırmanın objektifliğini artırmıştır.



Şekil 5.11: Cardis ve LUCAS II’nin standart KPR testleri.

Her bir test süresi boyunca elde edilen sonuçlar, Çizelge 5.2’de ayrıntılı olarak sunulmuştur. Geri tepme değeri, manken üzerine cihaz takılırken pistonun ön yükleme etkisinden kaynaklanan kompresyon derinliğinin bir ofset değeri olarak tanımlanmıştır. Gerçek kompresyon derinliği, mankenden elde edilen kompresyon derinliği ile geri tepme değerleri arasındaki fark olarak hesaplanmıştır. Tam geri tepmeye ulaşmanın ön koşulu, geri tepme değerinin hiçbir zaman başlangıç değerini aşmaması olarak belirlenmiştir. Elde edilen veriler, her iki cihazın da bu koşulu karşıladığını göstermiştir. Öte yandan, geri tepme değerinin başlangıç değerinin altına düşmesi, mankenin hafif hareket etmesine bağlanmıştır. Bu durum, test koşullarında mankenin stabilitesinin ne kadar önemli olduğunu ortaya koymaktadır. Sonuçlar, hem

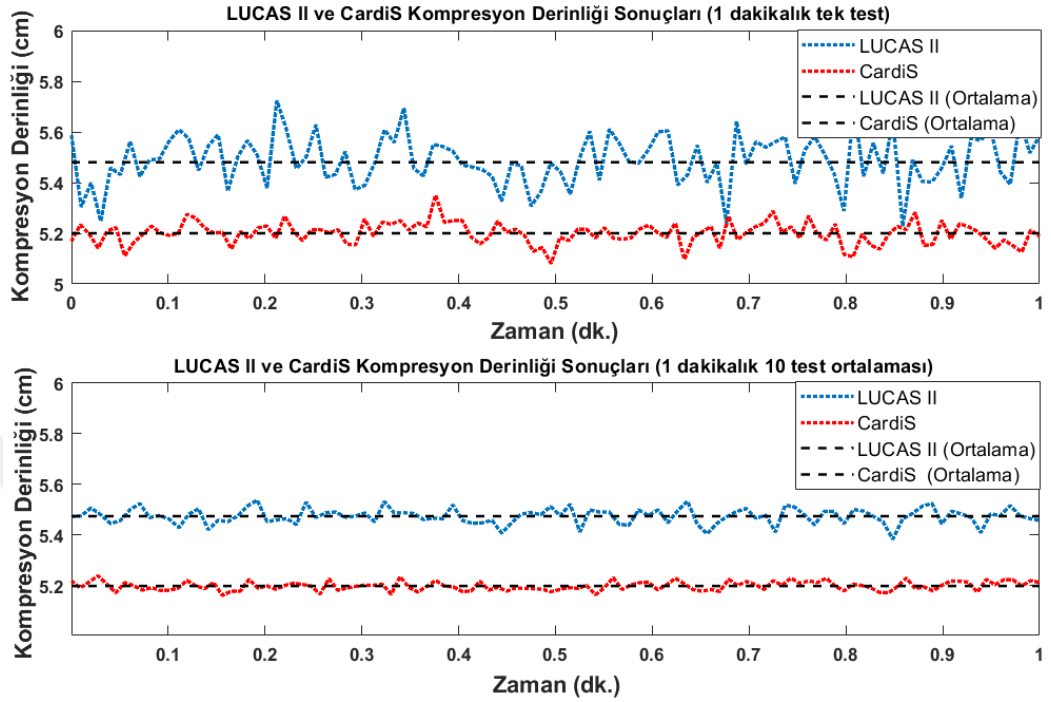
LUCAS II hem de CardiS cihazlarının tam geri tepme kapasitesine sahip olduğunu göstermiştir. LUCAS II cihazı, dakikada 100 kompresyon gerçekleştirme kapasitesine sahiptir. Cihazlar arasında objektif bir performans karşılaştırması sağlamak amacıyla, CardiS cihazı da dakikada 100 kompresyon uygulayacak şekilde ayarlanmıştır. Kompresyon fraksiyonu parametresi ise, manuel ve mekanik göğüs kompresyonları arasında farklılık göstermektedir. Manuel göğüs kompresyonları, genellikle mekanik göğüs kompresyonlarına kıyasla daha düşük bir göğüs kompresyon fraksiyonu sergilemektedir. Bu durum, yorgunluk, yetersiz derinlik veya kurtarıcıların kompresyonu devralmak için yer değiştirmesi gibi faktörlerden kaynaklanmaktadır. Karşılaştırılan her iki mekanik göğüs kompresyon cihazı da kompresyon ritmi için 30:2 ve kesintisiz kompresyon olmak üzere iki seçenek sunmaktadır. 30:2 seçeneğinde, iki ardışık ventilasyon için her 30 kompresyondan sonra 1,5 saniyelik bir kompresyon duraklaması olur. Yapılan testlerde kesintisiz kompresyon seçeneği kullanıldığı için kompresyon fraksiyonunu ölçmeye gerek kalmamıştır. Ancak 30:2 seçeneği kullanılmış olsaydı, kompresyonlar arasındaki duraklamalar kompresyon fraksiyonunun ölçülmesini gerektirirdi.

Çizelge 5.2: CardiS ve LUCAS II cihazlarının standart KPR sonuçları.

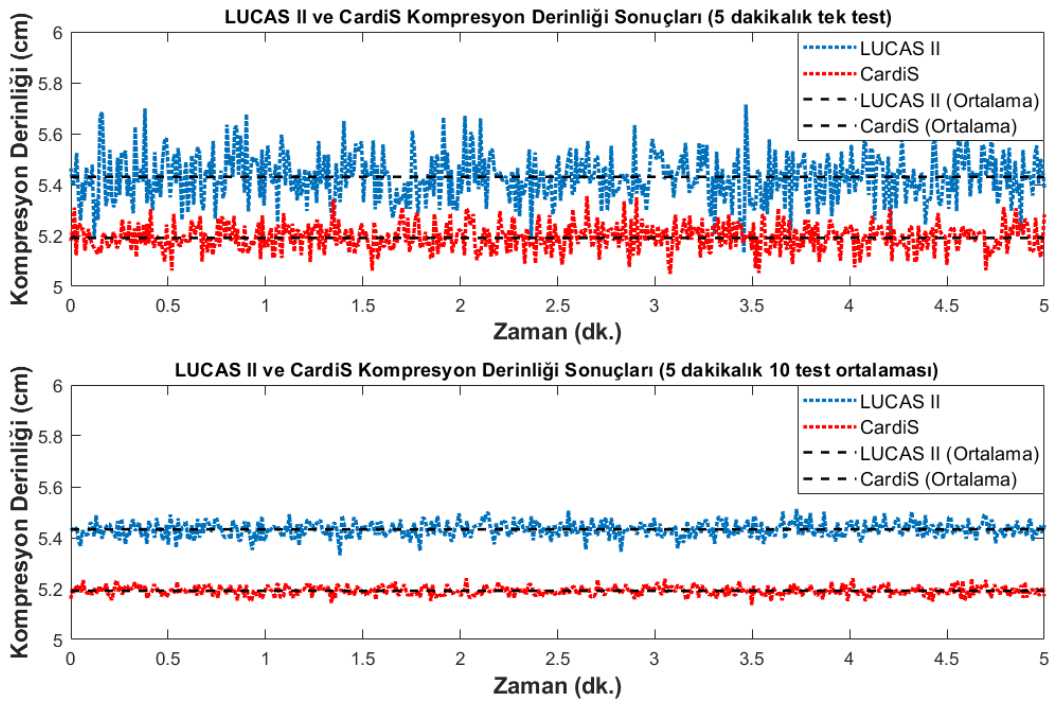
		LUCAS II		CardiS	
	Zaman (dk.)	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma
Kompresyon Frekansı (/dk.)	1	100,30	0,4830	100,20	0,4216
	5	100,22	0,2201	100,18	0,1475
	10	100,18	0,1549	100,17	0,1160
Kompresyon derinliği (cm)	1	5,44	0,0776	5,18	0,0419
	5	5,43	0,0791	5,19	0,0442
	10	5,40	0,0801	5,17	0,0487
Geri çekme (cm)	1	0,24	0,0200	0,13	0,0219
	5	0,23	0,0216	0,13	0,0220
	10	0,24	0,0229	0,14	0,0267

Ayrıca, her iki cihaz da sıkıştırma derinliği aralığını sağlasa da, geliştirilen CardiS cihazının on test sonucunda elde edilen standart sapma sonuçlarına göre daha tutarlı ve istikrarlı bir derinlik sağladığı görülmektedir. Cihazların uzun süreli kullanımda performanslarını değerlendirmek için manken üzerinde gerçekleştirilen 1 dakikalık, 5 dakikalık ve 10 dakikalık kompresyon derinliği testlerinin sonuçları sırasıyla Şekil 5.12, Şekil 5.13 ve Şekil 5.14'te gösterilmiştir. Bu testler, her iki cihazın da AHA yönergelerine uygun olarak çalıştığını ve belirlenen kompresyon derinliği aralığında

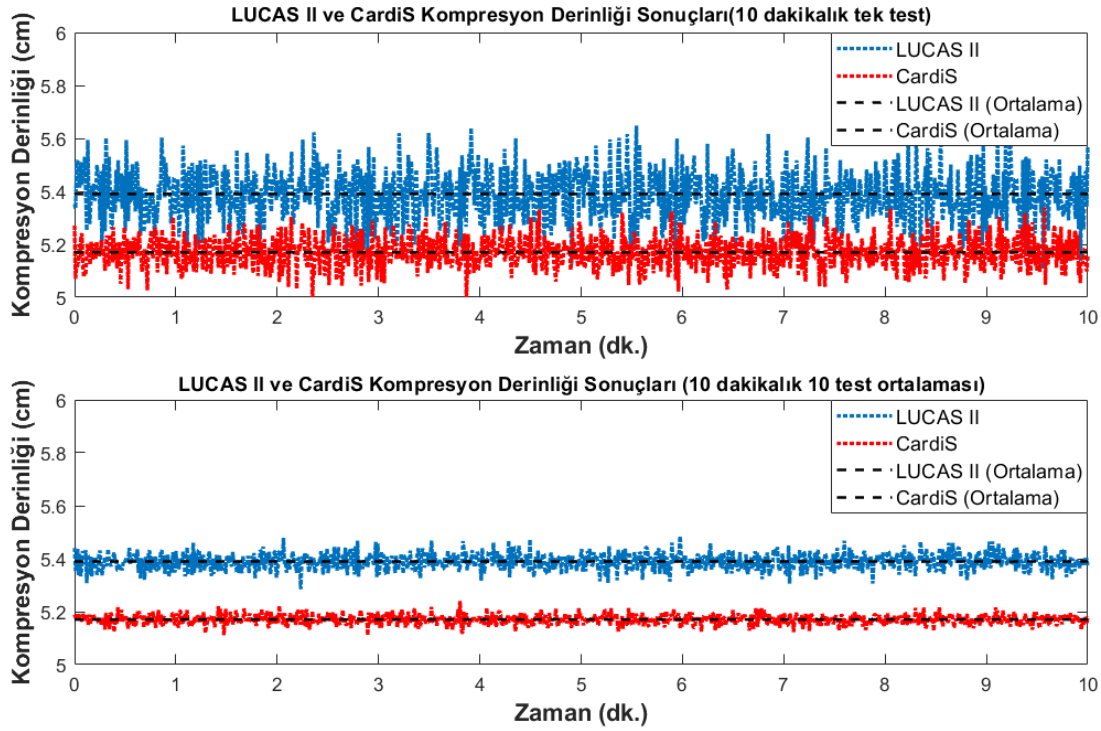
performans sergilediğini kanıtlamaktadır. Sonuç olarak, hem CardiS cihazının hem de LUCAS II cihazının AHA tarafından belirlenen standartları karşılaması, klinik uygulamalarda güvenle kullanılabileceklerini göstermektedir.



