İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
2010
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Elektromekanik Göğüs Kompresyon Sisteminin Tasarımı ve Geliştirilmesi

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Yüksek Lisans

Emin Burak Gezer

ORCID 0000-0002-7277-799X

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Erkin Gezgin

Tez Eş Danışmanı: Doç. Dr Utku Kürşat Ercan

Nisan 2023

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü öğrencisi **Emin Burak Gezer** tarafından hazırlanan **Elektromekanik Göğüs Kompresyon Sisteminin Tasarımı ve Geliştirilmesi** başlıklı bu çalışma tarafımızca okunmuş olup, yapılan savunma sınavı sonucunda kapsam ve nitelik açısından başarılı bulunarak jürimiz tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

ONAYLAYANLAR:

Tez Danışmanı: **Doç. Dr. Erkin Gezgin**
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

Tez Eş-danışmanı: **Doç. Dr. Utku Kürşat Ercan**
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

Jüri Üyeleri:

Doç. Dr. Erkin Gezgin
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

Prof. Dr. Gökhan Kiper
İzmir Yüksek Teknoloji Üniversitesi

Doç. Dr. Fatih Cemal Can
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

Savunma Tarihi: 14.04.2023

Yazarlık Beyanı

Ben, **Emin Burak Gezer**, başlığı **Elektromekanik Göğüs Kompresyon Sisteminin Tasarımı ve Geliştirilmesi** olan bu tezimin ve tezin içinde sunulan bilgilerin şahsıma ait olduğunu beyan ederim. Ayrıca:

- Bu çalışmanın bütünü veya esası bu üniversitede Yüksek Lisans derecesi elde etmek üzere çalıştığım süre içinde gerçekleştirilmiştir.
- Daha önce bu tezin herhangi bir kısmı başka bir derece veya yeterlik almak üzere bu üniversiteye veya başka bir kuruma sunulduysa bu açık biçimde ifade edilmiştir.
- Başkalarının yayımlanmış çalışmalarına başvurduğum durumlarda bu çalışmalara açık biçimde atıfta bulundum.
- Başkalarının çalışmalarından alıntıladığımda kaynağı her zaman belirttim. Tezin bu alıntılar dışında kalan kısmı tümüyle benim kendi çalışmamdır.
- Kayda değer yardım aldığım bütün kaynaklara teşekkür ettim.
- Tezde başkalarıyla birlikte gerçekleştirilen çalışmalar varsa onların katkısını ve kendi yaptıklarımı tam olarak açıkladım.

Tarih: 14.04.2023

Elektromekanik Göğüs Kompresyon Sisteminin Tasarımı ve Geliştirilmesi

Öz

Günümüzde elektromekanik sistemler birçok farklı alanda hayatımıza entegre olarak, üzerimizde olan iş yükünü hafifletmekte ve belirlenen görevlerin daha hassas ve tekrarlanabilir bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlamaktadır. Hızla gelişen teknolojik ilerlemelere paralel olarak literatürde artan çalışmalar sayesinde elektromekanik sistemlerin sağlık alanında da kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Sağlık alanında ihtiyaç duyulan sağlık personelinin hastalar ile etkileşimlerini kolaylaştıracak elektromekanik sistemlerin tasarlanmasının yakın gelecek için kurgulanan en önemli öncelikli alanlardan biri olduğu net bir şekilde görülmektedir.

Bu tez çalışması kapsamında acil koşullarda uzman sağlık personeline göğüs kompresyonu gerektiren uygulamalarda destek sağlayarak kalp masajı verimliliğini ve hastanın yaşam olasılığını arttıracak, farklı fizyolojik özelliklere sahip hastalarda kalp masajı normlarına bağlı kalarak çalışabilen, kolay ve hızlıca hasta üzerine yerleştirilebilen bir elektromekanik sistemin tasarımı hedeflenmiştir. Çalışma sürecinde literatürde yer alan bilimsel çalışmalar detaylı bir şekilde incelenmiş ve varolan anatomik veriler kullanılarak sistemin hareket kısıtlamaları belirlenmiş, kalp masajı sürecinde yeterli derinlikte kompresyonu en verimli şekilde sağlayabilmesi için gerekli olan kinematik yapı ise yapısal sentez süreci ile oluşturulmuştur. Yapısal tasarımın tamamlanmasını takiben klasik kinematik ve kuvvet analizi yöntemleri kullanılarak elektromekanik göğüs kompresyon sisteminin kinematik ve kuvvet analizleri parametrik olarak gerçekleştirilmiştir. Bu noktada sistem uzuv

boyutlandırmaları, belirlenen yetişkin birey anatomik ölçüleri göz önüne alınarak güncellenip, boyutlandırılan sistemin üç boyutlu modellemesi tasarlanarak prototip üretimi gerçekleştirilmiş ve sistem üzerine montajlanan eyleyici yardımı ile hareket kontrol çalışmaları tamamlanmıştır.

Anahtar Sözcükler: Kardiyak Arrest, Göğüs Kompresyonu, Otomatik Kalp Masajı, Elektromekanik Sistem Tasarımı

Design and Development of Electromechanical Chest Compression System

Abstract

Nowadays, electromechanical systems are integrated into our lives in many different areas to reduce the workload on us and enable tasks to be carried out more accurately and consistently. Thanks to the increasing studies in the literature parallel to rapidly advancing technological developments, the use of electromechanical systems in the healthcare field is increasing day by day. It is clearly seen that designing electromechanical systems that will facilitate the interactions of healthcare personnel with patients is one of the most important priority areas envisaged for the near future in the healthcare field.

Within the scope of this thesis, a design of an electromechanical system has been aimed to provide support for expert healthcare personnel in emergency situations that require chest compressions, in order to increase the effectiveness of cardiac massage and the patient's chances of survival, which can work adhering to the norms of cardiac massage in patients with different physiological characteristics, and can be easily and quickly placed on the patient. During the study process, scientific studies in the literature have been thoroughly examined, and the system's motion limitations have been determined by using existing anatomical data, while the necessary kinematic structure for providing compression with sufficient depth in the most efficient way during cardiac massage has been created through structural synthesis process. Following the completion of the structural design, the kinematic and force analysis of the electromechanical chest compression system has been performed parametrically using

classical kinematic and force analysis methods. At this point, the system's limb sizing has been updated taking into account the determined anatomical measurements of an adult individual, and the three-dimensional modeling of the dimensioned system has been designed and a prototype has been produced. Finally the motion control studies have been completed with the help of the actuator mounted on the system.

Keywords: Cardiac Arrest, Chest Compression, Automatic CPR, Electromechanical System Design

Aileme..

Teşekkür

Lisans ve yüksek lisans eğitim sürecim boyunca bana yol gösteren ve değerli desteğini hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocalarım Doç. Dr. Erkin GEZGİN ve Doç. Dr. Utku Kürşat Ercan'a ve parçası olmaktan her zaman keyif aldığım Medikal Robotik Laboratuvarı ekibine, teşekkürlerimi sunarım.

İçindekiler

Yazarlık Beyanı ii

Öz iii

Abstract v

Teşekkür viii

Şekiller Listesi xi

Tablolar Listesi xiii

Semboller Listesi xiv

1 Giriş 1

1.1 Göğüs Kompresyon Sistemleri 2

1.1.1 Manuel Göğüs Kompresyon Sistemleri 2

1.1.1.1 Kardiyo Pompası 2

1.1.1.2 Bowen Pulsator ve Rentsch Kalp Pres Elektromekanik Sistemleri 3

1.1.1.3 Warltier Göğüs Kompresyon Sistemi 4

1.1.1.4 Kardiyak Kalp Masajı Sistemi 5

1.1.1.5 LifeBelt Cihazı 5

1.1.1.6 Lifestick Sistemi 6

1.1.1.7 Animax Mono CPR Cihazı 7

1.1.1.1 CPR PRO Kalp Masajı Aksesuarı 7

1.1.2 Otomatik Göğüs Kompresyon Sistemleri 8

1.1.2.1 Thumper CPR Makinesi 9

1.1.2.2 Rodriguez Tocker Otomatik Kardiyak Masaj Makinesi 9

1.1.2.3 Taşınabilir Pnömatik Kardiyak Kompresyon Makinesi 10

1.1.2.4 Heartsaver 2000 CPR Makinesi 11

1.1.2.5 Hayek Osilatörü 12

1.1.2.6 Lucas CPR Cihazı 12
1.1.2.7 AutoPulse CPR Cihazı 13
1.1.2.8 The Weil Mini Göğüs Kompresörü 14
1.1.2.9 3-RRR Medikal Paralel Manipülatör 14
2 Kompresör Mekanizması Tasarımı ve Benzetim Çalışması 15
2.1 Yapısal Tasarım 15
2.2 Kinematik Analiz 16
2.3 Kuvvet Analizi 18
2.4 İdeal Göğüs Kompresyon Kuvveti ve Derinliğinin Hesaplanması 20
2.5 Matlab ve Mathematica Programında Kompresörün Benzetim Çalışması .. 23
3 Elektromekanik Göğüs Kompresyon Sistemi Tasarımı 25
3.1 Sistemin Çalışma Hacminin Belirlenmesi 26
3.2 Sistem Tasarımı 28
3.2.1 Orta Gövde ve Motor Yuvası Tasarımı 29
3.2.2 Kinematik Bağlantılar ve Kilit Sistemi Tasarımı 30
3.2.3 Teleskopik Ayakların Tasarımı 31
4 Prototip Üretimi ve Hasta Üzerinde Uygulanma Yöntemi 32
4.1 Prototip Üretimi 32
4.2.1 Prototipin Hasta Üzerinde Uygulanma Yöntemi 34
4.2.2 Eyleyici ile Hareket Kontrol Çalışmaları 36
5 Sonuçlar 39
Kaynaklar 41
Özgeçmiş 46

Şekiller Listesi

Şekil 1.1 Kardiyo Pompası 3
Şekil 1.2 Bowen Pulsator 3
Şekil 1.3 Rentsch Kalp Pres Elektromekanik Sistemi 4
Şekil 1.4 Warltier Göğüs Kompresyon Sistemi 4
Şekil 1.5 Kardiyak Kalp Masajı Mekanizması 5
Şekil 1.6 Lifebelt Mekanizması 6
Şekil 1.7 Lifestick 6
Şekil 1.8 AnimaxMono CPR Cihazı 7
Şekil 1.9 Akıllı Telefonun Yerleştirildiği CPR PRO Aksesuarı 8
Şekil 1.10 Thumper CPR Makinesi 9
Şekil 1.11 Rodriguez Tocker Otomatik Kardiyak Masaj Makinesi 10
Şekil 1.12 Taşınabilir Pnömatik Kardiyak Kompresyon Makinesi 11
Şekil 1.13 Heartsaver 2000 CPR Makinesi 11
Şekil 1.14 Hayek Osilatörü ve Hasta Üzerinde Uygulaması 12
Şekil 1.15 LUCAS CPR Cihazı 13
Şekil 1.16 AutoPulse CPR Cihazı 13
Şekil 1.17 3-RRR Medikal Paralel Manipülatör 14

Şekil 2.1 Krank-Biyel Mekanizması ile Oluşturulan Kompresör Sistemi 15
Şekil 2.2 Krank Biyel Mekanizmasında Kartezyen Koordinat Sistemi Atanması . 16
Şekil 2.3 Krank Kolu ile Biyel Kolu Üzerindeki Kuvvetler 18
Şekil 2.4 Biyel Kolu ile Kompresör Pistonu Üzerindeki Kuvvetler 19
Şekil 2.5 İdeal Kompresyon Kuvveti ve Derinliği Polinom Diyagramı 21
Şekil 2.6 *Treal* Kompresyon Torku Grafiği 22
Şekil 2.7 Simülasyon için Oluşturulan 3 Boyutlu Krank-Biyel Sistemi 23
Şekil 2.8 Tork Hesaplamaları için Oluşturulan Blok Diyagramı 23
Şekil 2.9 *Tsim* Tork Değerleri Grafiği 24

Şekil 3.1 Göğüs Kafesi Genişliği Ölçüm Pozisyonu 26

Şekil 3.2 Göğüs Kafesi Derinliği Ölçüm Pozisyonu 27
Şekil 3.3 Göğüs Kompresyon Sistemi Çalışma Hacmi Limitleri 28
Şekil 3.4 Elektromekanik Göğüs Kompresyon Cihazı Tasarımı 28
Şekil 3.5 Sistemin Motor Yuvası ve Orta Gövdesi 29
Şekil 3.6 Kinematik Bağlantılar 30
Şekil 3.7 Kinematik Bağlantıların Kilit Sistemi 30
Şekil 3.8 Sistemin Teleskopik Destek Sütunları 31