Şekil 5.12: CardiS ve LUCAS II'nin 1 dakikalık kompresyon derinliği sonuçları.



Şekil 5.13: CardiS ve LUCAS II'nin 5 dakikalık kompresyon derinliği sonuçları.

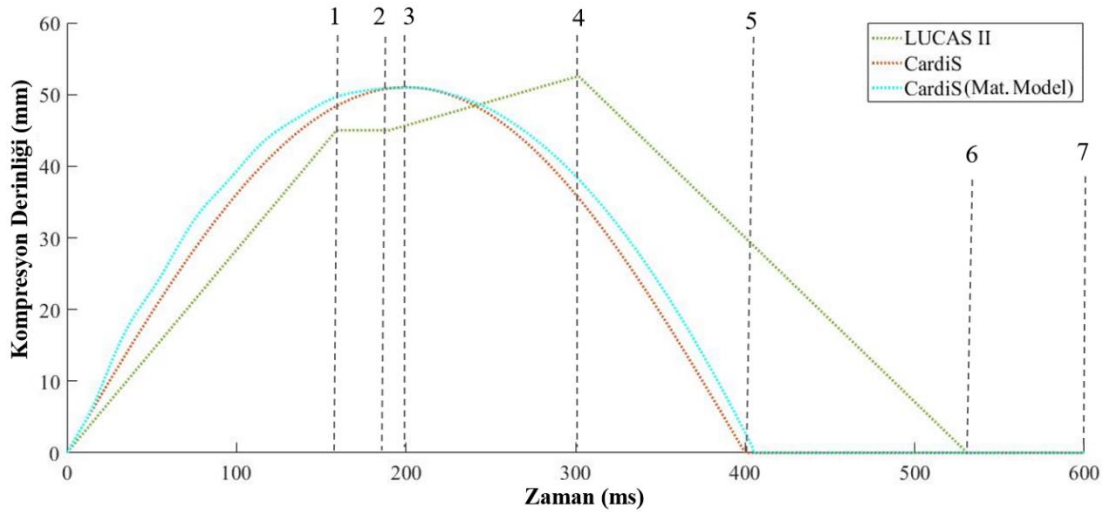


Şekil 5.14: CardIS ve LUCAS II'nin 10 dakikalık kompresyon derinliği sonuçları.

5.2.2 Cardis ve LUCAS II: Kompresyon ve dekompresyon zamanlamalarının karşılaştırılması

Çizelge 3.1'de gösterilen tüm parametreler pratik uygulama testlerine dâhil edilmiştir. Ancak, KPR mankeni için hasta göğüs modeli parametrelerinin mevcut değerleri bilinmediğinden, ilgili çizelgede akademik verilerden elde edilen hasta modeli parametrelerinin KPR mankenindeki parametrelere yakın olduğu varsayılmaktadır. CardIS ve LUCAS II cihazları için video analiz yöntemi kullanılarak gerçekleştirilen yüz göğüs kompresyonunun ortalamasından elde edilen kompresyon ve dekompresyon zamanlamalarının karşılaştırılması Şekil 5.15'te sunulmuştur. LUCAS II cihazında frekans ayarlamasının mümkün olmaması nedeniyle, nesnel bir karşılaştırmayı sağlamak amacıyla CardIS cihazının frekansı hem matematiksel modelinde hem de pratik uygulama testlerinde 100/dakika olarak standardize edilmiştir. Sonuçlar bu frekansa göre değerlendirilmiştir. Grafikselsel analiz, CardIS cihazının matematiksel modelleme sonuçlarının KPR mankeninde gözlemlenen sonuçlarla tutarlı olduğunu ortaya koymaktadır. Ancak, bilinmeyen manken modeli parametrelerinden ve CardIS cihazındaki farklı sürtünme faktörlerinden kaynaklanan küçük zamanlama farklılıkları mevcuttur. Grafiklerin elde edilmesinde, mankenden elde edilen kompresyon derinliği ve kompresyon periyodu ile video analiz

yönteminden elde edilen zamanlama değerleri, LUCAS II ve CardiS cihazlarının bilinen kompresyon dalga formlarına uygulanmıştır. Bu kompresyon dalga formları LUCAS II için yamuk ve CardiS için sinüzoidal benzeri karakterdedir [41]. CardiS ve LUCAS II cihazlarının performans sonuçlarının karşılaştırılması, her iki cihazın kompresyon ve dekompresyon zamanlamalarında belirgin farklılıklar olduğunu ortaya koymuştur. Elde edilen verilere göre, CardiS cihazı 50 mm sıkıştırma derinliğine ortalama 199,6 ms'de ulaşırken, LUCAS II cihazı aynı derinliğe ortalama 300,3 ms'de ulaşmaktadır. Ek olarak, LUCAS II cihazının yaklaşık 4,5 cm'lik kesintisiz kompresyon derinliğine ulaşması için gereken süre 159,2 ms iken, CardiS cihazı bu derinliğe 130,4 ms'de ulaşabilmektedir. Bu veriler, CardiS'in daha hızlı bir sıkıştırma süresi sağladığını göstermektedir. LUCAS II cihazının piston hızı, yaklaşık 4,5 cm'lik sıkıştırma derinliğinde kısa bir süre için sıfıra düşmekte ve bu durum sıkıştırmada kısa bir kesinti olarak gözlemlenmektedir.



Şekil 5.15: CardiS ve LUCAS II cihazlarının kompresyon ve dekompresyon zamanlamaları. 1. LUCAS II'nin kesintisiz kompresyonunun sonu. 2. LUCAS II'nin kesiniye uğramış kompresyonunun sonu. 3. CardiS'in kompresyonunun sonu. 4. LUCAS II'nin kompresyonunun sonu. 5. CardiS'in dekompresyonunun sonu. 6. LUCAS II'nin dekompresyonunun sonu. 7. CardiS ve LUCAS II'nin bir sonraki göğüs kompresyonunun başlangıcı.

[41] makalesinde, Corpuls cihazının yaklaşık 4,5 cm'lik kesintisiz kompresyon süresinin LUCAS II cihazından 20 ms daha kısa olduğu ve maksimum kompresyon süresinin ise 20 ms daha uzun olduğu belirlenmiştir. Bu çalışma, 20 ms daha uzun maksimum kompresyon süresinin Torasik Pompa mekanizması için daha iyi kan basıncı sağladığını göstermiştir. CardiS cihazı ise, Kardiyak Pompa Teorisine dayanarak tasarlanmıştır ve bu nedenle, LUCAS II ile karşılaştırıldığında daha kısa

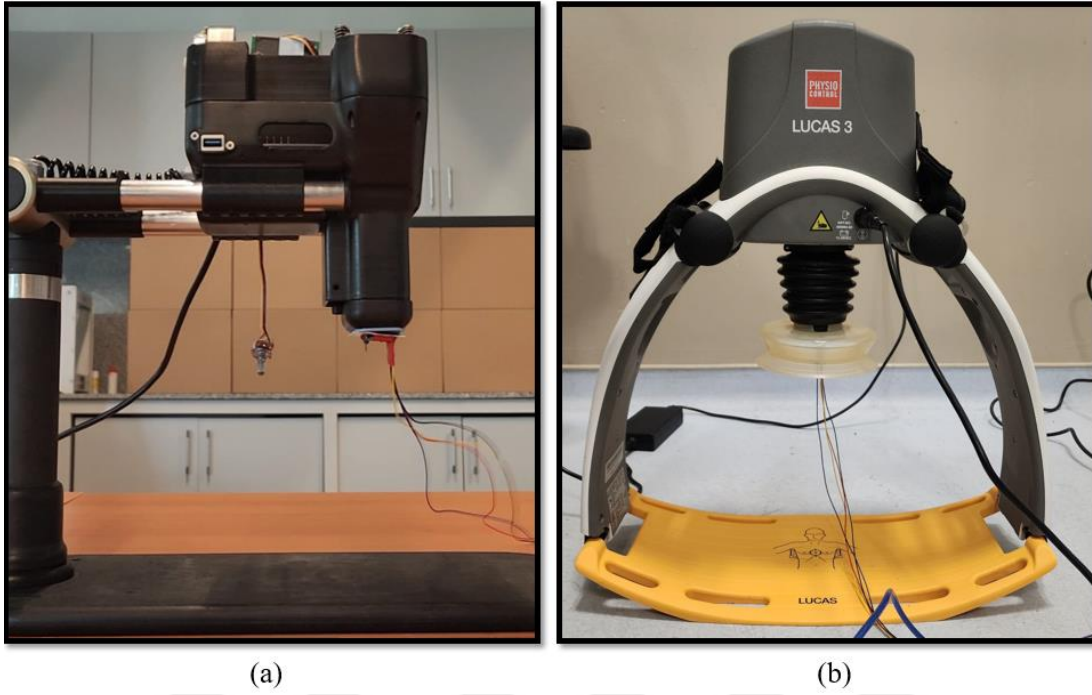
kompresyon süresi veya daha düşük görev döngüsü sunmaktadır. Kardiyak Pompa Teorisine göre, %30-35'lik bir görev döngüsü ile daha yüksek kan basıncına ulaşılabilmektedir. Bu bağlamda, CardiS cihazının daha kısa kompresyon süresine ve daha düşük görev döngüsüne sahip olması, cihazın KPR sırasında daha etkili kan dolaşımı sağlama potansiyeline işaret etmektedir. Literatürde belirtildiği üzere, kısa kompresyon süreleri ve optimize edilmiş görev döngüleri, KPR etkinliğini artırmakta ve bu da hastanın hayatta kalma oranlarını olumlu yönde etkilemektedir. Dolayısıyla, CardiS cihazının bu özellikleri, klinik uygulamalarda LUCAS II cihazına kıyasla daha üstün bir performans sergileyebileceğini göstermektedir. Bu avantajlar, özellikle acil tıbbi müdahalelerde ve KPR uygulamalarında daha yüksek etkinlik ve güvenilirlik sağlamaktadır. Ayrıca, KPR sırasında bir kompresyon süresi içerisinde kanın kalbe geri dönmesi için kalan süre, dolaşımın etkinliğini doğrudan etkileyen kritik bir parametredir. Elde edilen bulgulara göre, LUCAS II cihazında bir kompresyon döngüsü içerisinde kanın kalbe dönmesi için kalan süre yaklaşık 299,7 ms olarak hesaplanmıştır. Buna karşın, CardiS cihazında bu süre yaklaşık 400,4 ms olarak tespit edilmiştir. Kanın kalbe geri dönme süresi, özellikle kanın yavaş aktığı durumlarda, yeterli perfüzyon sağlanabilmesi için kritik bir öneme sahiptir. CardiS cihazının sağladığı daha uzun geri dönüş süresi, kalbe dönen kan miktarını artırarak şoklanabilir kalp perfüzyonunun daha etkin bir şekilde sağlanmasına katkıda bulunabilir. Bu durum, CardiS cihazının KPR sırasında hemodinamik dengeyi destekleyerek hastanın hayatta kalma şansını artırma potansiyelini vurgulamaktadır.

5.2.3 Cardis ve LUCAS 3 cihazlarının anlık ivme davranışlarının incelenmesi

Bu bölümde, CardiS ve LUCAS 3 cihazlarının anlık ivme davranışları, sensör tabanlı ölçüm yöntemi ile kapsamlı bir şekilde ele alınmıştır. Anlık ivme ölçümüne duyulan ihtiyaç, kardiyak döngü sırasında sol ventrikül ile aort arasındaki basınç farkının, sol ventrikülden aorta yönelen kan akışının hızlanmasıyla doğrudan ilişkili olmasından kaynaklanmaktadır [102, 103]. Normal bir kardiyak döngüde, ventriküler sistol esnasında sol ventrikül kasılarak kanı yüksek basınçla aorta pompalar ve bu süreçte, aortadaki basınç artışı ile sol ventrikülden çıkan kanın hızlanması arasında doğrudan bir orantı bulunur. KPR çalışmalarında elde edilen bulgulara göre, yüksek başlangıç ivmesine sahip göğüs kompresyonları, doğrudan kalp kompresyonunu başlatabilmekte ve bu sayede, normal kardiyak fonksiyona yakın bir kan akışı sağlanabilmektedir [26, 93, 104-106]. Bu nedenle, anlık ivme davranışlarının ölçülmesi, her iki cihazın

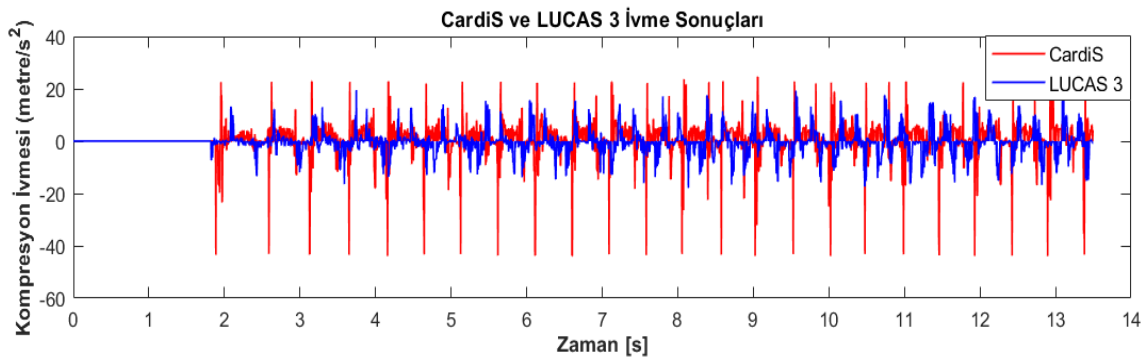
kardiyak kompresyon etkinliğinin ve kan akışını yeniden başlatma kapasitesinin değeriendirilmesi açısından kritik bir öneme sahiptir. Bu kapsamlı analiz, hem CardiS hem de LUCAS 3 cihazlarının performansını objektif veriler ışığında karşılaştırarak, klinik uygulamalarda bu cihazların etkinliğini ve güvenilirliğini daha iyi anlamamıza olanak tanımaktadır. Bu kapsamda, cihaz pistonlarına yerleştirilen ivme sensörlerinden elde edilen doğrudan ölçüm verileri incelenmiştir. Bu sensörler, pistonların hızlanma ve yavaşlama dönemlerindeki ivme değışimlerini hassas bir şekilde kaydederek cihazların performans dinamiklerini analiz etmeyi mümkün kılmıştır. Böylece, CardiS ve LUCAS 3 cihazlarının ivme davranışlarındaki benzerlikler ve farklılıklar ayrıntılı bir şekilde incelenmiş, her iki cihazın performans özellikleri hakkında daha derin bir bilgi edinilmiştir. Ayrıca, bu deneysel çalışmaların gerçekleştirilmesinde kullanılan cihazların sınırlı sayıda hastanede bulunması, test süreçlerini önemli ölçüde zorlaştırmıştır. Önceki deneysel karşılaştırmalarda İstanbul Şişli Etfal Hastanesi'nde bulunan LUCAS II cihazı tercih edilmiştir; ancak, bu cihazın arızalanması üzerine, çalışmanın devam eden aşamalarında İstanbul Sultangazi Haseki Hastanesi'nde bulunan LUCAS 3 cihazı zorunlu olarak kullanılmıştır. Bu zorunlu cihaz değışikliği, çalışmanın planlanan amacına ulaşmasını engellememiş, aksine, sonuçların çeşitliliğini ve genellenebilirliğini artırarak araştırmanın bilimsel değeriine katkıda bulunmuştur.

İlk olarak, CardiS ve LUCAS 3 cihazlarının pistonlarına BNO055 model bir IMU (Inertial Measurement Unit) sensörü entegre edilmiştir. BNO055, üç eksenli ivmeölçer, üç eksenli jiroskop ve üç eksenli manyetometreyi entegre eden yüksek hassasiyetli bir hareket izleme modülüdür ve cihazların mekanik hareketlerini ayrıntılı bir şekilde analiz etmek için kullanılmıştır. Sensörün, cihaz pistonlarına sabitlenmesi, her iki cihazın boşta (yüksüz) çalışma durumlarındaki ivme davranışlarının hassas bir şekilde değeriendirilmesini sağlamıştır. Şekil 5.16'da gösterildiği gibi, deneysel düzeneğin dikkatlice kurulması ve sensörün optimal konumlandırılması, elde edilen verilerin güvenilirliğini artırmak için kritik bir öneme sahiptir. Bu sensör, her iki cihazın ivme davranışlarının doğru bir şekilde ölçülmesini ve karşılaştırılmasını mümkün kılmıştır, böylece cihazların performans dinamikleri ayrıntılı bir biçimde incelenmiştir. Cardis ve LUCAS 3 cihazlarının çalışma videolarına https://drive.google.com/drive/folders/1LYHFdaNE5x2S8-P_jWOlooyg0-llGZk8?usp=drive_link linkinden ulaşılabilir.



Şekil 5.16: CardiS ve LUCAS 3 cihazlarının ivme ölçüm test düzenekleri.

Şekil 5.17’de gösterilen sonuçlar, CardiS cihazının başlangıç ivmesinin LUCAS 3 cihazına kıyasla yaklaşık 2,8 kat daha yüksek olduğunu ortaya koymaktadır. CardiS cihazının bu yüksek ivme değerleri, kardiyak kompresyon sürecinde daha hızlı ve etkili bir kuvvet uygulama potansiyeline sahip olduğunu göstermektedir. Ayrıca, bu sonuçlar, CardiS cihazının hızlanma yeteneğinin, KPR sırasında daha kısa sürede etkili bir kan akışı sağlama kapasitesine işaret edebilir. Bu tür farklar, her iki cihazın farklı klinik senaryolarda nasıl performans göstereceği konusunda önemli bilgiler sunmaktadır.



Şekil 5.17: CardiS ve LUCAS II cihazlarının ivme ölçüm sonuçları.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, yüksek başlangıç ivmeli göğüs kompresyonu yapabilen, görev döngüsü temel kardiyak zamanlamadan farklı ve patentli bir piston mekanizmasına sahip yeni bir KPR cihazı geliştirilmiştir. Geliştirilen bu cihaz, taşınabilir ve kompakt yapısı, ayarlanabilir ve daha tutarlı kompresyon derinliği sunma kapasitesi ve hızlı kurulum için manuel hizalama gerektirmeyen otomatik kilit mekanizması gibi yenilikçi özellikleriyle de mevcut cihazlardan ayrılmaktadır. Bu sayede, kalbi manuel KPR'den daha iyi taklit edebilen ve bunun sonucunda ani kalp durmasından kaynaklanan ölüm oranının düşmesini sağlayacak bir cihazın literatüre kazandırılması hedeflenmiştir. Cihazın mekanik tasarımı, yapısal dayanıklılığı, ergonomik özellikleri ve kalp masajı sırasında optimal bası ve ritmi sağlayabilme yeteneği göz önünde bulundurularak titizlikle ele alınmıştır. Elektronik tasarım sürecinde ise, cihazın doğru, güvenilir ve AHA standartlarına uygun çalışabilmesi için gerekli elektronik bileşenlerin seçimi ve entegrasyonu detaylı bir şekilde incelenmiştir. Ek olarak, cihazın matematiksel modeli, kalp masajı sırasında uygulanan anlık kompresyon derinliği, hız ve ivme gibi kritik parametrelerin hassasiyetle ölçülmesi ve analiz edilmesi amacıyla geliştirilmiştir.

Geliştirilen otomatik KPR cihazının gövde malzemesi olarak en uygun termoplastik malzemenin seçim süreci de kapsamlı bir şekilde ele alınmıştır. Bu süreçte, mevcut KPR cihazlarında yaygın olarak tercih edilen karbon fiber ve fiberglas gibi geleneksel malzemelere ek olarak, termoplastik malzemelerin potansiyel uygulanabilirliği ayrıntılı bir şekilde incelenmiştir. Malzeme seçimi sürecinin karmaşıklığı ve çok sayıda birbiriyle çelişen kriterlerin varlığı göz önünde bulundurularak, mesafe tabanlı sezgisel bulanık ÇKKV yöntemleri tercih edilmiştir. Bu yöntemler, karar verme sürecinde karşılaşılan belirsizlikleri minimize etmeyi ve en uygun malzeme alternatifini belirlemeyi amaçlayan güçlü araçlar sunmaktadır. Ayrıca, ÇKKV yöntemlerinde yaygın olarak kullanılan Öklid ve Taxicab mesafe fonksiyonlarına alternatif olarak yeni bir seçim metriği önerilmiş ve bu seçim metriği mesafe tabanlı ÇKKV yöntemlerinden sezgisel bulanık TOPSIS, VIKOR ve CODAS yöntemlerine

uyarlanmıştır. Böylece, malzeme seçimi sürecinde karşılaşılan belirsizliklerin etkin bir şekilde yönetilmesi ve hem maliyet hem de performans açısından optimize edilmiş bir KPR cihazı gövdesi tasarımının gerçekleştirilmesi hedeflenmiştir. Seçim süreci kapsamında, altı farklı termoplastik malzeme alternatifi belirlenmiş ve bu alternatifler, yirmi iki farklı kritere göre değerlendirilmiştir. Malzeme alternatiflerini sıralamak için gereken her kriterin ağırlıkları tek bir karar verici tarafından değerlendirilmiştir. Tek bir karar verici kullanılmasının nedeni, danışılan diğer karar vericilerin alternatif olarak değerlendirilen tüm malzemeler hakkında yeterli bilgiye sahip olmaması ve bu durumun bilgi eksikliğiyle karakterize edilen karar almaya yol açmasıdır. Bu nedenle, malzeme performansını etkileyen faktörleri deneyimleyerek cihaz gövdesini üreten kişi karar verici olarak seçilmiştir. Her bir malzeme alternatifi ile üretilen altı adet KPR cihaz gövdesi, 3B baskı teknolojisi kullanılarak imal edilmiş ve bu gövdelerin yapısal özellikleri ile üretilebilirlik kriterleri, üretim ve operasyonel süreçler boyunca yapılan gözlem ve deneylerle analiz edilmiştir. Sonuç olarak, hem TOPSIS hem de CODAS yöntemlerine göre malzeme alternatifleri sırasıyla PC/ABS FR, Novamid, PC, Naylon, PLA ve ABS olarak sıralanmıştır. VIKOR yönteminde ise ilk üç alternatif diğer yöntemlerle uyumlu bir şekilde sıralanmıştır. Bu bulgular ışığında, KPR cihazı gövdesi için en uygun malzeme alternatifinin PC/ABS FR olduğu sonucuna varılmıştır. Bu sonuç, seçilen malzemenin hem maliyet etkinliği hem de performans açısından en ideal seçenek olduğunu ortaya koymaktadır.