Şekil 4.1 Orta Gövde ve Motor Yuvası Prototipi 32
Şekil 4.2 Kinematik Bağlantı ve Kilit Sistemi Prototipi 33
Şekil 4.3 Teleskopik Sütun Prototipi 33
Şekil 4.4 Prototipin Bütün Hali 33
Şekil 4.5 Kinematik Bağlantı Kilit Sisteminin Serbest Bırakılması 34
Şekil 4.6 Teleskopik Destek Sütunu Kilit Sisteminin Serbest Bırakılması 35
Şekil 4.7 Sistemin İskelet Modeli Üzerinde Konumlandırılması 35
Şekil 4.8 Sistemin Hasta Üzerinde Uygulama Akış Diyagramı 36
Şekil 4.9 Motor ile Prototip Montajı 37
Şekil 4.10 EPOS 2 Kontrolcü 37
Şekil 4.11 Hareket Çalışmalarında Kompresör Pozisyonları 38

Şekil 5.1 Destek Platformunun 3 Boyutlu Tasarımı 40

Tablolar Listesi

Tablo 3.1 Kadın ve Erkek Bireylerde Göğüs Kafesi Genişliği Ölçüleri 26
Tablo 3.2 Kadın ve Erkek Bireylerde Göğüs Kafesi Derinliği Ölçüleri 27

Semboller Listesi

θ	Krank kolunun X eksenine göre oluşturduğu açısı
β	Biyel kolunun X' eksenine göre oluşturduğu açısı
R	Krank kolunun uzunluğu
L	Biyel kolunun uzunluğu
S	Kompresör pistonunun konumu
S_{max}	Kompresör pistonunun ulaşabildiği maksimum uzaklığı
ΔS	Kompresör pistonunun yer değiştirmesi
$\dot{\theta}$	Açısal hız değeri
V	Kompresör pistonunun hızı
a	Kompresör pistonunun ivmesi
$\sum F$	Kompresör pistonu üzerinde oluşan toplam kuvvet
F_C	Kompresör pistonu ile biyel kolu arasında oluşan kuvvet
F_R	Göğüs kafesinden kompresör pistonuna uygulanan reaksiyon kuvveti
F_N	Piston üzerinde oluşan normal kuvvet
F_K	Biyel kolundan krank koluna aktarılan kuvvet
F_t	Krank kolu ile biyel kolu arasında oluşan teğet kuvvet
F	İdeal kompresyon kuvveti
T_{real}	Analitik olarak hesaplanan tork
T_{sim}	Benzetim çalışması için hesaplanan tork

Bölüm 1

Giriş

Elektromekanik sistemler birçok farklı alanda insan hayatına entegre olarak, iş yüklerini hafifletmekte ve belirlenen görevlerin daha hassas ve tekrarlanabilir bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlamaktadır. Hızla gelişen teknolojik ilerlemelere paralel olarak literatürde artan çalışmalar sayesinde elektromekanik sistemlerin sağlık alanında da kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Elektromekanik teknolojilerinin sağlık alanına entegrasyonu ile sağlanacak olan sağlık personellerinin hastalar ile etkileşiminin kolaylaştırılması zorlu koşullarda çalışan personellerin iş yükünü azaltmakla kalmayıp hayati risk taşıyan hastaların yaşamsal fonksiyonlarının sürdürülebilirliğini sağlayacaktır. Uzman sağlık personeline acil durumlarda destek olabilecek bir elektromekanik göğüs kompresyon sistemi bu çalışmalara örnek olarak gösterilebilir. Kalbi durmuş bir hastada kan dolaşımı ve solunum sisteminin tekrar çalışır hale getirilebilmesi için uygulanması gereken ilk yöntem kalp masajıdır. Kalp masajı uygulamasının hasta üzerinde verimli olabilmesi için gerekli olan yüksek kuvvet ve uzun uygulama süresi sağlık personeli üzerinde yorgunluğa neden olmaktadır [1]. Öte yandan elektromekanik sistemler gerekli olan kuvveti ve uygulama süresini hasta üzerinde verimli bir şekilde karşılayabilmektedir. Bu amaçla tarih boyunca manuel veya otomatik çalışan farklı göğüs kompresyon sistemleri üzerinde çalışılmıştır. Günümüzde kompakt, hafif, hasta üzerinde hızlıca uygulanabilen, kalp masajı normlarını en verimli şekilde sağlayabilen sistemlerin tasarlanması hedeflenmektedir.

1.1 Göğüs Kompresyon Sistemleri

1878 yılında Boehm'in bir kedi üzerinde uyguladığı başarılı kardiyopulmoner resüsitasyon uygulaması, 1960 yılında Kouwenhoven ve arkadaşlarının manuel kalp masajı çalışmalarına öncülük etmiş ve yapılan laboratuvar çalışmaları ile kalbi duran bir canlıda kalp masajının etkinliği kanıtlanmıştır [2]. Bu çalışmaların ardından 44 yıllık süreçte manuel veya otomatik çalışan birçok sistem tasarlanmıştır.

1.1.1 Manuel Göğüs Kompresyon Sistemleri

Resüsitasyon tıbbının gelişmesine rağmen kardiyak arrest sonrası hayatta kalma oranlarındaki yetersizlik, araştırmacıları çeşitli kalp masajı stratejilerinin uygulanabilirliğini araştırmak için harekete geçirmiştir. Bu süreçte tasarlanan manuel göğüs kompresyon sistemleri çalışma prensibine göre aşağıda belirtilen 4 grupta incelenebilir.

1. Mekanik kollu ve pistonlu cihazlar
2. Manuel tahrikli vakumlu dekompresyon kalp masajı aletleri
3. Yük dağılımı sağlayan kayış ve kemer aracılığı ile göğüs kafesine sarılan sistemler
4. Torasik-abdominal kompresyon-dekompresyon sistemleri

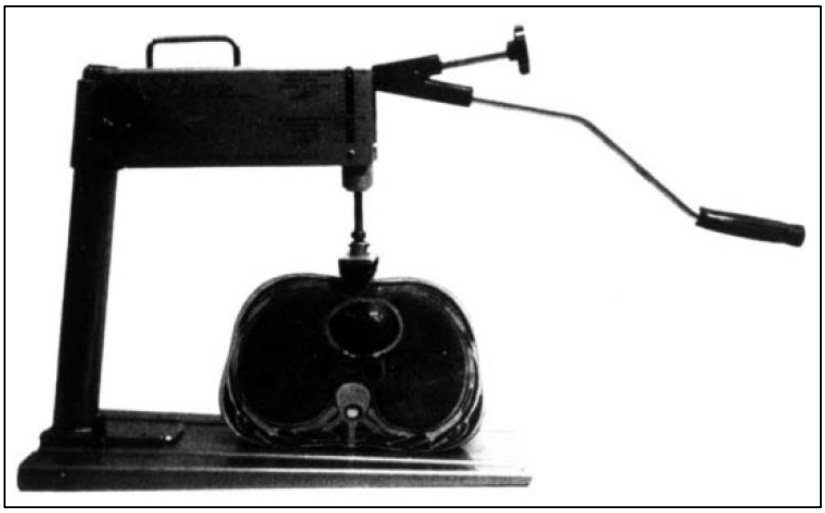
1.1.1.1 Kardiyo Pompası

Manuel tahrikli vakumlu dekompresyon kalp masajı aleti olarak tasarlanan kardiyo pompası, plastik başlığı ile hasta üzerinde uygulanan göğüs kompresyon uygulaması sırasında hastanın göğüs kafesinde ters basınç uygulayarak kanın vücuttan kalbe daha yüksek hacimde dönmesinde etki sağlayan bir sistemdir. Sistemin hastalar üzerinde kullanımında arteriyel kan basıncında, koroner füzyon basıncında, dakika ventilasyonunda ve negatif inspiratuar basıncında standart kalp masajına oranla çok daha verimli olduğu gözlemlenmiştir [3].

Şekil 1.1 Kardiyo Pompası [3]

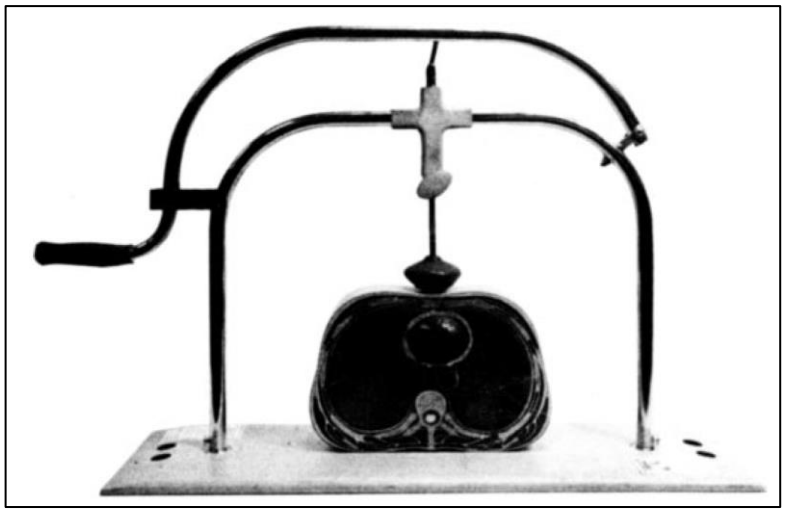
1.1.1.2 Bowen Pulsator ve Rentsch Kalp Pres Elektromekanik Sistemleri

Bowen Pulsator mekanizması kullanılarak, hastanın taban plakası üzerine yatırılmasının ardından sistemde bulunan dikey sütuna bağlı bir kol aracılığı ile göğüs kompresyonun sağlanmasını hedeflemektedir.



Şekil 1.2 Bowen Pulsator [4]

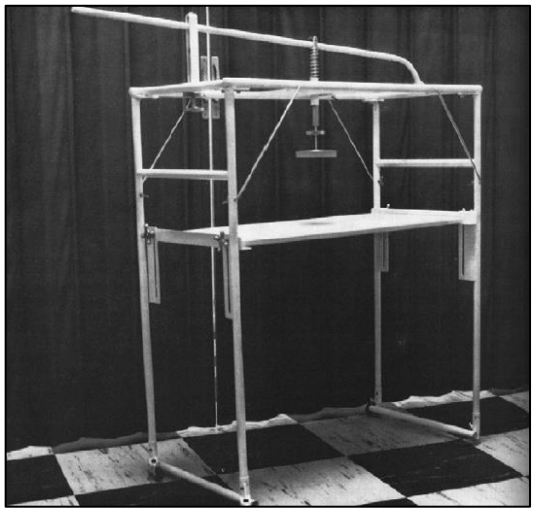
Benzer bir diğer sistem olan Rentsch kalp pres elektromekanik sisteminde ise göğüs kafesi pistonu kolunun ters U şeklinde tasarlanmış ayrı bir operatör kola bağlı olduğu ve kalp masajı gerçekleştirecek olan kişinin bu operatör kol aracılığı ile müdahaleyi gerçekleştirdiği gözlemlenmektedir.



Şekil 1.3 Rentsch Kalp Pres Elektromekanik Sistemleri [4]

1.1.1.3 Warltier Göğüs Kompresyon Sistemi

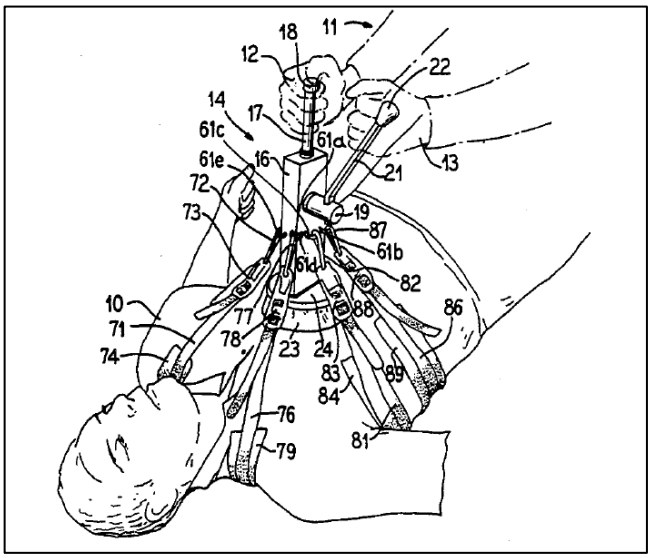
Warltier tarafından geliştirilen sistem hareket edebilen dört destek ayağı üzerine yerleştirilmiş bir platformda konumlandırılan piston ve bu pistona bağlı koldan oluşmaktadır. Göğüs kompresyonu pistona bağlı kolu yukarı ve aşağı yönde hareket ettiren sağlık personeli tarafından uygulanmaktadır. Tasarımı sayesinde yatak veya kanepe üzerinde bulunan hastaların üzerinde konumlandırılabilen bir sistemdir. Üreticileri tarafından 18 hasta üzerinde göğüs kompresyonu uygulanmış ve 17 hastada femoral nabız elde edildiği görülmüştür [5].



Şekil 1.4 Warltier Göğüs Kompresyon Sistemi [5]

1.1.1.4 Kardiyak Kalp Masajı Sistemi

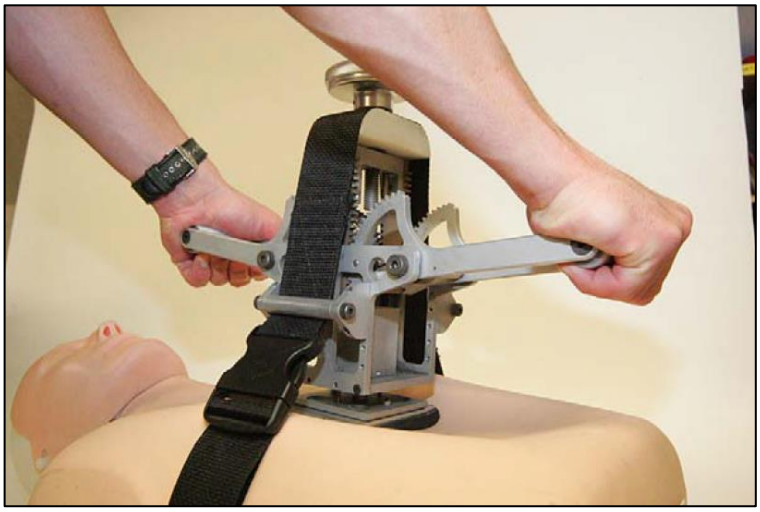
Sistem, kayışlar ile hastanın göğüs kafesi etrafına bağlanıp bir piston içerisinde bulunan raf ve pinyon mekanizmasının dikey eksende elektromekanik bir kol aracılığı ile hareketi sayesinde kompresyonu sağlamaktadır. Kayışların klipsli tasarımı sayesinde kompresör hızlıca hasta üzerine yerleştirilip kalp masajı uygulanabilmektedir.



Şekil 1.5 Kardiyak Kalp Masajı Mekanizması [6]

1.1.1.5 LifeBelt Cihazı

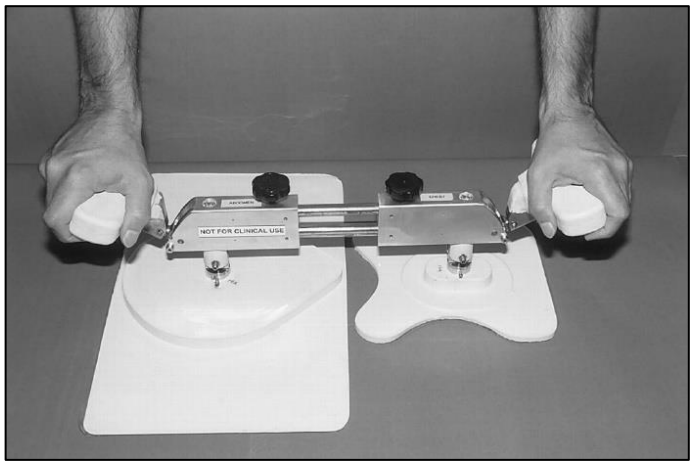
Cihaz kardiyak arrest durumunda bulunan hastaya göğüs kafesi etrafında, darbeyi geniş bir yüzey alanına dağıtan ve kalp masajı uygulama travmasını azaltan geniş bir kemer aracılığı ile bağlanmaktadır. Cihazın tutacakları ayarlanabilir bir yay düzeninde hareket eder, böylece bir metal plaka doğrudan göğüs kemiğine aşağı doğru kompresyon uygular. Cihazın kemer bileşeni, çok küçük veya çok büyük fizyolojik ebatlara sahip bireyler dışında herhangi bir torasik boyuta uyacak şekilde sıkıştırılabilir ve taşınabilir. Niemann ve arkadaşlarının [7] 42 domuz üzerinde yaptıkları çalışmada LifeBelt ile uygulanan göğüs kompresyonu sonucunda geleneksel göğüs kompresyonuna oranla daha fazla soluk sonu karbondioksit oranı ve koroner perfüzyon basıncı elde edildiği gözlemlenmiştir.



Şekil 1.6 LifeBelt Mekanizması [7]

1.1.1.6 Lifestick Sistemi

Torasik-abdominal kompresyon-dekompresyon sistemi olan Lifestick cihazı, biri göğüs ve diğeri karın için olmak üzere yapışkan elastomerik pedlerin takıldığı tek bir sert çerçeveden oluşur. Bu sistemin hedefi hem göğüs kafesi hem de karın bölgesine uygulanan aktif kompresyon ve dekompresyon ile kalp masajı sırasında ki vücutta oluşan kan akışı hacmini arttırmaktır. Tang ve arkadaşlarının [8] yapmış olduğu çalışmada kardiyak arrest geçiren 20 domuz üzerinde lifestick cihazı kullanılmış ve sonuçlar geleneksel kalp masajı ile kıyaslandığında CPP ve PETCO2 değerlerinde artış gözlemlenmiştir.



Şekil 1.7 Lifestick [8]

1.1.1.7 Animax Mono CPR Cihazı

Yarı otomatik olarak tanımlanan bu cihaz, kompresör sisteminin bağlı olduğu bir manivela mekanizması ve manivela mekanizmasını taşıyan farklı fiziksel ölçülere sahip hastalarda ayarlanabilen portal çerçeveden oluşmaktadır. Kalp masajını sağlık personelinin manivela koluna uyguladığı kuvvet ile sağlayan sistemde basınç derinliğini otomatik olarak ayarlamaktadır ve kompresyon frekansı farklı değerlerde ayarlanabilmektedir. Gasler ve arkadaşları [9] 2015 senesinde yapmış oldukları çalışmada hastaneye nakledilen hastalar üzerinde farklı otomatik ve yarı otomatik kalp masajı cihazları uygulanmış ve çalışmanın sonucunda sadece Animax mono cihazının kalp masajı normlarına uyacak şekilde kompresyon frekansı ve kompresyon derinliğini sağladığı gözlemlenmiştir.

Şekil 1.8 Animax Mono CPR Cihazı [10]

1.1.1.8 CPR PRO Kalp Masajı Aksesuarı

Aksesuar, akıllı telefonların yerleştirildiği bir kılıf görevi görmektedir. Tasarımın amacı akıllı telefon uygulamaları kullanarak CPR PRO ile yapılan göğüs kompresyon verilerinin anlık olarak takip edilebilmesini sağlamaktır. Günümüzde göğüs kompresyon derinliği ve kompresyon frekansı gibi değerler mobil telefonların uygulamalarında takip edilebilmekte ve bu sayede uygulanan kalp masajı verimliliği personele bildirilmektedir. Ayrıca aksesuara bağlanan mobil telefon uygulamaları aracılığı ile otomatik harici defibrilatör konumları harita üzerinde takip edilebilmektedir [11].

Şekil 1.9 Akıllı Telefonun Yerleştirildiği CPR PRO Aksesuarı [11]

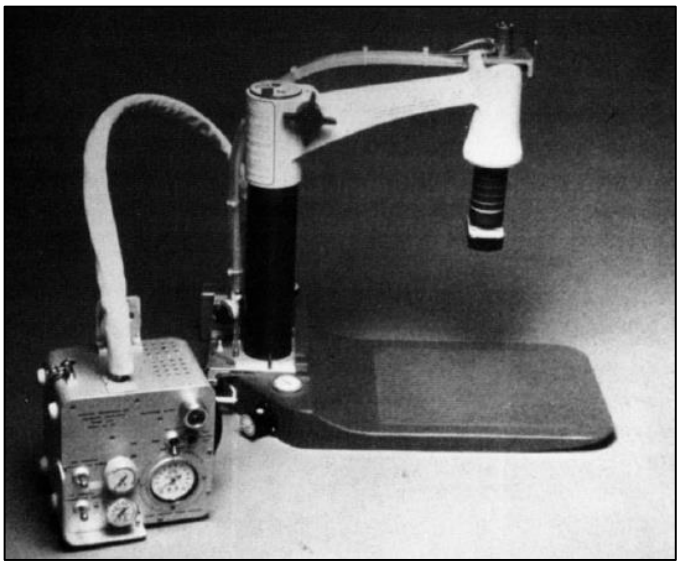
1.1.2 Otomatik Göğüs Kompresyon Sistemleri

1960'ların başından itibaren tasarlanan ve test edilen otomatik göğüs kompresyon cihazlarının çoğunun, manuel sistemlere göre kalp masajında kullanılamayacak kadar karmaşık, çok ağır veya verimsiz olması bu sistemlerin klinik ortamlarda kullanımının elverişsiz olacağı düşüncelerine neden olmuştur. Öte yandan 2000 yılından itibaren üretilen pek çok cihazın kompakt tasarıma sahip olması, uzun sürelerce çalışabilme kapasitesi ve yapılan çalışmalarda görülen verimli sonuçlar, bu sistemlerin hastalar üzerinde uygulanabilirliğini göstermiştir. Otomatik göğüs kompresyon sistemleri kendi içerisinde çalışma prensipleri, enerji kaynakları ve elektronik yapılarına göre aşağıda belirtilen 4 grupta incelenebilir:

1. Pistonlu Sistemler
2. Yük Dağılımlı Bant Sistemleri
3. Aktif Kompresyon-Dekompresyon Kalp Masajı Sistemleri
4. Eşzamanlı Sterno-Torasik CPR cihazları

1.1.2.1 Thumper CPR Makinesi

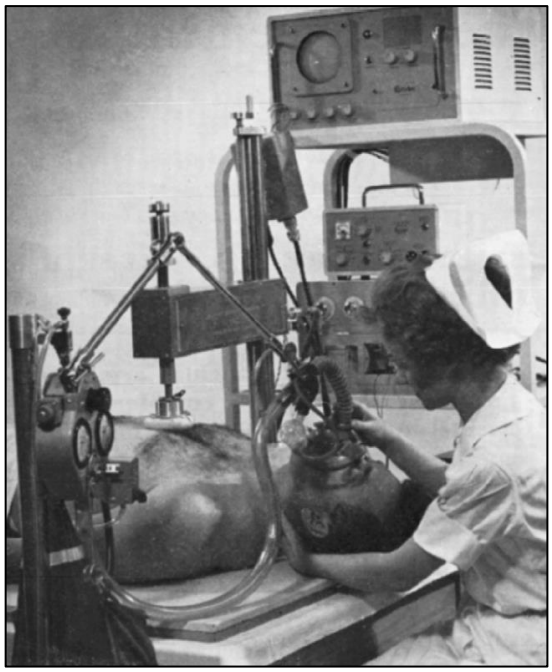
Pistonlu sistemlerden biri olan Thumper kalp masajı makinesi, sıkıştırılmış gaz ile kompresyonu sağlar ve düz bir taban plakasına bağlı dikey bir sütundan oluşur. Silindir ve piston tertibatına sahip dirsekli bir kol, hastaya göre piston konumunu ayarlamak için sütun üzerinde yukarı ve aşağı kayar. Konumu ayarlanan piston hastanın göğüs kafesine dakikada 100 kompresyon sağlayabilmektedir. Taylor ve arkadaşları [12] 50 hasta üzerinde Thumper CPR makinesini test etmiş ve ideal hastane koşullarında sistemin geleneksel kalp masajı kadar verimli olduğunu, ideal hastane koşullarının olmadığı veya personelin yeterli eğitiminin bulunmadığı durumlarda ise sistem ile uygulanacak kalp masajının manuel kalp masajına göre daha verimli olabileceğini belirtmişlerdir.



Şekil 1.10 Thumper CPR Makinesi [4]

1.1.2.2 Rodriguez Tocker Otomatik Kardiyak Masaj Makinesi

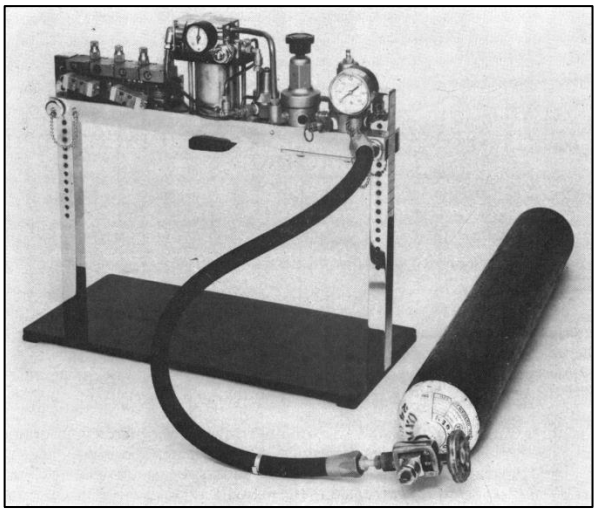
Thumper sistemine benzer bir tasarıma sahip olan Tocker otomatik kardiyak masaj makinesi dikey eksende hareket eden pnömotik çalışan bir silindire bağlı kompresör ile kalp masajını sağlamaktadır. Fakat bu sistem elektrokardiyografi verilerini anlık olarak takip edebilmekte, ventriküller taşikardi veya bradikardi tespit edildiğinde otomatik olarak devreye girme ve hastanın kalp atış hızı yetersiz olduğunda uyarı verme özelliğine sahiptir.