Bu tez çalışmasında geliştirilen KPR cihazının üretim süreçleri, kapsamlı ve sistematik bir yaklaşımla üç ana kategori altında incelenmiştir. Öncelikle, cihazın temel işlevi olan kompresyonun gerçekleştirilmesine yönelik modülün imalat süreci, her bir bileşenin fonksiyonel gereksinimlerini karşılayacak şekilde incelenmiş ve titizlikle ele alınmıştır. Devamında, KPR cihazının hastanın anatomik yapısına uygun şekilde yatay ve dikey yönde ayarlanabilirliğini sağlayan yatay kollar ve teleskopik uzama mekanizmasının imalat süreçleri ayrıntılı bir şekilde açıklanmıştır. Son olarak, cihazın sırt tahtası ve bu sırt tahtası ile hızlı ve zahmetsiz montajını mümkün kılan bayonet kilit mekanizmasının üretimi gerçekleştirilmiştir. Bu kilit mekanizması, hem radyal hem de eksenel kilitleme işlevleri sunan çok parçalı bir tasarıma sahip olup, yüksek hassasiyetli hizalama, düşük maliyetli üretim ve kullanıcı dostu montaj özellikleriyle öne çıkmaktadır. Bileşenlerin tasarımı, üretim teknikleri, kullanılan malzemeler ve

montaj aşamaları titizlikle analiz edilerek, cihazın işlevselliğini ve güvenilirliğini en üst düzeye çıkarmak hedeflenmiştir.

Geliştirilen otomatik KPR cihazının performansını değerlendirmek amacıyla yapılan testler ise üç temel başlık altında özetlenmiştir. İlk olarak, CardiS cihazının piston mekanizmasının statik kuvvet analizi ANSYS platformunda, hareket simülasyonu ise Altair Inspire platformunda gerçekleştirilmiş ve bu sonuçlar LUCAS II ve Corpuls cihazlarıyla karşılaştırılmıştır. Bu analizlerde, cihazların anlık ivme, ortalama ivme ve maksimum hız parametreleri dikkate alınarak kapsamlı bir değerlendirme yapılmıştır. Tasarımın karmaşıklığı nedeniyle statik ve dinamik simülasyonlar ayrı ayrı yürütülmüş, CardiS cihazının hesaplamalı simülasyon sonuçları, LUCAS II ve Corpuls cihazlarının deneysel verileri ile karşılaştırılarak analiz edilmiştir. İkinci olarak, CardiS ve LUCAS II cihazlarının performansları, CPRLily PRO+ KPR mankeni üzerinde standart KPR parametreleri temel alınarak karşılaştırılmıştır. CardiS ve LUCAS II cihazlarının standart KPR testleri 1 dakika, 5 dakika ve 10 dakika sürelerle gerçekleştirilmiştir. LUCAS II dakikada 100 kompresyon gerçekleştirebildiğinden, cihazlar arasında objektif bir performans karşılaştırması yapmak için CardiS de dakikada 100 kompresyon gerçekleştirecek şekilde ayarlanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, her iki cihaz da tam geri tepme kapasitesi göstermiştir. Ayrıca, her iki cihaz da kompresyon derinlik aralığını sağlamasına rağmen, geliştirilen CardiS cihazının daha tutarlı bir derinlik sağladığı görülmüştür. Testlerde kesintisiz kompresyon tercih edildiğinden, kompresyon fraksiyonunun ölçülmesine gerek kalmamıştır. Sonuç olarak, her iki cihazın da AHA kılavuzlarında belirtilen standart KPR koşullarını başarıyla karşıladığı, ancak CardiS cihazının daha tutarlı bir kompresyon derinliği sağladığı görülmektedir. Video analiz yöntemi kullanılarak yapılan incelemelerde ise, her iki cihazın göğüs kompresyon zamanlamaları detaylı bir şekilde analiz edilmiş ve bu analizler, CardiS cihazının mevcut standartlara uyumunu objektif bir biçimde ortaya koymuştur. Son olarak, CardiS ve LUCAS 3 cihazlarının pistonlarına entegre edilen ivme sensörleri ile elde edilen anlık ivme verileri karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma, sensör tabanlı ölçümlerin doğruluğunu ve güvenilirliğini ortaya koymuş, cihazların performans dinamikleri hakkında derinlemesine bir anlayış geliştirilmesini sağlamıştır. Böylece, CardiS cihazının KPR uygulamalarındaki performansı, mevcut cihazlarla karşılaştırılarak değerlendirilmiş ve literatüre önemli katkılar sunulmuştur.

Gelecek alışmalar kapsamında, yüksek başlangıç ivmesi sağlayan cihazların kalpten hayati organlara giden kan miktarını artırma potansiyelinin daha ayrıntılı bir şekilde incelenmesi hedeflenmektedir. Bu doğrultuda, belirlenmiş bir kan akışı hareket modeline dayalı olarak bir kan akışı test düzeneği oluşturulacaktır. Bu test düzeneği, CardiS cihazının kan dolaşımına olan etkilerini mevcut cihazlarla karşılaştırmalı olarak değerlendirmek için kullanılacaktır. Test düzeneklerinden elde edilecek veriler, CardiS cihazının sağladığı kan dolaşımının, özellikle hayati organlara olan kan akışındaki iyileştirmeler açısından, mevcut cihazlara olan üstünlüğünü ortaya koyacaktır. Bu alışma, KPR uygulamalarında yüksek başlangıç ivmesinin klinik sonuçlara olan etkisini daha iyi anlamak ve CardiS cihazının klinik etkinliğini artırmak amacıyla gelecekteki araştırmalara ışık tutacaktır.



KAYNAKLAR

- [1] **Mehra, R.** (2007). Global public health problem of sudden cardiac death, *J Electrocardiol*, 40 (6), 118-22.
- [2] **Jacobs, I., Nadkarni, V., ILCOR Task Force on Cardiac Arrest and Cardiopulmonary Resuscitation Outcomes, Conference Participants, Bahr, J., Berg, R. A., ... Zideman, D.** (2004). Cardiac arrest and cardiopulmonary resuscitation outcome reports: update and simplification of the Utstein templates for resuscitation registries: a statement for healthcare professionals from a task force of the International Liaison Committee on Resuscitation (American Heart Association, European Resuscitation Council, Australian Resuscitation Council, New Zealand Resuscitation Council, Heart and Stroke Foundation of Canada, InterAmerican Heart Foundation, Resuscitation Councils of Southern Africa), *Circulation*, 110 (21), 3385-3397.
- [3] **Neumar, R. W., Otto, C. W., Link, M. S., Kronick, S. L., Shuster, M., Callaway, C. W., ... Morrison, L. J.** (2010). Part 8: adult advanced cardiovascular life support: 2010 American Heart Association guidelines for cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care, *Circulation*, 122 (18_suppl_3), 729-767.
- [4] **Brooks, S. C., Hassan, N., Bigham, B. L., ve Morrison, L. J.** (2014). Mechanical versus manual chest compressions for cardiac arrest, *Cochrane database of systematic reviews*, (2).
- [5] **Kleinman, M. E., Brennan, E. E., Goldberger, Z. D., Swor, R. A., Terry, M., Bobrow, B. J., ... Rea, T.** (2015). Part 5: adult basic life support and cardiopulmonary resuscitation quality: 2015 American Heart Association guidelines update for cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care, *Circulation*, 132 (18_suppl_2), 414-435.
- [6] **Perkins, G. D., Handley, A. J., Koster, R. W., Castrén, M., Smyth, M. A., Olasveengen, T., ... Greif, R.** (2015). European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015: Section 2. Adult basic life support and automated external defibrillation, *Resuscitation*, 95, 81-99.
- [7] **Prinzing, A., Eichhorn, S., Deutsch, M. A., Lange, R., ve Krane, M.** (2015). Cardiopulmonary resuscitation using electrically driven devices: a review, *Journal of thoracic disease*, 7 (10), E459.
- [8] **Okuma, Y., Shinozaki, K., Yagi, T., Saeki, K., Yin, T., Kim, J., ve Becker, L. B.** (2019). Combination of cardiac and thoracic pump theories in rodent cardiopulmonary resuscitation: a new method of three-side chest compression, *Intensive Care Medicine Experimental*, 7, 1-14.

- [9] **Amerikan Heart Association.** (2021). Highlighths of the 2020 American Heart Association Guidelines for CPR and ECC 2020, Alıntı https://crp.heart.org/-/media/cpr-files/cpr-guidelines-files/highlights/hghlghts_2020_ecc_guidelines_english.pdf.
- [10] **Sugerman, N. T., Edelson, D. P., Leary, M., Weidman, E. K., Herzberg, D. L., Hoek, T. L. V., ... Abella, B. S.** (2009). Rescuer fatigue during actual in-hospital cardiopulmonary resuscitation with audiovisual feedback: a prospective multicenter study, *Resuscitation*, 80 (9), 981-984.
- [11] **Abella, B. S., Alvarado, J. P., Myklebust, H., Edelson, D. P., Barry, A., O'Hearn, N., ... Becker, L. B.** (2005). Quality of cardiopulmonary resuscitation during in-hospital cardiac arrest, *Jama*, 293 (3), 305-310.
- [12] **Kern, K. B., Hilwig, R. W., Berg, R. A., Sanders, A. B., ve Ewy, G. A.** (2002). Importance of continuous chest compressions during cardiopulmonary resuscitation: improved outcome during a simulated single lay-rescuer scenario, *Circulation*, 105 (5), 645-649.
- [13] **Harrison-Paul, R.** (2007). A history of mechanical devices for providing external chest compressions, *Resuscitation*, 73 (3), 330-336.
- [14] **Poole, K., Couper, K., Smyth, M. A., Yeung, J., ve Perkins, G. D.** (2018). Mechanical CPR: who? when? how?, *Critical Care*, 22, 1-9.
- [15] **Bonnes, J. L., Brouwer, M. A., Navarese, E. P., Verhaert, D. V., Verheugt, F. W., Smeets, J. L., ve de Boer, M. J.** (2016). Manual cardiopulmonary resuscitation versus CPR including a mechanical chest compression device in out-of-hospital cardiac arrest: a comprehensive meta-analysis from randomized and observational studies, *Annals of emergency medicine*, 67 (3), 349-360.
- [16] **Axelsson, C., Karlsson, T., Axelsson, Å. B., ve Herlitz, J.** (2009). Mechanical active compression-decompression cardiopulmonary resuscitation (ACD-CPR) versus manual CPR according to pressure of end tidal carbon dioxide (PETCO₂) during CPR in out-of-hospital cardiac arrest (OHCA), *Resuscitation*, 80 (10), 1089-1103.
- [17] **Krep, H., Mamier, M., Breil, M., Heister, U., Fischer, M., ve Hoeft, A.** (2009). 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.
- [18] **Michigan Instruments.** (2021). Mechanical CPR System Instructions for Use (IFU) Manual, Alıntı <https://www.michiganinstruments.com/wp-content/uploads/2021/09/LS-1008-REV2021-09.pdf>.
- [19] **Steen, S., Liao, Q., Pierre, L., Paskevicius, A., ve Sjöberg, T.** (2002). Evaluation of LUCAS, a new device for automatic mechanical compression and active decompression resuscitation, *Resuscitation*, 55 (3), 285-299.

- [20] Ondruschka, B., Baier, C., Bayer, R., Hammer, N., Dreßler, J., ve Bernhard, M. (2018). Chest compression-associated injuries in cardiac arrest patients treated with manual chest compressions versus automated chest compression devices (LUCAS II)–a forensic autopsy-based comparison, *Forensic Science, Medicine and Pathology*, 55, 515-525.
- [21] Czyż, R., Leśkiewicz, M., ve Czyż, I. (2018). Mechanical devices to compress the patient's chest in a state of sudden cardiac arrest-future or everyday life of emergency medicine, *Journal of Education, Health and Sport*, 8 (3), 51-66.
- [22] Casner, M., Andersen, D., ve Isaacs, S. M. (2005). The impact of a new CPR assist device on rate of return of spontaneous circulation in out-of-hospital cardiac arrest, *Prehospital Emergency Care*, 9 (1), 61-67.
- [23] Hayashida, K., Tagami, T., Fukuda, T., Suzuki, M., Yonemoto, N., Kondo, Y., ... Morimura, N. (2017). Mechanical cardiopulmonary resuscitation and hospital survival among adult patients with nontraumatic out-of-hospital cardiac arrest attending the emergency department: a prospective, multicenter, observational study in Japan (SOS-KANTO [Survey of Survivors After Out-of-Hospital Cardiac Arrest in Kanto Area] 2012 Study), *Journal of the American Heart Association*, 6 (11), e007420.
- [24] Li, H., Wang, D., Yu, Y., Zhao, X., ve Jing, X. (2016). Mechanical versus manual chest compressions for cardiac arrest: a systematic review and meta-analysis, *Scandinavian journal of trauma, resuscitation and emergency medicine*, 24, 1-10.
- [25] Long, B. ve April, M. D. (2019). Do mechanical chest compression devices compared with high-quality manual chest compressions improve neurologically intact survival of patients who experience cardiac arrest?, *Annals of Emergency Medicine*, 73 (6), 620-623.
- [26] Rushmer, R. F., Harding, D., Baker, D., ve Watson, N. (1964). Initial ventricular impulse: a potential key to cardiac evaluation, *Circulation*, 29 (2), 268-283.
- [27] Maier, G. W, Tyson Jr, G. S., Olsen, C. O., Kernstein, K. H., Davis, J. W., Conn, E. H., ... Rankin, J. S. (1984). The physiology of external cardiac massage: high-impulse cardiopulmonary resuscitation, *Circulation*, 70 (1), 86-101.
- [28] Alam, M. M., Amin, M. A., Hussain, M., Bhuiyan, R. H., ve Khan, M. M. (2019). Design of piston-driven automated cardiopulmonary resuscitation device with patient monitoring system, In *2019 International Conference on Robotics, Electrical and Signal Processing Techniques (ICREST)*, Dhaka, Bangladesh, 10-12 Ocak.
- [29] Dziekan, M., Jubaer, S., Sell, V., Manda, S., Aboelzahab, A., Romero-Velasteguí, S., ... Uquillas, J. A. (2017). Design of a low-cost, portable, and automated cardiopulmonary resuscitation device for emergency scenarios in Ecuador, In *2017 IEEE Second Ecuador Technical Chapters Meeting (ETCM)*, Salinas, Ecuador, 16-20 Ekim.

- [30] **Toolsee, N. ve Gooroochurn, M.** (2023). Design and implementation of a low-cost automatic Cardiopulmonary Resuscitation (CPR) system, In *2023 IEEE Electrical Design of Advanced Packaging and Systems (EDAPS)*, Rose-Hill, Mauritius, 12-14 Aralık.
- [31] **Sadani, K., Prabhakar, D. A. P., ve Nag, P.** (2018). A cardio pulmonary resuscitation device for stretchers, *Int J Eng Technol*, 7 (2.21), 62-65.
- [32] **Haque, M. F. I. U., Sabina, S., Khan, M. M., ve Nanda, I.** (2022). Arduino based Smart Design of a Cheaper and Portable Automated Cardiopulmonary Resuscitation (CPR) Device, In *2022 6th International Conference on Computing Methodologies and Communication (ICCMC)*, Erode, India, 29-31 Mart.
- [33] **Keakultanes, R., Paing, M. P., ve Pintavirooj, C.** (2022). Automatic Cardiopulmonary Resuscitation System, In *2022 14th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, Songkhla, Thailand, 10-13 Kasım.
- [34] **Sung, C. W., Wang, H. C., Shieh, J. S., ve Jaw, F. S.** (2020). A novel mechanical chest compressor with rapid deployment in all population cardiopulmonary resuscitation, *Scientific Reports*, 10 (1), 6099.
- [35] **Castillo, C., Bisera, J., Ristagno, G., Tang, W., ve Weil, M. H.** (2009). Miniaturization of a Chest Compressor for Cardiopulmonary Resuscitation, *J. Medical Devices*, 3 (1), 015001.
- [36] **Sun, M., Li, K., Xu, F., Jiang, L., Wang, J., Xu, F., ve Chen, Y.** (2023). High-Quality Chest Compression for Cardiopulmonary Resuscitation Using Newly-Designed Automatic Device, In *2023 45th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, Sydney, Australia, 24-27 Temmuz.
- [37] **Garcia, A. M., Eichhorn, S., Stroh, A., Polski, M., ve Knoll, A.** (2015). Preliminary comparison study of two electro-mechanical cardiopulmonary resuscitation devices, In *2015 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, Nice, France, 06-09 Eylül.
- [38] **Xu, X., Wang, S., Wang, S., ve Liu, G.** (2022). Mathematical Model of Blood Circulation with Compression of the Prototype's Mechanical CPR Waveform, *Bioengineering*, 9 (12), 802.
- [39] **Al-Mutairi, A. W. ve Al-Aubidy, K. M.** (2020). Design and construction of a low cost portable cardiopulmonary resuscitation and ventilation device, In *2020 17th International Multi-Conference on Systems, Signals & Devices (SSD)*, Monastir, Tunisia, 20-23 Temmuz.
- [40] **Alam, M. M., Hussain, M., Amin, M. A., ve Khan, M. M.** (2018). Design of a Low-cost Automated Cardiopulmonary Resuscitation Device with Piston-Driven Chest Compression System, In *2018 4th International Conference on Electrical Engineering and Information & Communication Technology (iCEEiCT)*, Dhaka, Bangladesh, 13-15 Eylül.

- [41] **Eichhorn, S., Mendoza Garcia, A., Polski, M., Spindler, J., Stroh, A., Heller, M., ... Krane, M.** (2017). Corpuls cpr resuscitation device generates superior emulated flows and pressures than LUCAS II in a mechanical thorax model, *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 40, 441-447.
- [42] **Reant, P., Dijos, M., Donal, E., Mignot, A., Ritter, P., Bordachar, P., ... Lafitte, S.** (2010). Systolic time intervals as simple echocardiographic parameters of left ventricular systolic performance: correlation with ejection fraction and longitudinal two-dimensional strain, *European Journal of Echocardiography*, 11 (10), 834-844.
- [43] **Sitorus, F., Cilliers, J. J., ve Brito-Parada, P. R.** (2010). Multi-criteria decision making for the choice problem in mining and mineral processing: Applications and trends, *Expert systems with applications*, 121, 393-417.
- [44] **Saaty, T. L.** (1990). How to make a decision: the analytic hierarchy process, *European journal of operational research*, 48 (1), 9-26.
- [45] **Roy, B.** (1972). How outranking relation helps multiple criteria decision making. SEMA (Metra International), *Direction Scientifc*.
- [46] **Obricovic, S.** (1998). Multicriteria optimization of civil engineering systems, *Faculty of civil engineering*, 2 (1), 5-21.
- [47] **Keshavarz Ghorabae, M., Zavadskas, E. K., Olfat, L., ve Turskis, Z.** (2015). Multi-criteria inventory classification using a new method of evaluation based on distance from average solution (EDAS), *Informatica*, 26 (3), 435-451.
- [48] **Keshavarz Ghorabae, M., Zavadskas, E. K., Turskis, Z., ve Antuchevičienė, J.** (2016). A new combinative distance-based assessment (CODAS) method for multi-criteria decision-making.
- [49] **Hwang, C. L., Yoon, K., Hwang, C. L., ve Yoon, K.** (1981). Methods for multiple attribute decision making. *Multiple attribute decision making: methods and applications a state-of-the-art survey*, 58-191.
- [50] **Gabus, A. ve Fontela, E. J. B. G. R. C.** (1972). Methods for multiple attribute decision making. World problems, an invitation to further thought within the framework of DEMATEL, *Battelle Geneva Research Center*, 1 (8), 12-14.
- [51] **Suh, N. P.** (1998). Axiomatic design theory for systems, *Research in engineering design*, 10, 189-209.
- [52] **Chiclana, F., Herrera, F., ve Herrera-Viedma, E.** (2002). The ordered weighted geometric operator: Properties and application in MCDM problems, *Technologies for Constructing Intelligent Systems 2: Tools*, 173-183.
- [53] **Jianqiang, W. ve Zhong, Z.** (2009). Aggregation operators on intuitionistic trapezoidal fuzzy number and its application to multi-criteria decision making problems, *Journal of Systems Engineering and Electronics*, 20 (2), 321-326.