Şekil 1.11 Rodriguez Tocker Otomatik Kardiyak Masaj Makinesi [5]

1.1.2.3 Taşınabilir Pnömatik Kardiyak Kompresyon Makinesi

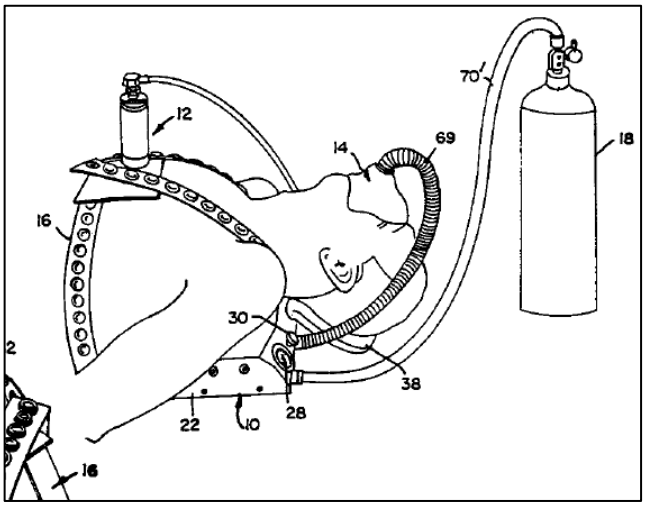
Pnömatik bir sistem olarak tasarlanan sistem, iki destek sütunu, kompresyonu sağlayan ram ve silindirin yerleştirildiği köprü bileşeninden oluşur. Destek sütunlarında bulunan kanallar ve kanallara bağlı pimler aracılığı ile piston konumu yukarı veya aşağı yönde hareket ettirilebilir. Dakikada 60 kompresyon uygulayabilen sistem, 45 kilograma kadar yük uygulayabilmektedir. Uygulanan yük sistemi kontrol eden operatör tarafından manuel olarak değiştirilebilir. Bailey ve arkadaşlarının [13] yapmış oldukları çalışmada, 17 köpek denek olarak kullanılmış ve kardiyak kompresyon makinesinin verimliliği incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda makine ile göğüs kompresyonu sağlanan köpeklerde geleneksel kalp masajı ile elde edilene benzer kan basıncı ve kan akışı değerleri gözlemlenmiştir.



Şekil 1.12 Taşınabilir Pnömatik Kardiyak Kompresyon Makinesi [13]

1.1.2.4 Heartsaver 2000 CPR Makinesi

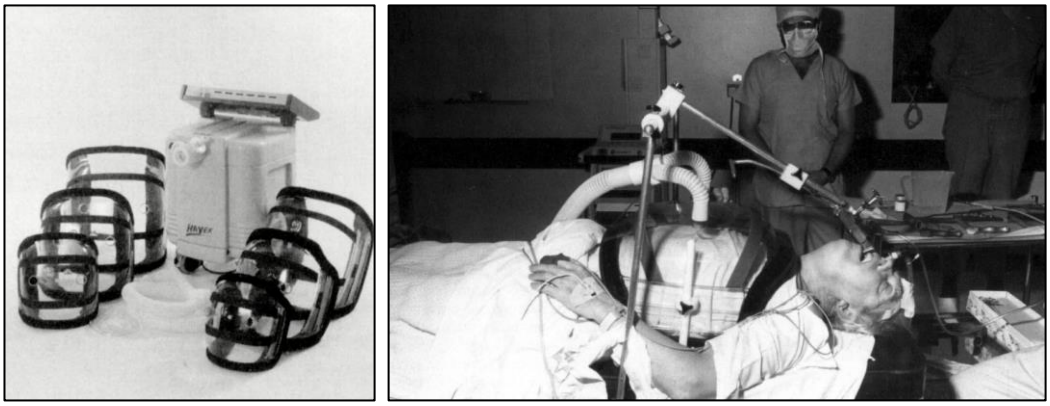
Kayışlar aracılığı ile hastanın omzuna bağlanan bu sistem, AC ve DC güç kaynakları kullanarak elektrikle çalışmakta ve hidrolik bir piston aracılığı ile göğüs kompresyonunu sağlamaktadır. Ayrıca maksimum sıkıştırma kuvveti ve oranı için 40 dakika süren yerleşik bir pile sahip olan sistem, 8,3kg ağırlığa sahip olması nedeni ile taşınabilirliği kolay ve hastane dışında kullanıma elverişlidir. Sistemin, hastanın yatay veya dikey olduğu pozisyonlar da uygulanabilir olması hamile kadınlarda kullanımı açısından yararlı olmaktadır [4].



Şekil 1.13 Heartsaver 2000 CPR Makinesi [4]

1.1.2.5 Hayek Osilatörü

Gaz ile çalışan sistem geniş çaplı bir boru ile güç ünitesine bağlanan gövde muhafazası ve bir kontrol ünitesinden oluşur. Gövde tasarımı, şeffaf, esnek, hafif plastikten yapılmıştır ve vücudun altına yerleştirilmiş bir plakaya kenetlenerek hastanın vücuduna yakın bir şekilde tutulur. Güç ünitesinin içinde bulunan diyaframlı pompa aracılığı ile dakikada 8 ila 999 devire kadar geniş çaplı frekans aralığında kompresyon sağlanabilmektedir. Dilkes ve diğerlerinin [14] yapmış olduğu çalışmada Hayek osilatörünün anestezi uygulanmış, felçli hastalarda entübasyon olmaksızın yeterli ventilasyonu sağladığı ve tüm vakalarda cerrahi operasyonun sistem ile gerçekleştirilebildiği gözlemlenmiştir.



Şekil 1.14 Hayek Osilatörü ve Hasta Üzerinde Uygulaması [14]

1.1.2.6 Lucas CPR Cihazı

Gaz ile çalışan bu cihaz kardiyo pompasında kullanılana benzer bir silikon kauçuk vantuzdan ve sert bir arka plakaya bağlanan iki ayak üzerine monte edilmiş bir pnömotik silindirden oluşur. Cihazın güç kaynağı ambulansların gaz sisteminden veya hastanedeki gaz altyapısından sağlanabilmektedir. İçindeki regülatör aracılığı ile hava veya oksijenle çalıştığında aynı kompresyon kuvvetini elde edebilmektedir. Steen ve arkadaşlarının [15] LUCAS CPR cihazı tarafından uygulanan kalp masajı ile geleneksel kalp masajının verimliliklerini kıyasladıkları çalışmada, domuzlardan, yapay göğüs kafesinden ve klinik vakalardan elde edilen veriler ile cihazın ventriküller fibrilasyon sırasında çok daha verimli kan dolaşımı sağladığı kanıtlanmıştır.

Şekil 1.15 LUCAS CPR Cihazı [10]

1.1.2.7 AutoPulse CPR Cihazı

AutoPulse sistemi, hastanın göğüs kafesini etraflıca saran portatif bir bant şeklinde tasarlanmıştır. Sistem kalp masajı uygulanacak vakanın altına yerleştirilen platforma şaftlar aracılığı ile bağlanır. Şaftlara uygulanan çift yönlü motor kuvveti iki yönlü dönüşüm hareketi sağlayarak göğüs kafesini sıkıştırılıp gevşetilir ve bu şekilde kompresyon sağlanır. Krep ve arkadaşları [16] tarafından yapılan bir çalışmada sistem 46 hasta üzerinde denenmiş, spontan dolaşıma geri dönüş, soluk sonu karbondioksit verileri toplanmış ve cihazın hastalar üzerinde kullanımında oluşan yaralanmalar ile sağlık personelinin cihazı hasta üzerine yerleştirme süreleri incelenmiştir. Yapılan çalışmanın sonucunda hastalardan 25 kişide spontan dolaşıma geri dönüş meydana gelmiş ve sistemin geleneksel kalp masajı kadar verimli olduğu gözlemlenmiştir.

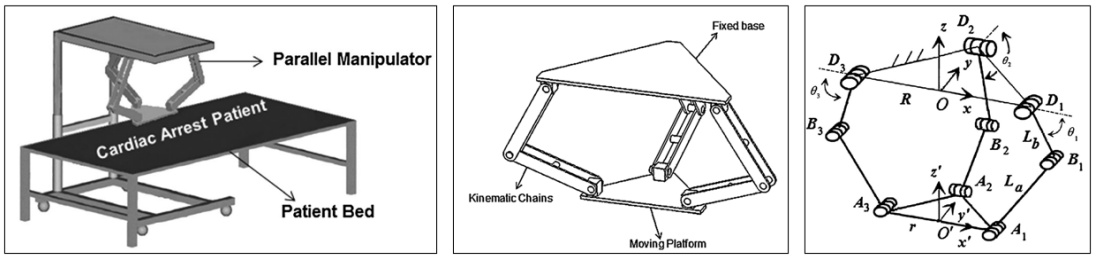
Şekil 1.16 AutoPulse CPR Cihazı [16]

1.1.2.8 The Weil Mini Göğüs Kompresörü

Cihaz hastanın göğüs kafesi etrafına sarılan geniş bir velkro bant ve metal kancalar aracılılığı ile bandın bağlandığı kompresörden oluşmaktadır. Pnömatik çalışan sistem dakikada 100 kompresyon gerçekleştirebilmekte ve 5cm'e kadar derinlikte kompresyon sağlayabilmektedir. Liang ve arkadaşlarının [17] 2021'de yapmış oldukları çalışmada 16 domuz üzerinde farklı kompresyon derinliklerinde Weil Mini cihazı ile kalp masajı uygulanmış ve çalışmanın sonucunda kompresyon uygulanan bütün domuzlarda spontan dolaşıma geri dönüş gözlemlenmiştir.

1.1.2.9 3-RRR Medikal Paralel Manipülatör

Sistem kinematik bağlantılar aracılığı ile hareket eden bir platformla göğüs kompresyonunu sağlayan paralel manipülatör ve hastanın üzerinde konumlandırılan, yüksekliği ayarlanabilen 2 destek kolonunun taşıdığı ayrı bir mobil platformdan oluşmaktadır. Manipülatör, mobil platform üzerinde sabitlenerek hasta üzerinde herhangi bir konuma getirilebilmekte ve operasyonel arıza durumunda kolaylık hastanın üzerinden uzaklaştırabilmektedir. Yedukondalu ve arkadaşlarının [18] 2014 senesinde yapmış oldukları çalışmada medikal paralel manipülatörün göğüs kafesinde 50 mm derinlik ile dakikada 120 kompresyon uygulayarak kalp masajı normlarını sağlayabildiği belirtilmiştir.



Şekil 1.17 3-RRR Medikal Paralel Manipülatör [18]

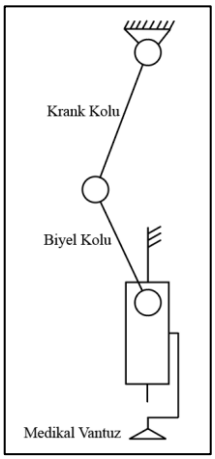
Bölüm 2

Kompresör Mekanizmasının Tasarımı ve Benzetim Çalışması

Tez kapsamında tasarlanacak sistemde kullanılacak kompresör mekanizması için literatürdeki birçok doğrusal hareket sağlayan mekanizma incelenmiş, üretim maliyetindeki düşüklüğü, az sayıda parçadan oluşması, hafif olması, sürekli hareket kabiliyeti ve basit montaj edilebilirlik özellikleri nedeni ile sistem hareketi için krank biyel mekanizmasının kullanılmasında karar kılınmıştır.

2.1 Yapısal Tasarım

Sistem platformu üzerine yerleştirilmesi planlanan eyleyici tarafından hareket ettirilecek krank biyel mekanizması kompresyon için gerekli olan kuvveti eyleyici torkundan alarak hedef alana iletecektir. Mekanizmanın ucunda bulunacak medikal vantuz hastanın göğüs kafesinde kalp masajı pozisyonunu sağlayacak şekilde sistemin ağırlık merkezi ekseninde konumlandırılacaktır. Oluşturulan kompresör sisteminin kinematik gösterimi Şekil 2.1'de görülebilir.