- [54] **Roy, J., Das, S., Kar, S., ve Pamučar, D.** (2019). An extension of the CODAS approach using interval-valued intuitionistic fuzzy set for sustainable material selection in construction projects with incomplete weight information, *Symmetry*, 11 (3), 393.
- [55] **Bhalaji, R. K. A., Bathrinath, S., Ponnambalam, S. G., ve Saravanasankar, S.** (2021). Analyze the factors influencing human-robot interaction using MCDM method, *Materials Today: Proceedings*, 39, 100-104.
- [56] **Simic, V., Gokasar, I., Deveci, M., ve Isik, M.** (2021). Fermatean fuzzy group decision-making based CODAS approach for taxation of public transit investments, *IEEE Transactions on Engineering Management*, 70 (12), 4233-4248.
- [57] **Deveci, K. ve Güler, Ö.** (2020). A CMOPSO based multi-objective optimization of renewable energy planning: Case of Turkey, *Renewable Energy*, 155, 578-590.
- [58] **Krishankumar, R., Pamucar, D., Deveci, M., Aggarwal, M., ve Ravichandran, K. S.** (2022). Assessment of renewable energy sources for smart cities' demand satisfaction using multi-hesitant fuzzy linguistic based choquet integral approach, *Renewable Energy*, 189, 1428-1442.
- [59] **Gorcun, O. F., Senthil, S., ve Küçükönder, H.** (2022). Evaluation of tanker vehicle selection using a novel hybrid fuzzy MCDM technique, *Decision Making: Applications in Management and Engineering*, 4 (2), 140-162.
- [60] **Wu, Z., Khalilpour, K., ve Hämäläinen, R. P.** (2022). A decision support tool for multi-attribute evaluation of demand-side commercial battery storage products, *Sustainable Energy Technologies and Assessments*, 50, 101723.
- [61] **Chen, L. ve Pan, W.** (2021). Review fuzzy multi-criteria decision-making in construction management using a network approach, *Applied soft computing*, 102, 107103.
- [62] **Abdel-Basset, M., Gamal, A., Chakraborty, R. K., ve Ryan, M. J.** (2021). Evaluation of sustainable hydrogen production options using an advanced hybrid MCDM approach: A case study, *International Journal of Hydrogen Energy*, 46 (5), 4567-4591.
- [63] **Chang, T. H.** (2014). Fuzzy VIKOR method: A case study of the hospital service evaluation in Taiwan, *Information Sciences*, 271, 196-212.
- [64] **Büyüközkan, G., Çifçi, G., ve Güteryüz, S.** (2011). Strategic analysis of healthcare service quality using fuzzy AHP methodology, *Expert systems with applications*, 30 (8), 9407-9424.
- [65] **Ren, P., Xu, Z., Liao, H., ve Zeng, X. J.** (2017). A thermodynamic method of intuitionistic fuzzy MCDM to assist the hierarchical medical system in China, *Information Sciences*, 420, 490-504.

- [66] **Mishra, A. R., Mardani, A., Rani, P., ve Zavadskas, E. K.** (2020). A novel EDAS approach on intuitionistic fuzzy set for assessment of health-care waste disposal technology using new parametric divergence measures, *Journal of cleaner Production*, 272, 122807.
- [67] **Bahraminasab, M., ve Jahan, A.** (2011). Material selection for femoral component of total knee replacement using comprehensive VIKOR, *Materials & Design*, 32(8-9), 4471-4477.
- [68] **Manupati, V. K., Ramkumar, M., Baba, V., ve Agarwal, A.** (2021). Selection of the best healthcare waste disposal techniques during and post COVID-19 pandemic era, *Journal of cleaner production*, 281, 125175.
- [69] **Ortiz-Barrios, M., Gul, M., López-Meza, P., Yucesan, M., ve Navarro-Jiménez, E.** (2020). Evaluation of hospital disaster preparedness by a multi-criteria decision making approach: The case of Turkish hospitals, *International journal of disaster risk reduction*, 49, 101748.
- [70] **Ahmed, A. ve Ali, H.** (2020). Modeling patient preference in an operating room scheduling problem, *Operations Research for Health Care*, 25, 100257.
- [71] **Zhang, K., Zhan, J., ve Yao, Y.** (2019). TOPSIS method based on a fuzzy covering approximation space: An application to biological nano-materials selection, *Information Sciences*, 502, 297-329.
- [72] **Das, S. S., Chakraborti, P., ve Sarangi, P. K.** (2021). Fabrication and selection of suitable biomaterials for acetabular liner of hip implants by using TOPSIS method, *Materials Today: Proceedings*, 47, 1167-1172.
- [73] **Mardani, A., Hooker, R. E., Ozkul, S., Yifan, S., Nilashi, M., Sabzi, H. Z., ve Fei, G. C.** (2019). Application of decision making and fuzzy sets theory to evaluate the healthcare and medical problems: a review of three decades of research with recent developments, *Expert Systems with Applications*, 137, 202-231.
- [74] **Can, G. F., Toktaş, P., ve Pakdil, F.** (2021). Six sigma project prioritization and selection using AHP–CODAS integration: a case study in healthcare industry, *IEEE Transactions on Engineering Management*, 70 (10), 3587-3600.
- [75] **Kağızman, A.** (2022). OTOMATİK KALP MASAJI CİHAZI, Patent numarası: TR2019 11852 B.
- [76] **Boe, J. M. ve Babbs, C. F.** (1999). Mechanics of CPR Performed with the Patient on a Soft Bed Versus a Hard Surface, *Academic emergency medicine*.
- [77] **Deveci, K., Cin, R., ve Kağızman, A.** (2020). A modified interval valued intuitionistic fuzzy CODAS method and its application to multi-criteria selection among renewable energy alternatives in Turkey, *Applied Soft Computing*, 70, 106660.
- [78] **Altuntas, G., Yildirim, B. F., ve Demirci, E.** (2021). An intuitionistic fuzzy VIKOR model for student-employee selection in universities, *International Journal of Management and Decision Making*, 70 (4), 349-375.

- [79] **Boran, F. E., Genç, S., Kurt, M., ve Akay, D.** (2009). A multi-criteria intuitionistic fuzzy group decision making for supplier selection with TOPSIS method, *Expert systems with applications*, 36 (8), 11363-11368.
- [80] **Zadeh, L. A.** (1978). Fuzzy sets as a basis for a theory of possibility, *Fuzzy sets and systems*, 1 (1), 3-28.
- [81] **Yager, R. R.** (1986). On the theory of bags, *International Journal of General System*, 13 (1), 23-37.
- [82] **Yager, R. R.** (2013). Pythagorean fuzzy subsets, In *2013 joint IFSA world congress and NAFIPS annual meeting (IFSA/NAFIPS)*, Edmontob, AB, Canada, 24-28 Haziran.
- [83] **Atanassov, K. T.** (1986). Intuitionistic fuzzy sets, *Fuzzy Sets and Systems*, 20 (1), 87-96.
- [84] **Torra, V.** (2010). Hesitant fuzzy sets, *International journal of intelligent systems*, 25 (6), 529-539.
- [85] **Karnik, N. N. ve Mendel, J. M.** (1998). Introduction to type-2 fuzzy logic systems, In *1998 IEEE international conference on fuzzy systems proceedings. IEEE world congress on computational intelligence (Cat. No. 98CH36228)*, Ankhorage, AK, USA, 04-09 Mayıs.
- [86] **Kutlu Gündoğdu, F. ve Kahraman, C.** (2019). Spherical fuzzy sets and spherical fuzzy TOPSIS method, *Journal of intelligent & fuzzy systems*, 36 (1), 337-352.
- [87] **Atanassov, K. T.** (1999). Intuitionistic fuzzy sets, In *Intuitionistic fuzzy sets*, 1-137.
- [88] **Xu, Z.** (2007). Intuitionistic fuzzy aggregation operators, *IEEE Transactions on fuzzy systems*, 15 (6), 1179-1187.
- [89] **Halicioglu, R., Dulger, L. C., ve Bozdana, A. T.** (2016). Structural design and analysis of a servo crank press, *Engineering Science and Technology, an International Journal*, 19 (4), 2060-2072.
- [90] **Yilmaz, E., Polat, S., Solmaz, H., Aksoy, F., ve Cinar, C.** (2020). Thermodynamic comparison of crank-drive and rhombic-drive mechanisms for a single cylinder spark ignition engine, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 35 (2), 595-606.
- [91] **Url-1** < <https://demonstrations.wolfram.com/OffsetSliderCrankMechanism/>>, erişim tarihi 07.09.2020.
- [92] **Panchal, A. R., Bartos, J. A., Cabañas, J. G., Donnino, M. W., Drennan, I. R., Hirsch, K. G., ... Berg, K. M.** (2010). Part 3: adult basic and advanced life support: 2020 American Heart Association guidelines for cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care, *Circulation*, 142 (16_Suppl_2), 366-468.
- [93] **Babbs, C. F.** (1994). High-impulse Compression CPR: Simple Mathematics Points to Future Research, *Academic Emergency Medicine*, 1 (5), 418-422.

- [94] **Babbs, C. F. ve Thelander, K.** (1995). Theoretically optimal duty cycles for chest and abdominal compression during external cardiopulmonary resuscitation, *Academic Emergency Medicine*, 2 (8), 698-707.
- [95] **Kim, T., Kim, K. S., Suh, G. J., Kwon, W. Y., Jung, Y. S., Ko, J. I., ve Shin, S. M.** (2020). Duty cycle of 33% increases cardiac output during cardiopulmonary resuscitation, *Plos one*, 15 (1), e0228111.
- [96] **Dean, J. M., Koehler, R. C., Schleien, C. L., Atchison, D., Gervais, H., Berkowitz, I., ve Traystman, R. J.** (1991). Improved blood flow during prolonged cardiopulmonary resuscitation with 30% duty cycle in infant pigs, *Circulation*, 84 (2), 896-904.
- [97] **Kağızman, A. ve Sezer, V.** (2024). Design and simulation of a novel high acceleration chest compression, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 39 (2), 1137-1152.
- [98] **Sezer, V. ve Kağızman, A.** (2023). WO Patent No. 2023239339A1. Geneva, Switzerland: World Intellectual Property Organization.
- [99] **Nysaether, J. B., Dorph, E., Rafoss, I., ve Steen, P. A.** (2008). Manikins with human-like chest properties—a new tool for chest compression research, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55 (11), 2643-2650.
- [100] **Xie, X., Tian, F., Sun, Q., Wang, Z., Aijuan, N., ve Hu, M.** (2009). A simulator of human chest that simulated force-sternal displacement relationship during cardiopulmonary resuscitation, In *2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, Beijing, China, 11-13 Haziran.
- [101] **Kağızman, A. ve Sezer, V.** (2024). Design and fabrication of a new chest compression device with a specialized piston and bayonet lock mechanism, *Engineering Science and Technology, an International Journal*, 55, 101724.
- [102] **Tasu, J. P., Mousseaux, E., Delouche, A., Oddou, C., Jolivet, O., ve Bittoun, J.** (2000). Estimation of pressure gradients in pulsatile flow from magnetic resonance acceleration measurements, *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 44 (1), 66-72.
- [103] **Kang, S. U., Kim, H. J., Kim, D. H., Han, C. H., Li, Y. S., ve Kim, C. H.** (2018). Nonthermal plasma treated solution inhibits adipocyte differentiation and lipogenesis in 3T3-L1 preadipocytes via ER stress signal suppression, *Scientific Reports*, 8 (1), 2277.
- [104] **Swart, G. L., Mateer, J. R., DeBehnke, D. J., Jameson, S. J., ve Osborn, J. L.** (1994). The effect of compression duration on hemodynamics during mechanical high-impulse CPR, *Academic Emergency Medicine*, 1 (5), 430-437.

- [105] **Kern, K. B., Carter, A. B., Showen, R. L., Voorhees III, W. D., Babbs, C. F., Tacker, W. A., ve Ewy, G. A.** (1986). Twenty-four hour survival in a canine model of cardiac arrest comparing three methods of manual cardiopulmonary resuscitation, *Journal Of The American College Of Cardiology*, 7 (4), 859-867.
- [106] **Kramer-Johansen, J., Pytte, M., Tomlinson, A. E., Sunde, K., Dorph, E., Svendsen, J. V. H., ... Wik, L.** (2011). Mechanical chest compressions with trapezoidal vaweform improve haemodynamics during cardiac arrest, *Resuscitation*, 82 (2), 213-218.