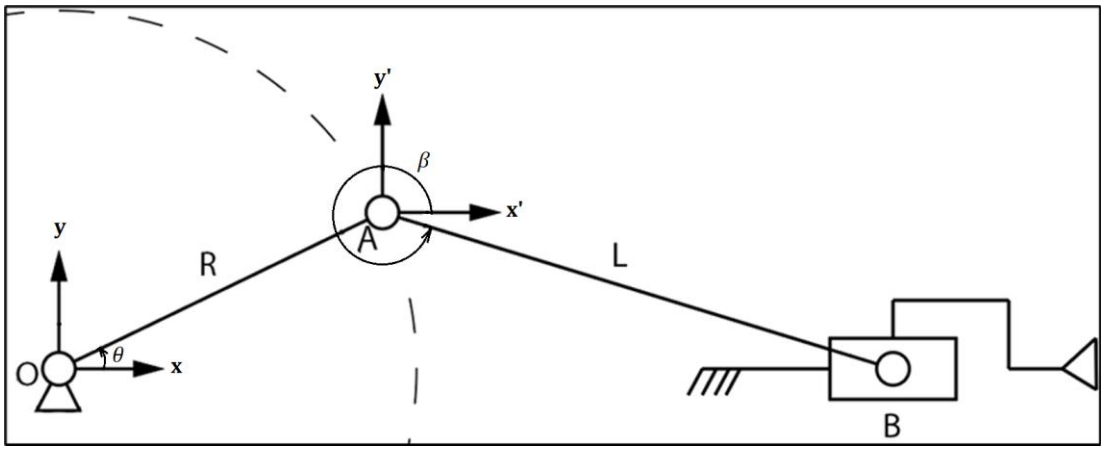


Şekil 2.1: Krank-Biyel Mekanizması ile Oluşturulan Kompresyon Sistemi

2.2 Kinematik Analiz

Bu bölümde tek serbestlik dereceli krank biyel mekanizmasının kinematik denklemlerinin çözümlenmesi detaylandırılmıştır.

Kinematik analiz için krank kolunun sabit konumlandırılan eyleyiciye bağlandığı noktaya Kartezyen koordinat sistemi Şekil 2.2'de görüldüğü gibi O(x,y,z) şeklinde yerleştirilmiştir. Koordinat sisteminin yerleştirildiği konumun mekanizmanın orijini olarak kabul edilen O noktası olduğu, OA ekseninde yer alan krank kolunun ikinci bağlantısının bulunduğu konumun A noktası olduğu, x ekseni ile OA ekseni üzerine konumlandırılan krank kolu arasındaki açının θ olduğu göz önünde bulundurularak x ekseni üzerinden sağ el kuralı ile y ekseni oluşturulmuştur. Benzer bir şekilde biyel kolunun yerleştirildiği AB ekseninde A noktası üzerine 2. kartezyen koordinat sistemi A(x',y',z') şeklinde konumlandırılarak x' ve biyel kolu arasındaki açının β olduğu ve biyel kolunun pistona bağlandığı noktanın B noktası olduğu kabul edilmiştir.



Şekil 2.2 Krank Biyel Mekanizmasında Kartezyen Koordinat Sistemi Atanması

Sabit eyleyici konumu olan O noktası ile A noktası arasında bulunan krank kolunun uzunluk değerinin R olarak, A noktası ile B noktası arasındaki biyel kolunun uzunluğunun ise L olarak kabul edildiği durumda motor şaftı ile krank kolu arasında oluşan θ açısı ile piston ile krank kolu arasında oluşan β açısı arasındaki ilişki 2.1-2.3 denklemlerinde gösterilmiştir:

$$R \sin\theta = -L \sin\beta \tag{2.1}$$

$$\sin\beta = \frac{-R \sin\theta}{L} \tag{2.2}$$

$$\cos\beta = \sqrt{1 - \sin^2\beta} = \sqrt{1 - \frac{R^2 \sin^2\theta}{L^2}} \tag{2.3}$$

Pistonun konumunu temsil eden S değeri ve pistonun konum olarak ulaşabildiği en uzak nokta olan S_{max} değeri 2.4-2.7 denklemlerinde ifade edilmiştir.

$$S_{max} = R + L \rightarrow S = R \cos\theta + L \cos\beta \tag{2.4}$$

$$S = R \cos\theta + L\sqrt{1 - \frac{R^2 \sin^2\theta}{L^2}} \tag{2.5}$$

$$S = R \cos\theta + \sqrt{L^2 - R^2 \sin^2\theta} \tag{2.6}$$

$$S = R \cos\theta + R\sqrt{\frac{L^2}{R^2} - \sin^2\theta} \tag{2.7}$$

Pistonun yer değiştirmesini belirten ΔS değerinin hesaplaması ise 2.8-2.9 denklemlerinde ifade edilmiştir.

$$\Delta S = S_{max} - S = R + L - S \tag{2.8}$$

$$\Delta S = R + L - R \cos\theta - R\sqrt{\frac{L^2}{R^2} - \sin^2\theta} \tag{2.9}$$

Denklem 2.8 kullanılarak piston yer değiştirme hızının hesaplanması 2.10,2.11 denklemleri ile gösterilmiştir:

$$\frac{\Delta S}{\Delta t} = \frac{\Delta S}{d\theta}\frac{d\theta}{dt} = \dot{\theta}\,\frac{\Delta S}{d\theta} \tag{2.10}$$

$$V = \dot{\theta}\left(R\,sin\,\theta + \frac{R\,sin\,\theta\,cos\,\theta}{\sqrt{\frac{L^2}{R^2} - sin^2\theta}}\right) \tag{2.11}$$

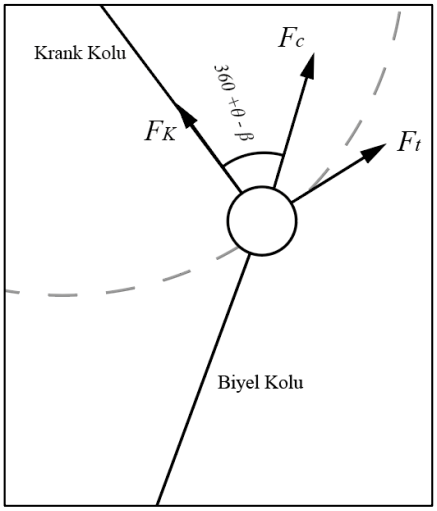
Pistonun hız denklemi ile pistonun ivme hesaplaması denklem 2.12'de gösterilmiştir:

$$a = \frac{d\dot{\theta}}{dt}\frac{d\theta}{d\theta} = \dot{\theta}\,\frac{dv}{d\theta} \rightarrow a = \dot{\theta}^2\left(R\cos\theta + \frac{R\cos^2\theta\,\sin^2\theta}{\sqrt[3]{\frac{L^2}{R^2}-\sin^2\theta}} + \frac{R\cos^2\theta}{\sqrt{\frac{L^2}{R^2}-\sin^2\theta}} - \frac{R\,\sin^2\theta}{\sqrt{\frac{L^2}{R^2}-\sin^2\theta}}\right) \quad (2.12)$$

Bu bağlamda kompresör sisteminin kinematik analizi analitik olarak tamamlanmıştır

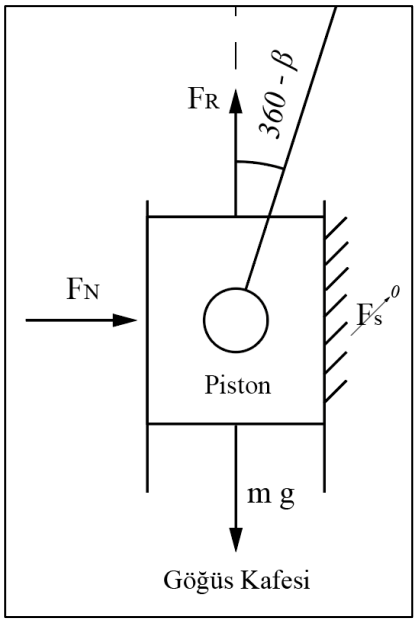
2.3 Kuvvet Analizi

Kompresör sisteminin kuvvet analiz hesaplamaları için krank kolu ile biyel kolu arasındaki kinematik bağlantı üzerine yerleştirilen (x',y',z') koordinat sisteminde pistondan biyel koluna aktarılan kuvvet F_C, koordinat sistemi üzerinde oluşan teğet kuvvet ise F_t olarak Şekil 2.3'de görülebileceği gibi tanımlanmıştır. Bu noktada krank kütle merkezi sabit dönme merkezinde olduğu ve biyel kolu kütle kuvvet etkisinin piston üzerine etkiyen kuvvetlere göre küçük olması nedeni ile krank ve biyel kütleleri hesaplamalarda ihmal edilmiştir.



Şekil 2.3 Krank Kolu ile Biyel Kolu Üzerindeki Kuvvetler

Kompresör pistonuna hastanın göğüs kafesinden uygulanan reaksiyon kuvveti F_R olarak adlandırılırken, pistonda oluşacak sürtünme kuvveti F_s çalışmanın ilerleyen sürecindeki hesaplamaları için 0 olarak kabul edilmiştir. Kompresyonu sağlayan piston üzerinde oluşan kuvvetler şekil 2.4'te görülebilir.



Şekil 2.4 Biyel Kolu ile Kompresör Pistonu Üzerindeki Kuvvetler

Kompresör pistonu üzerinde oluşan toplam kuvvet denklem 2.13'te gösterilmiştir:

$$\sum F = 0 = F_c \cos(360 - \beta) + m\ g - F_s - F_R \tag{2.13}$$

Kompresör pistonu ile biyel kolu arasında oluşan F_C kuvveti ile hastanın göğüs kafesinin pistona uyguladığı reaksiyon kuvveti arasındaki ilişki 2.14-2.15 denklemlerinde gösterilmiştir.

$$F_C\ \cos(360 - \beta) = F_R - mg \tag{2.14}$$

$$F_C = \frac{F_R - mg}{\cos\beta} \tag{2.15}$$

Piston üzerinde oluşan normal kuvvet F_N değerinin hesaplanması 2.16-2.17 denklemlerinde belirtilmiştir:

$$F_C \sin(360 - \beta) = F_N \tag{2.16}$$

$$F_N = (mg - F_R)\tan\beta \tag{2.17}$$

Biyel kolundan krank koluna aktarılan kuvvet değeri F_K, denklem 2.18-2.19'da çözümlenmiştir:

$$F_K = F_C \cos(360 - \beta + \theta) = F_C \cos(\theta - \beta) \quad (2.18)$$

$$F_K = (F_R - mg)\cos\theta + (F_R - mg)(\sin\theta \tan\beta) \quad (2.19)$$

Krank kolu ve biyel kolu arasında oluşan teğet kuvvet F_t değerinin hesaplamaları denklem 2.20'de görülebilir:

$$F_t = F_C \sin(360 - \beta + \theta) = -F_C \sin(\beta - \theta) = \frac{mg - F_R}{\cos\beta} \sin(\beta - \theta) \quad (2.20)$$

Kompresör sisteminin teğet kuvvetinin de hesaplanmasının ardından sistemde oluşan tork değeri T'nin denklemi 2.21'de tanımlanmıştır:

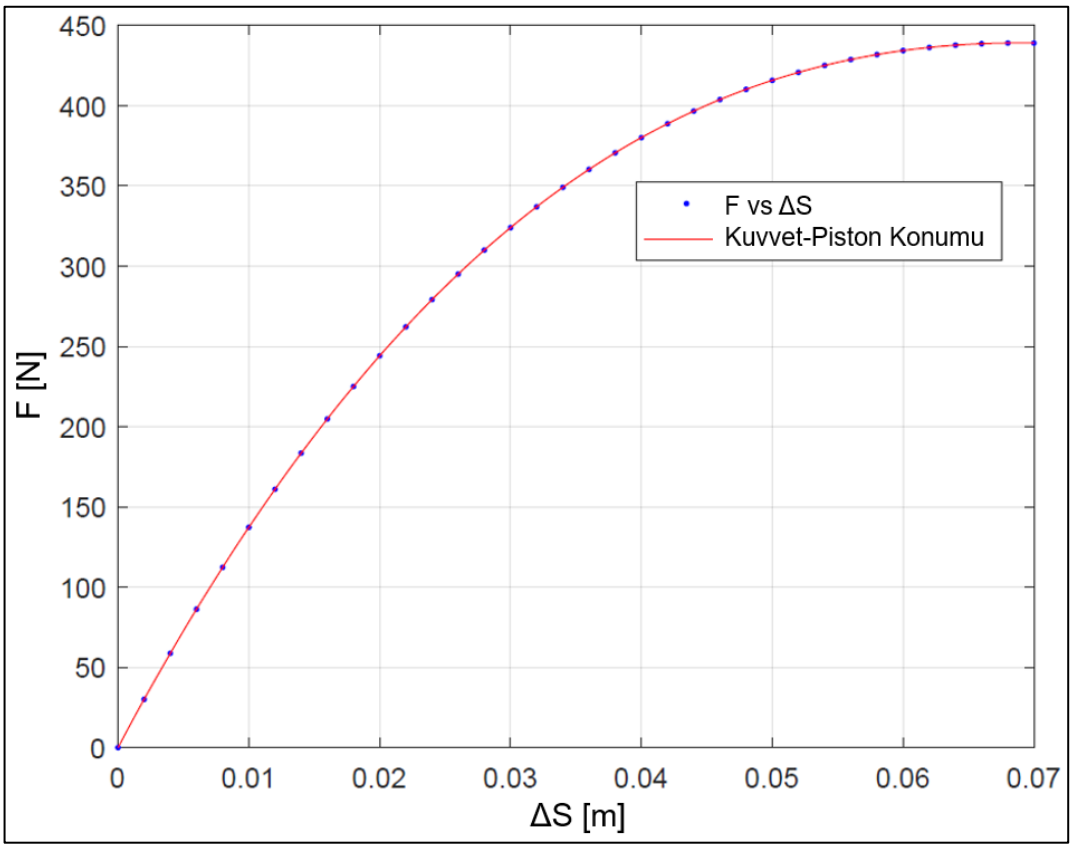
$$T = -F_t\, R = \frac{F_R - mg}{\cos\beta} \sin(\beta - \theta)\; R \quad (2.21)$$

Kompresyon eylemi için gerekli olan tork değerinin analitik olarak hesaplanması ile kuvvet analizi tamamlanmıştır.

2.4 İdeal Göğüs Kompresyon Kuvveti ve Derinliğinin Hesaplanması

Kuvvet analizin tamamlanmasının ardından göğüs kafesinde uygulanan kompresyonun verimli derinlikte olabilmesi için uygulanması gereken kuvvetler ile kompresör pistonunun yer değiştirmesi olan S değeri arasında bulunan ilişkinin bilinmesi gerekmektedir. Tork değeri hesaplamalarında kullanabilmek adına göğüs kafesinde uygulanan kompresyonun yeterli derinliğe ulaşabilmesi için gereken kuvvetlerin bulunması ve bir denklem ile tanımlanması gerekmektedir. Liu'nun 2018'de yapmış olduğu çalışmada [19] 697 yetişkin hasta üzerinde kompresyon derinliği ve kuvveti değerleri incelenmiş ve en verimli sonuçların elde edileceği

değerlerin bulunabilmesi için korelasyon derecesi hesaplanmıştır. Liu'nun elde ettiği veriler ile göğüs kompresyon kuvveti ve uygulanan kuvvet doğrultusunda Matlab programında Şekil 2.5'te görülen polinom diyagramı oluşturulmuştur.



Şekil 2.5 İdeal Kompresyon Kuvveti ve Derinliği Polinom Diyagramı

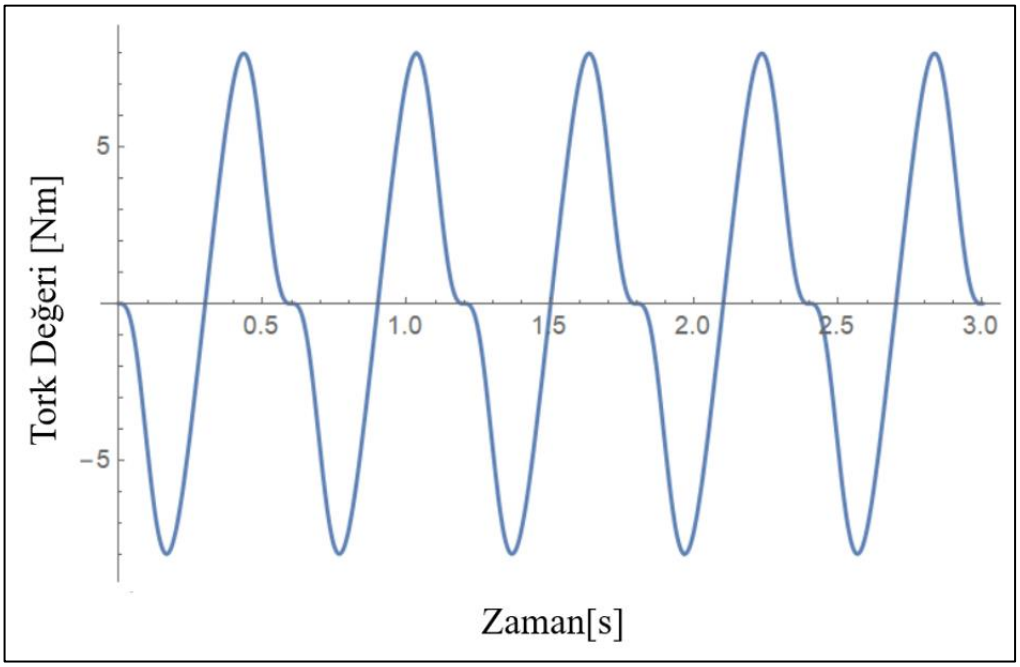
Oluşturulan diyagram kapsamında kuvvet ve konum arasındaki bağlantıyı açıklayan denklem elde edilmiştir,

$$F_R = 549351\ \Delta S^3 - 168149\ \Delta S^2 + 15350{,}1\ \Delta S \qquad (2.22)$$

Denklem 2.22 ilerleyen bölümlerde gerçekleştirilecek olan kompresör sisteminin benzetim çalışmasında kullanılacaktır.

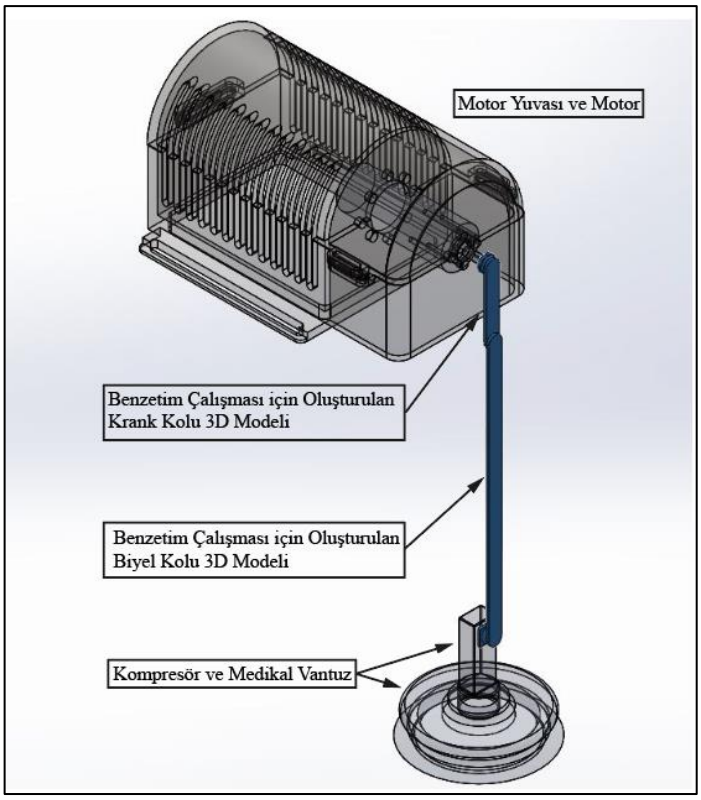
2.5 Matlab ve Mathematica Programında Kompresörün Benzetim Çalışması

İdeal göğüs kompresyon kuvveti ve piston konumu arasındaki matematiksel ilişkiyi ifade eden denklem elde edildikten sonra, analitik olarak bu denkleme göre gereken kompresyon torkunu hesaplamak için denklem 2.21 kullanılmıştır. Bu süreçte krank kolu açısal konumunun zamana göre değişimi $\theta(t)=10\pi t/3$ rad, krank kolu uzunluğu R=0.025m, biyel kolu uzunluğu L=0.1m ve piston kütlesi m=0.1 kg olarak kabul edilmiştir. Krank ve biyel kollarına ait kütleler, krank kütle merkezi sabit dönme merkezinde olduğu ve biyel kolu kütle kuvvet etkisinin piston üzerine etkiyen kuvvetlere göre küçük olması nedeni ile ihmal edilmiştir. Mathematica programında elde edilen kompresyon torku grafiği Şekil 2.6 te görülmektedir.



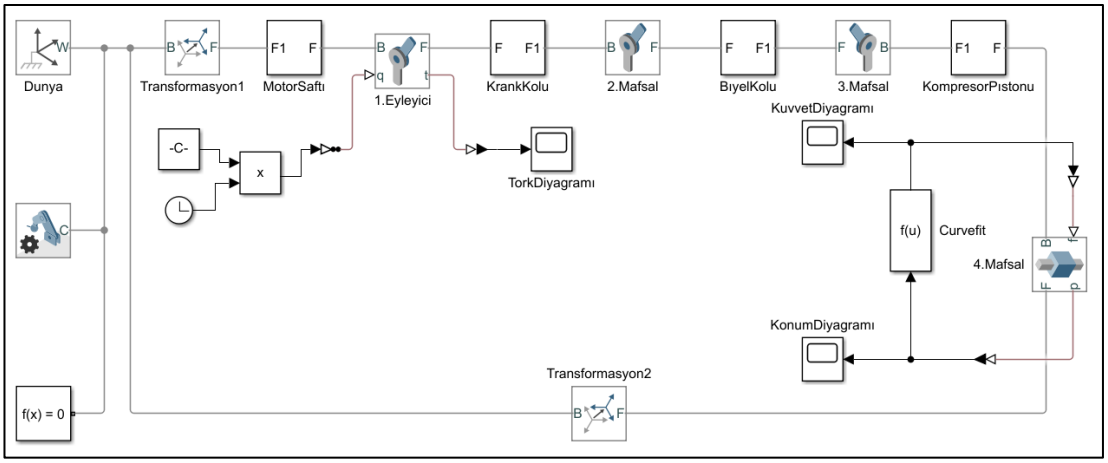
Şekil 2.6 T_{real} Kompresyon Torku Grafiği

Krank ve biyel kütleleri ihmal edilerek elde edilen analitik değerlerin doğrulamasının benzetim çalışması ile gerçekleştirilebilmesi için Matlab programı kullanılmıştır. Sistemin blok diyagramının Matlab'da oluşturulabilmesi için Solidworks programında kompresör sisteminin analitik hesaplamada kullanılan fiziksel büyüklüklere uygun olarak basit bir 3 boyutlu modellemesi Şekil 2.7'de görüldüğü gibi oluşturulmuştur.



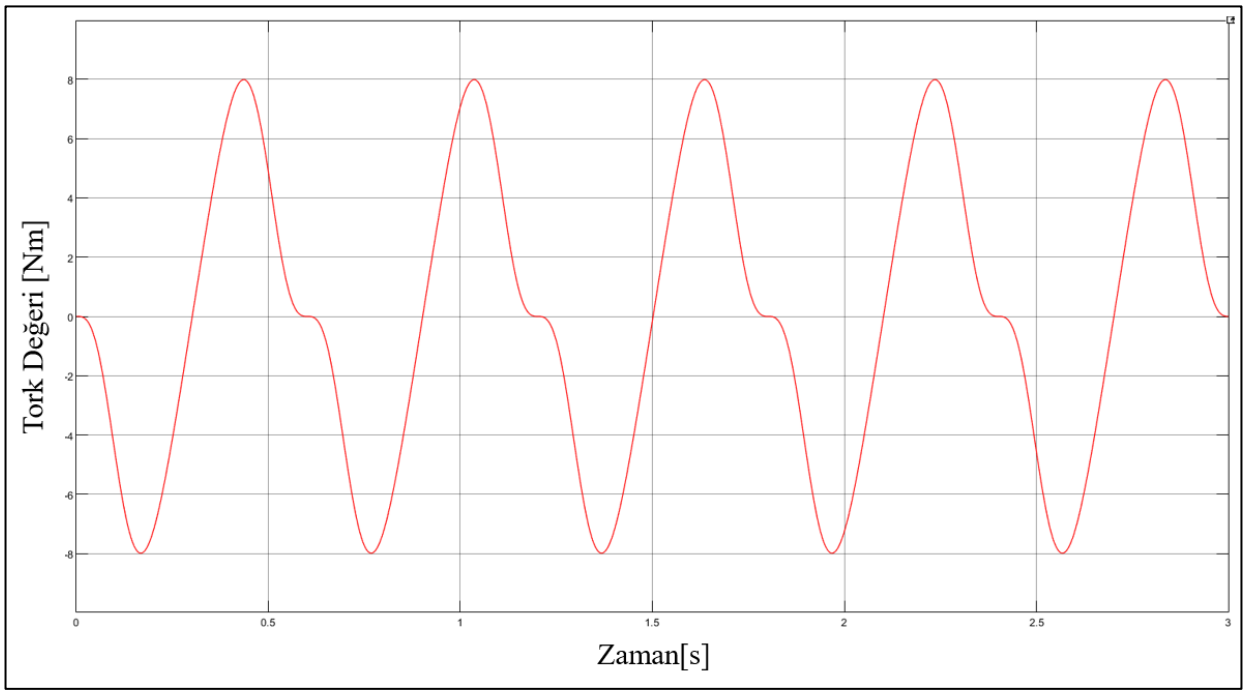
Şekil 2.7 Simülasyon için Oluşturulan 3 Boyutlu Krank-Biyel Sistemi

Basit 3 boyutlu modellemesi oluşturulan kompresör sisteminin programda yer alan Simulink aracı ile Matlab'a aktarılmasının ardından kabul edilen krank kolu açısal değişimine göre tork değerinin hesaplanması için oluşturulan blok diyagram Şekil 2.8'de görülebilir. Blok diyagramında 2.22 denkleminden elde edilen kuvvet değerleri kompresör pistonuna girdi olarak tanımlanmıştır.