EKLER

EK A: Geliştirilen Cihazın Elektronik Bileşenleri

EK B: Geliştirilen Cihazın Mekanik Ara İşlem Bileşenleri





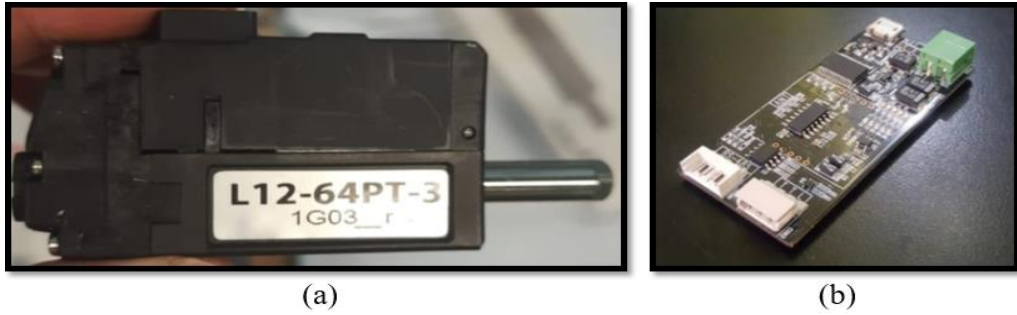
EK A : Geliştirilen Cihazın Elektronik Bileşenleri



Şekil A.1 : RRC-2054 batarya (a) ve RRC-PMM240 batarya yönetim kartı (b).



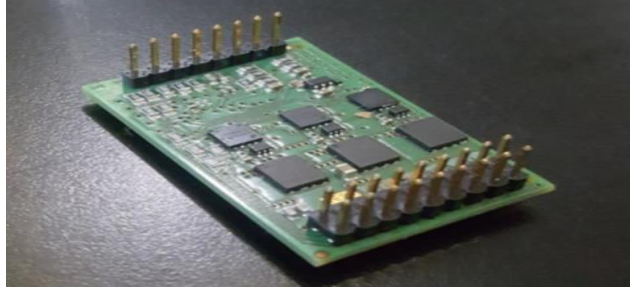
Şekil A.2 : STG-800 Mini PLC (a) ve ST-Link programlayıcı.



Şekil A.3 : Mighty Zap L12-64PT-3 aktüatör (a) ve aktüatör kontrol kartı (b).



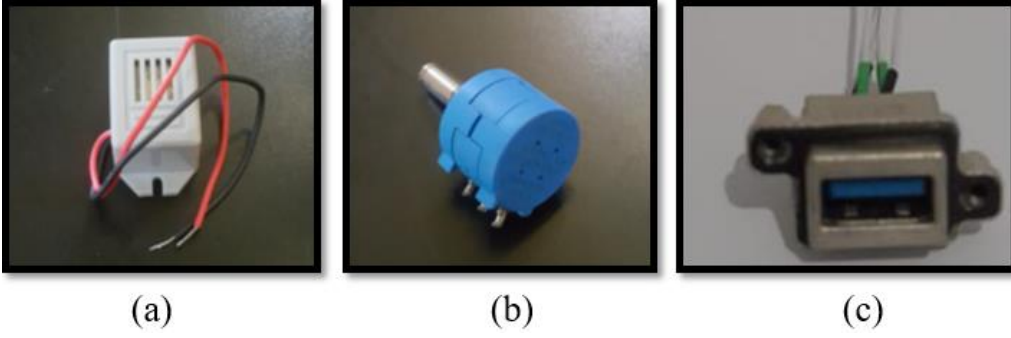
Şekil A.4 : Tuş takımı (a) ve DC konektör (b).



Şekil A.5 : Maxon DEC Modüle 50/5 motor kontrol kartı.



Şekil A.6 : DC voltaj regülatörleri.



(a)

(b)

(c)

Şekil A.7 : Buzzer (a), Potansiyometre (b) ve USB (c).



(a)

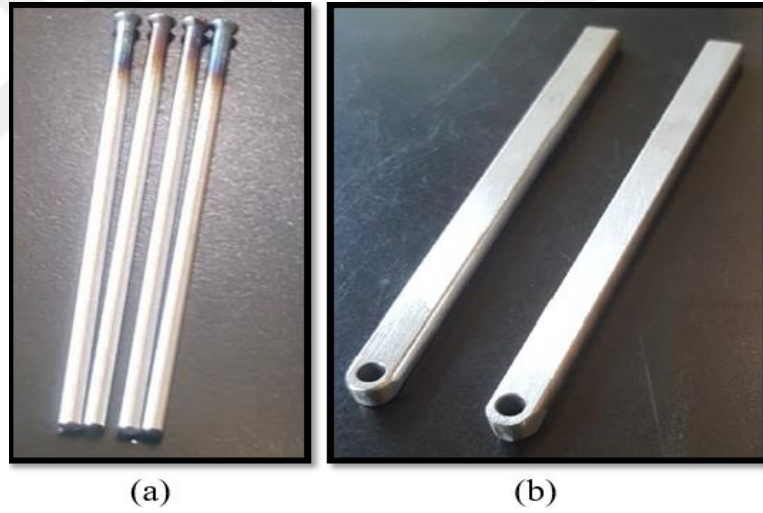
(b)

Şekil A.8 : GSM120B20-R7B medikal adaptör (a) ve LED seti (b).

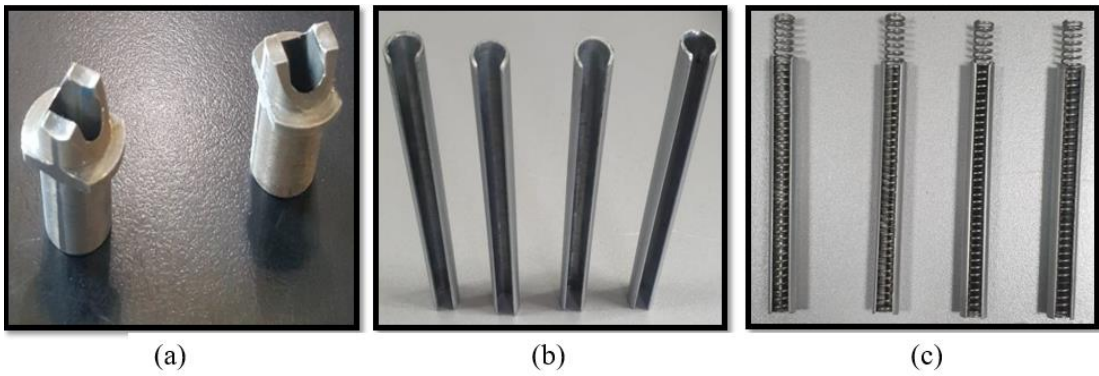
EK B : Geliştirilen Cihazın Mekanik Ara İşlem Bileşenleri



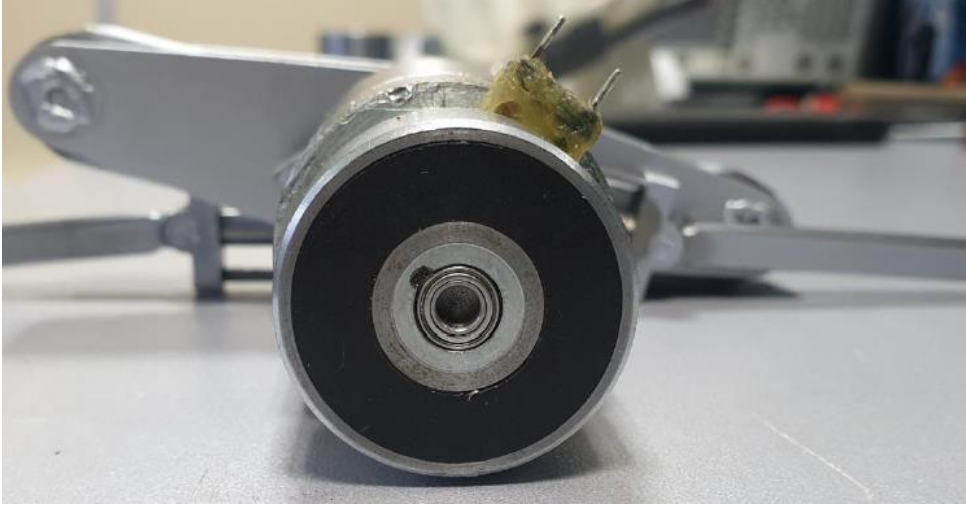
Şekil B.1 : Biyel üst parça (a) ve biyel alt parça (b).



Şekil B.2 : Biyel pimleri (a) ve iç pistonlar (b).



Şekil B.3 : İç piston yatakları (a), yay kanalları (b) ve dekompresyon yayları (c).



Şekil B.4 : Kavrama merkezleme rulmanı.



Şekil B.5 : Elektromanyetik kavrama ve kavrama disk.



Şekil B.6 : Çift krank ve krank kaynak aparatı (ilk üretim).



(a)

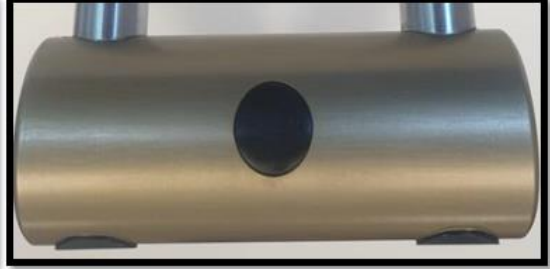


(b)

Şekil B.7 : Yatay kol ile şasi bağlantı parçasının ilk (a) ve son (b) üretimi.



(a)



(b)

Şekil B.8 : Yatay kol ile dik kol bağlantı parçasının ilk (a) ve son (b) üretimi.



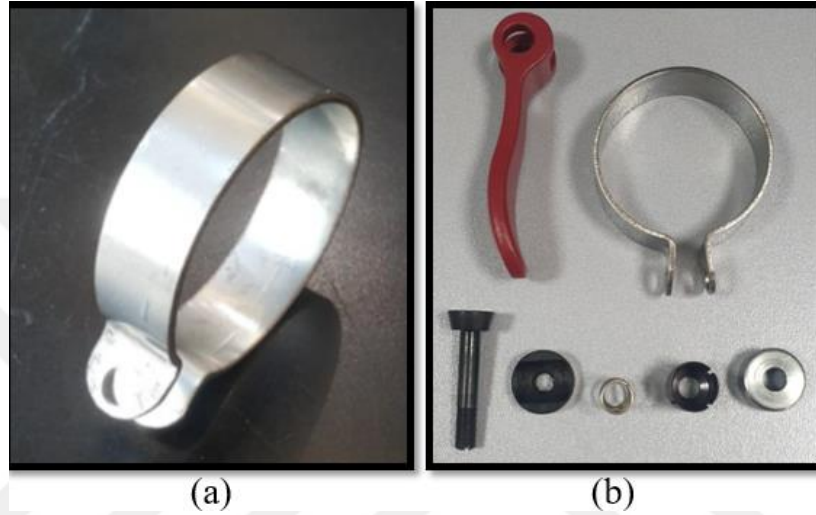
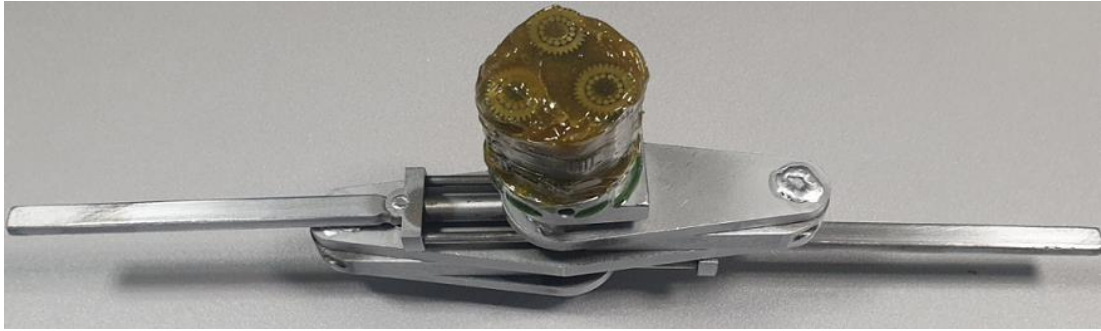
Şekil B.9 : Yatay kollar.