Şekil 2.8 Tork Hesaplamaları için Oluşturulan Blok Diyagramı

Simülasyon sonucunda elde edilen T_{sim} tork değerleri şekil 2.9'da görülebilir.



Şekil 2.9 T_{sim} Tork Değerleri Grafiği

Programda benzetim çalışması ile elde edilen T_{sim} ve analitik olarak hesaplanan T_{real} değerleri incelendiğinde 2.21'de kuvvet analiz sonucu elde edilen tork denkleminin yeterli olduğu görülmüştür.

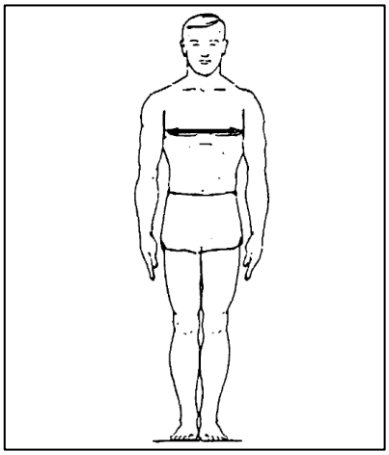
Bölüm 3

Elektromekanik Göğüs Kompresyon Sistemi Tasarımı

Teknolojinin günümüzde hızla gelişmesi sayesinde elektromekanik sistemlerin medikal alanlarla kullanımın her geçen gün arttığı görülmektedir. Elektromekanik sistemlerin hassas çalışabiliyor olması, çevik yapıdan oluşması ve yinelenebilir işlemleri yerine getirebilmesi gibi temel etkenleri medikal uygulamalarda kullanımını yaygınlaştırmıştır. Kalp masajı gibi kritik bir ilk yardım uygulamasında da geçmişten günümüze birçok farklı sistem ile göğüs kompresyon denemeleri yapılmış fakat tasarlanan modellerin kompakt tasarıma sahip olmaması, ağırlıklarının fazla olması, farklı fizyolojik ölçülere sahip hastalarda uygulanamaması gibi nedenlerden dolayı medikal uygulamalarda bu sistemlerin kullanımının olumsuz sonuçlar doğurabileceği öngörülmüştür. Belirtilen nedenlerden dolayı tasarlanan sistemlerin hasta üzerinde uygulaması gecikmekte ve ilk yardım uygulamasında kaybedilen zaman hastanın hayata geri dönüş ihtimalini düşürmektedir. İlk yardım uygulamasında göğüs kompresyonu gerçekleştirecek sistemlerin güvenli bir şekilde uygulanabilmesi için hafif, hasta üzerine kısa sürede yerleştirilebilen, kalp masajı normlarına uygun olacak şekilde kompresyonu sağlayan ve uzunca süreler uygulamayı devam ettiren sistemler geliştirilmeye başlanmıştır. Günümüze kadar geliştirilen otomatik ve manuel göğüs kompresyon cihazlarının avantajları ve dezavantajları göz önüne alınarak ilk yardım uygulamalarında kullanılabilecek elektromekanik göğüs kompresyon sisteminin tasarımının ve üretilmesinin gerçekleştirilmesi hedeflenmiştir. Bu kapsamda geliştirilen model ile kompakt, hafif, hasta üzerinde uygulanması kolay ve farklı fizyolojik ebatlara sahip hastalarda göğüs kompresyonunu sağlayabilen bir sistem oluşturulmuştur.

3.1 Sistemin Çalışma Hacminin Belirlenmesi

Tasarlanacak göğüs kompresyon sisteminin çalışma hacminin belirlenmesi için literatürdeki çalışmalar incelenmiş ve sistemin kalp masajını farklı vücut ölçülerine sahip bireylerde verimli bir şekilde gerçekleştirebilmesi için Gordon ve diğerlerinin 1989'da yapmış olduğu çalışmada [20] Amerikan ordusu personelinden elde ettiği göğüs kafesi derinliği ve göğüs kafesi genişliği ölçüleri dikkate alınarak sistemin çalışma hacmi belirlenmiştir. Belirtilen çalışmada göğüs kafesi genişliği ölçümü için referans alınan ölçüm pozisyonu Şekil 3.1'de görülebilir.



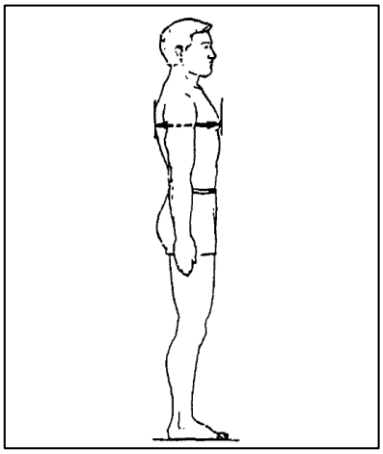
Şekil 3.1: Göğüs Kafesi Genişliği Ölçüm Pozisyonu [20]

Kadın ve erkek bireyler için elde edilen en yüksek ve en düşük göğüs kafesi genişliği değerlerini içeren sonuçlar Tablo 3.1'de görülebilir.

Tablo 3.1 Kadın ve erkek bireylerde göğüs kafesi genişliği ölçüleri [20]

	Göğüs Kafesi Genişliği Ölçüleri [mm]	
	Kadın	Erkek
En Düşük Ölçüm Değeri	222	257
En Yüksek Ölçüm Değeri	375	422

Yapılan çalışmada [20] göğüs kafesi derinliği ölçümü için referans alınan ölçüm pozisyonu ise Şekil 3.2'de görülebilir.



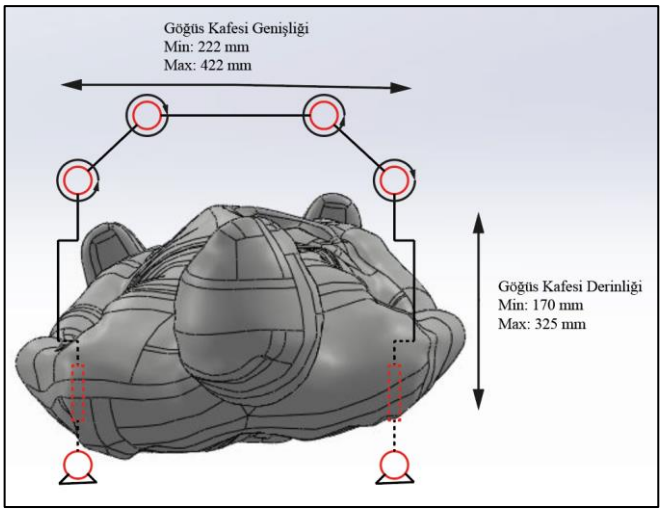
Şekil 3.2: Göğüs Kafesi Derinliği Ölçüm Pozisyonu [20]

Kadın ve erkek bireyler için elde edilen en yüksek ve en düşük göğüs kafesi derinliği değerlerini içeren sonuçlar Tablo 3.2'de görülebilir.

Tablo 3.2 Kadın ve erkek bireylerde göğüs kafesi derinliği ölçüleri [20]

	Göğüs Kafesi Derinliği Ölçüleri [mm]	
	Kadın	Erkek
En Düşük Ölçüm Değeri	170	185
En Yüksek Ölçüm Değeri	325	322

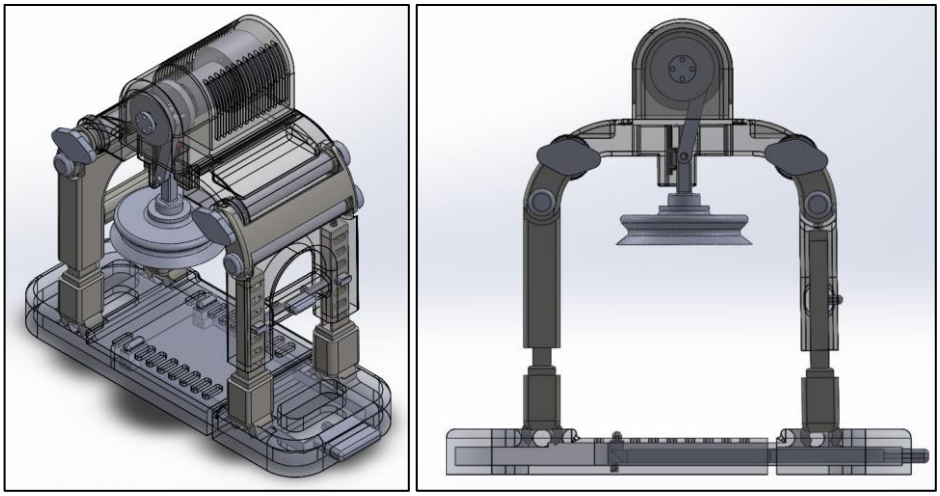
Göğüs kafesi derinliği için yapılan ölçümler incelendiğinde, tasarlanacak sistemin teleskopik uzuvları aracılığıyla kompresör pozisyonunun dikey eksende en az 170 mm ve en fazla 325 mm aralığında konumlandırılabilmesi amaçlanmaktadır. Bunun yanı sıra, farklı göğüs kafesi genişliklerine sahip bireyler için tasarlanacak sistem, kinematik bağlantılar sayesinde yatay eksende hareket ederek çalışma hacmini en az 222 mm ve en fazla 422 mm aralığında genişletebilecektir. Tasarlanması hedeflenen sistemin çalışma hacmi limitleri Şekil 3.3'de görülebilir.



Şekil 3.3: Göğüs Kompresyon Sistemi Çalışma Hacmi Limitleri

3.2 Sistem Tasarımı

Önceki bölümde çalışma hacmi belirlenen elektromekanik göğüs kompresyon sisteminin Solidworks programında oluşturulmuş 3 boyutlu tasarımı şekil 3.4'de görülebilmektedir. Sistem kompresör sistemi ve kompresör sistemine güç aktarımını sağlayan motorun yerleştirildiği motor yatağından, teleskopik tasarıma sahip dikey eksende hareket edebilen 2 destek sütunundan ve hastanın altına yerleştirilen platformdan oluşmaktadır.