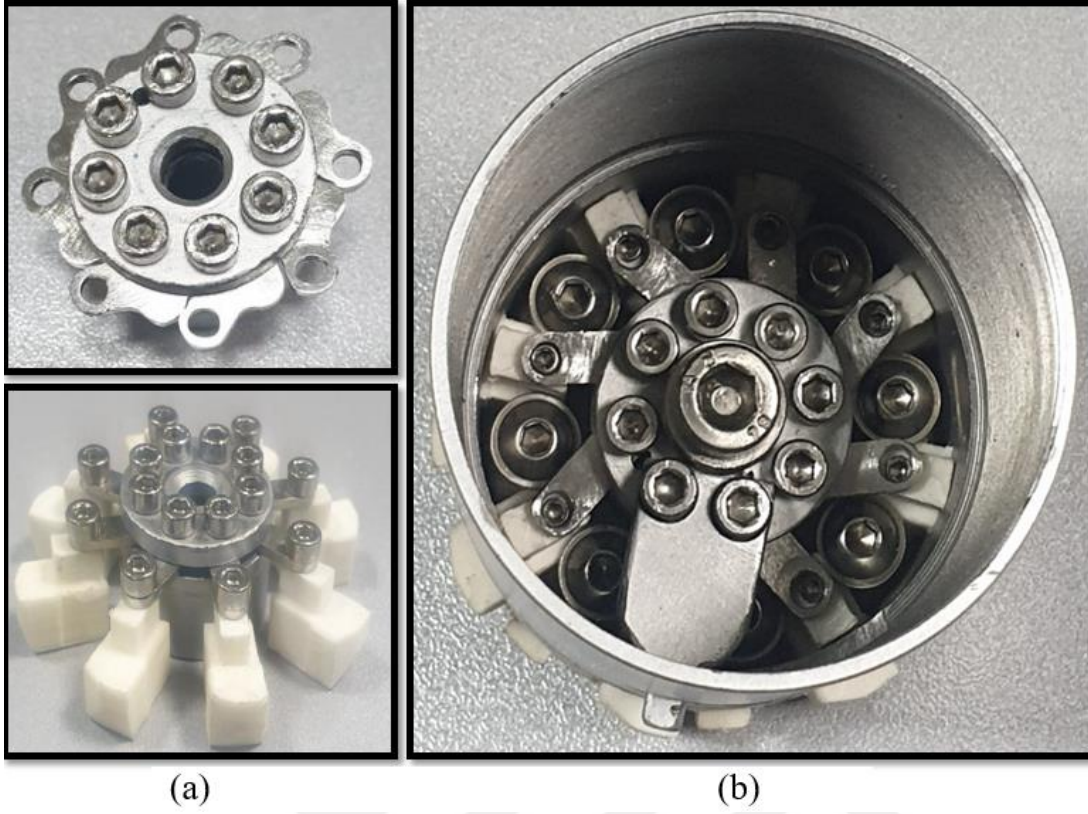


Şekil B.10 : Yarımk burç (a) ve dik kol üst parça (b).

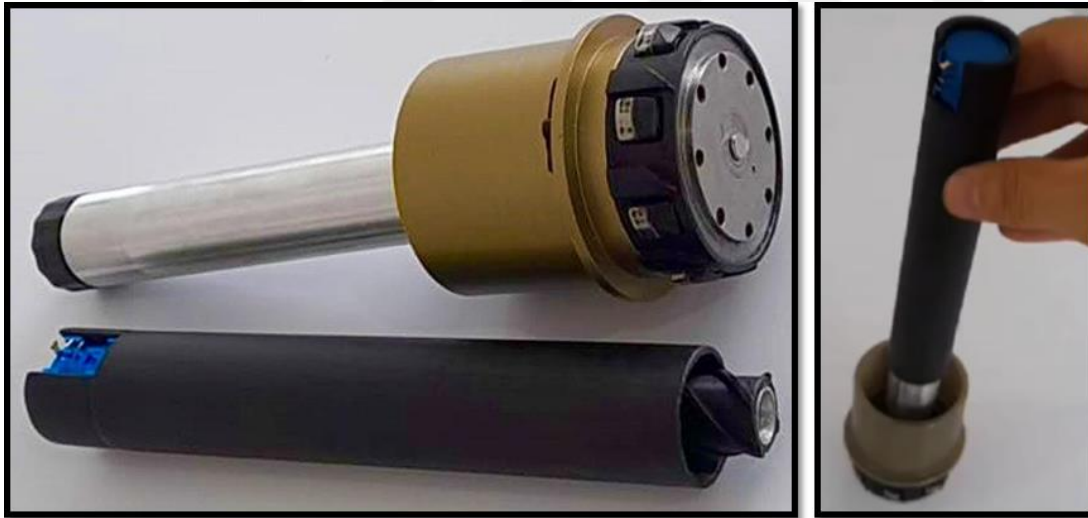


Şekil B.11 : Dik kol alt parça ilk (a) ve son üretim (b).





Şekil B.15 :Alt kilit iç mekanizması (a) ve tüm alt kilit sisteminin (b) ilk üretimleri.



Şekil B.16 :Doğrusal potansiyometre mekanizmasının alt kilit sistemine montajı.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad

: Ahmet KAĞIZMAN

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2014, Okan Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği
- **Lisans** : 2014, Okan Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Endüstri Mühendisliği
- **Yüksek lisans** : 2018, İstanbul Teknik Üniversitesi, Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Mekatronik Mühendisliği Programı

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 2017-2024 yılları arasında İstanbul Teknik Üniversitesi'nde Araştırma Görevlisi olarak çalıştı.
- 2024 yılında gerçekleştirilen Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Konferansı'nda (ASYU) "Design, Implementation, and Control of a Novel Automated Manual Transmission (AMT) System for Manual Transmission Bicycles" başlıklı bildiri, En İyi Üçüncü Bildiri Ödülü'ne layık görüldü.
- 2024 yılında düzenlenen ISIF'24 Uluslararası Buluş Fuarı'nda "Kara Robotları için Gerçek Konum ve Yönelim Elde Etme Cihazı" başlıklı buluş ile Gümüş Madalya kazandı.
- 2024 yılında düzenlenen ISIF'24 Uluslararası Buluş Fuarı'nda "Radyal ve Eksenel Kilitleme Fonksiyonlu, Bayonet İçinde Tek Mekanizmalı, Otomatik Çok Dilli Bayonet Kilit Sistemi" başlıklı buluş ile Gümüş Madalya kazandı.
- 2022 yılında gerçekleştirilen Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Konferansı'nda (ASYU) "Comparison of autonomous Robot's mapping performance based on number of lidars and number of tours" başlıklı bildiri, En İyi Üçüncü Bildiri Ödülü'ne layık görüldü.
- 2020-2021 yılları arasında TÜBİTAK 1512 Teknogirişim Sermayesi Desteği Programında (BiGG) Proje Yürütücüsü olarak çalıştı.
- 2016-2017 yılları arasında Kırklareli Üniversitesi'nde Araştırma Görevlisi olarak çalıştı.
- 2015-2016 yılları arasında İstanbul Gedik Üniversitesi'nde Araştırma Görevlisi olarak çalıştı.
- 2014-2015 yılları arasında Turkuaz Makine ve Kalıp firmasında Tasarım Mühendisi olarak çalıştı.

DOKTORA TEZİNDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- **Kağızman, A.,** Sezer, V. 2024. Yüksek Başlangıç İvmeli Göğüs Kompresyon Cihazı, *Elektrik-Elektronik ve Biyomedikal Mühendisliği Konferansı (ELECO)*, Bursa, Türkiye, 28-30 Kasım.
- **Kağızman, A.,** Sezer, V. 2024. Design and fabrication of a new chest compression device with a specialized piston and bayonet lock mechanism, *Engineering Science and Technology, an International Journal*, 55, 101724.
- **Kağızman, A.,** Sezer, V. 2024. Design and simulation of a novel high acceleration chest compression, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 39 (2), 1137-1152.
- **Kağızman, A.** 2022. OTOMATİK KALP MASAJI CİHAZI. Patent numarası: TR2019 11852 B.

DİĞER YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- Ay, F. C., Kilinc, B., Ercan, T. E., **Kağızman, A.,** Sezer, V. 2024. Design, Implementation, and Control of a Novel Automated Manual Transmission (AMT) System for Manual Transmission Bicycles, *In 2024 Innovations in Intelligent Systems and Applications Conference (ASYU)*, Ankara, Turkey, 16-18 Ekim.
- Aydın, M., Bektaş, S., Ajam, A., **Kağızman, A.,** Sezer, V. 2024. Design and Implementation of an Image Processing- Based Ping Pong Training Robot, *In 2024 Innovations in Intelligent Systems and Applications Conference (ASYU)*, Ankara, Turkey, 16-18 Ekim.
- Deveci, K., **Kağızman, A.** 2024. A mechanical system for solar tracking systems. Patent numarası: TR2021 002497 A1.
- Pala, M., Erol, H., **Kağızman, A.,** ve Yosun, M. 2023. Determining the Sensor Locations for an Effective Modal Analysis with an Application to a Car Exhaust, *International Journal of Acoustics and Vibrations*, 28 (3).
- Sezer, V., **Kağızman, A.** 2023. KARA ROBOTLARI İÇİN GERÇEK KONUM VE YÖNELİM ELDE ETME CİHAZI. Patent numarası: TR2022 009641 B.
- Altınpınar, O. V., Contarli, E. C., **Kağızman, A.,** Uguzlar, U., Cansu, E., ve Sezer, V. 2022. Comparison of autonomous Robot's mapping performance based on number of lidars and number of tours, *In 2022 Innovations in Intelligent Systems and Applications Conference (ASYU)*, Antalya, Turkey, 07-09 Eylül.
- Deveci, K., Cin, R., **Kağızman, A.** 2020. A modified interval valued intuitionistic fuzzy CODAS method and its application to multi-criteria selection among renewable energy alternatives in Turkey, *Applied Soft Computing*, 96, 106660.