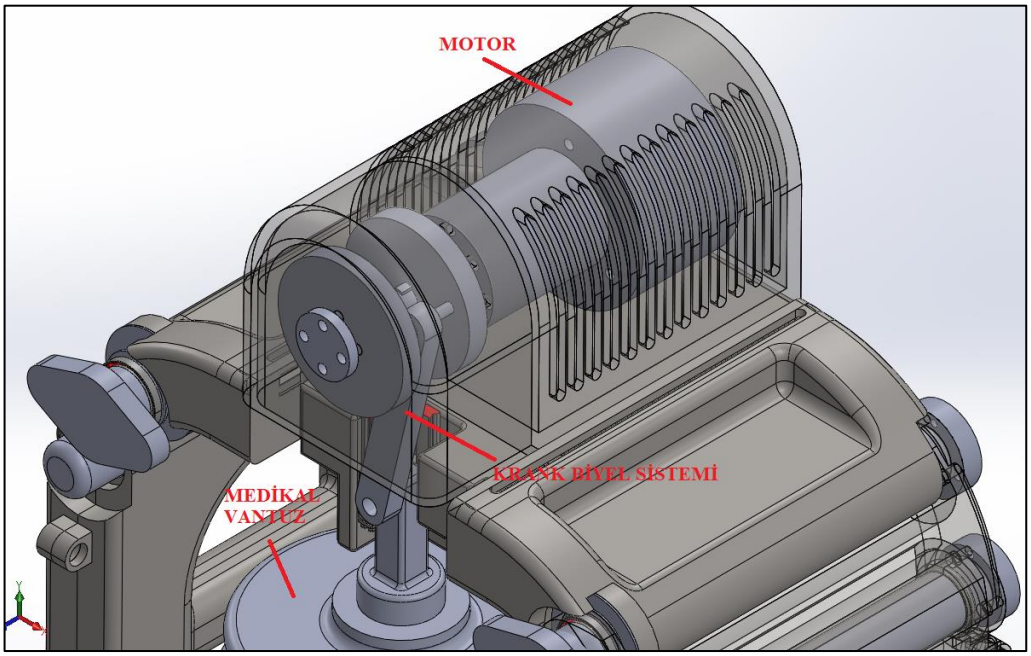


Şekil 3.4: Elektromekanik Göğüs Kompresyon Cihazı Tasarımı

Motor yatağı ve teleskopik sütunlar arasında bulunan kinematik bağlantılar sistemin yanal eksende genişleyebilmesine olanak sağlarken, teleskopik yapıya sahip sütun bağlantıları ise dikey eksende uzamayı gerçekleştirmektedir. Sistemin farklı ölçülerde ayarlanarak iri veya zayıf bireylerin üzerine yerleştirilebilmesi hedeflenmiştir. Sistem eyleyicisinin dakikada 120 kompresyon sağlayarak 9 Nm tork yükü uygulaması hedeflenmektedir. Bu sayede göğüs kafesinde 50mm kompresyon derinliği sağlanabilecektir.

3.2.1 Orta Gövde ve Motor Yuvası Tasarımı

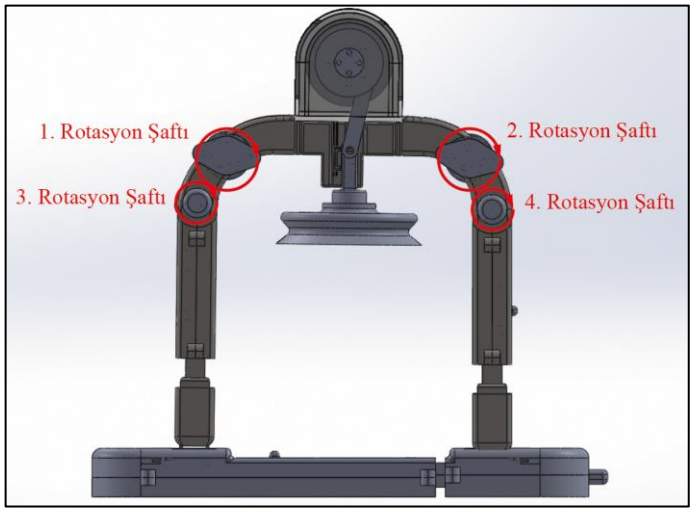
Sistemin orta gövde ve motor yuvası tasarımı gerçekleştirilirken ağırlık merkezinin piston konumunun bulunduğu eksende olmasına ve verimli kompresyon için göğüs kafesinde kalp masajının gerçekleştirileceği konuma yerleştirilmesine dikkat edilmiştir. Motor yuvası kızaklı olarak orta gövdeye bağlanmakta ve civatalar ile sabitlenmektedir. Krank biyel mekanizmasının kompresörü orta gövdeye sabitlenen raylar üzerinde doğrusal hareketi sağlayarak kompresyonu gerçekleştirmektedir. Şekil 3.5'de sistemin orta gövdesi ve motor yuvasının izometrik görüntüsü görülebilir.



Şekil 3.5: Sistemin Motor Yuvası ve Orta Gövdesi

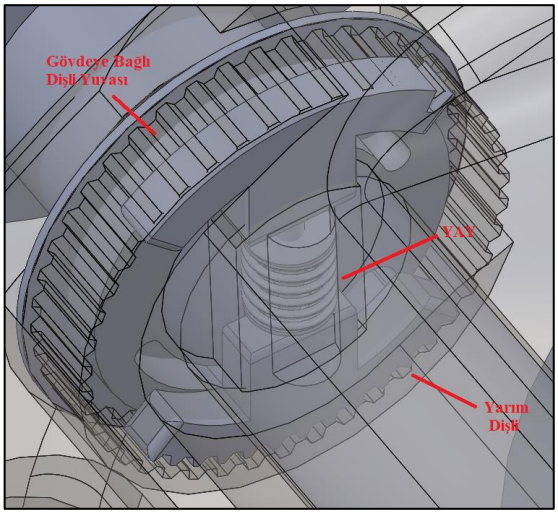
3.2.2 Kinematik Bağlantılar ve Kilit Sistemi Tasarımı

Orta gövdeyi teleskopik sütunlara bağlayan kinematik bağlantılar yapısında bulunan 4 şaft ile Şekil 3.6'te görülebileceği gibi rotasyon sağlayarak sistemin yanal eksende genişlemesine ve geniş göğüs kafesine sahip bireylerde göğüs kompresyonun uygulanması için sistemin elverişli hale gelmesine olanak sağlamaktadır.



Şekil 3.6 Kinematik Bağlantılar

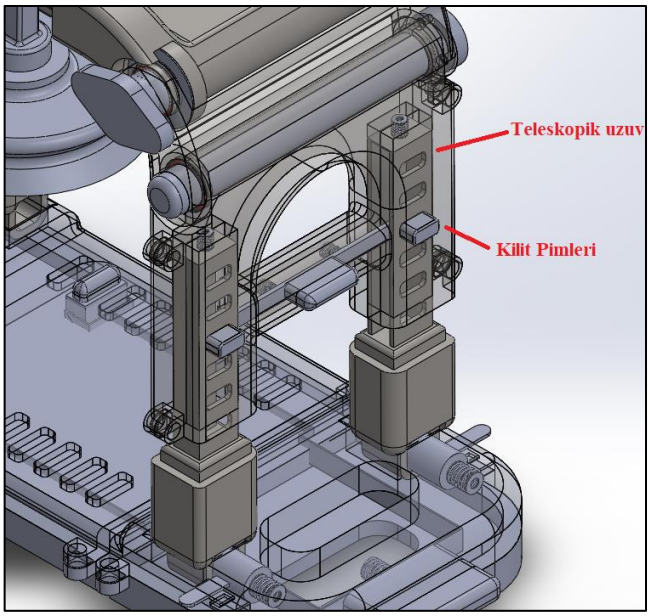
Sistem kompresyon için uygun ölçülere getirildiğinde Şekil 3.7'de görülen geometrik bağlantılı hareket eden iki yarım çark ortasında bulunan yaylı sistem ile yukarı ve aşağı yönde hareket ederek gövdede bulunan dişlilere kenetlenip sistemin kompresyon sırasında hareket etmesine engel olmaktadır.



Şekil 3.7 Kinematik Bağlantıların Kilit Sistemi

3.2.3 Teleskopik Sütunların Tasarımı

Farklı vücut ölçülerine sahip hastalarda sistemin uygulanabilmesi için tasarım çalışmaları gerçekleştirilen teleskopik sütunlar, sistemin dikey eksende uzamasına veya kısalmasına olanak sağlamaktadır. Kilit pimleri ile teleskopik uzantıların uzaması sağlık personeli tarafından istenilen ölçüler elde edildiğinde durdurulabilmektedir. Kilit pimleri ve teleskopik destek sütununun 3 boyutlu tasarımı gerçekleştirilmiş modelinin görseli Şekil 3.8'de görülebilir.



Şekil 3.8: Sistemin Teleskop Destek Sütunları

Bölüm 4

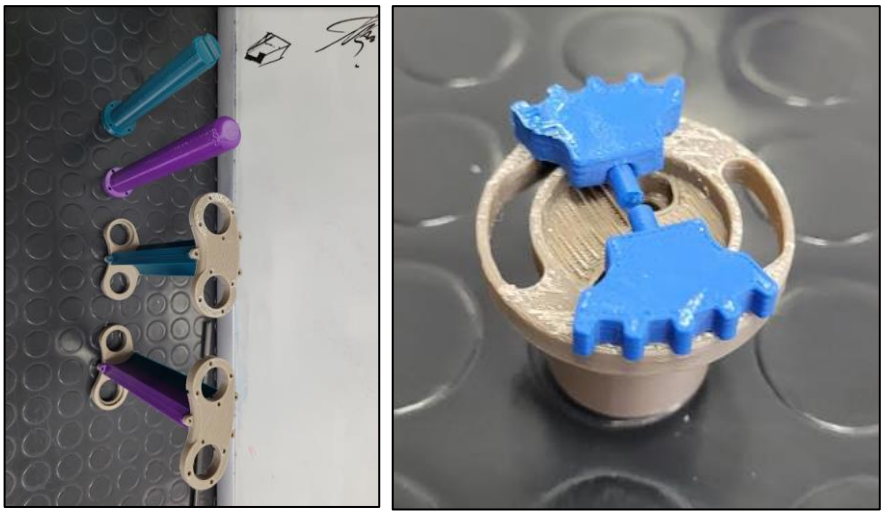
Prototip Üretimi ve Hasta Üzerinde Uygulanma Yöntemi

Üretilen göğüs kompresyon cihazının hızlı prototipleme ile üretimi, 3 boyutlu tasarımın tamamlanmasının ardından PLA ve ABS malzemelerinin kullanımıyla gerçekleştirilmiştir. Bu işlemde, Zortrax yazıcısı kullanılarak yüksek hassasiyetli prototip üretimi sağlanmıştır. Bu yaklaşım, ürün tasarımı ve geliştirme sürecinde zaman ve maliyet tasarrufu, parçaların hızlı bir şekilde üretilebilmesi, tasarım hatalarının erken aşamalarda tespit edilmesi ve düzeltilebilmesi ayrıca üretim maliyetlerinin azaltılmasına olanak tanımıştır.

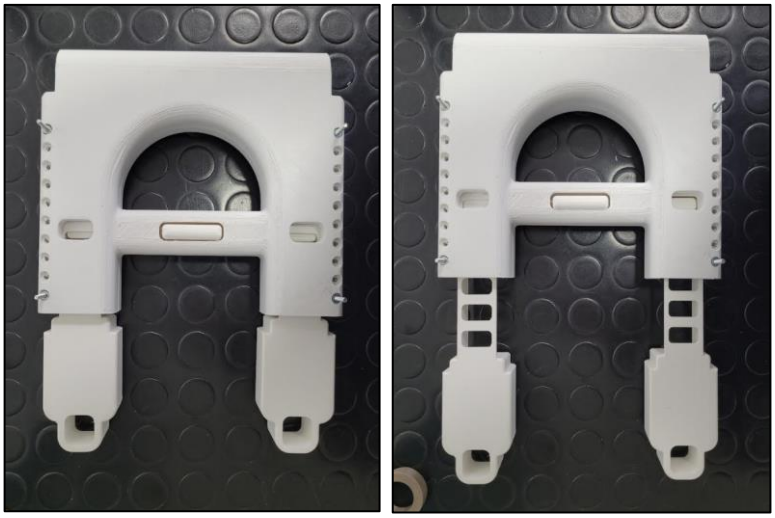
4.1 Prototip Üretimi

Önceki bölümde bahsedilen hızlı prototipleme ile üretimi gerçekleştirilmiş parçaların görselleri 4.1-4.4 Şekillerinde görülebilir.

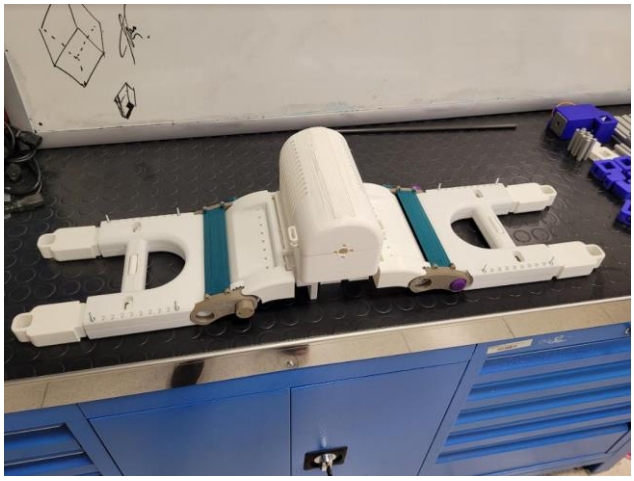
Şekil 4.1 Orta Gövde ve Motor Yuvası Prototipi



Şekil 4.2 Kinematik Bağlantı ve Kilit Sistemi Prototipi



Şekil 4.3 Teleskopik Sütun Prototipi



Şekil 4.4 Prototipin Bütün Hali

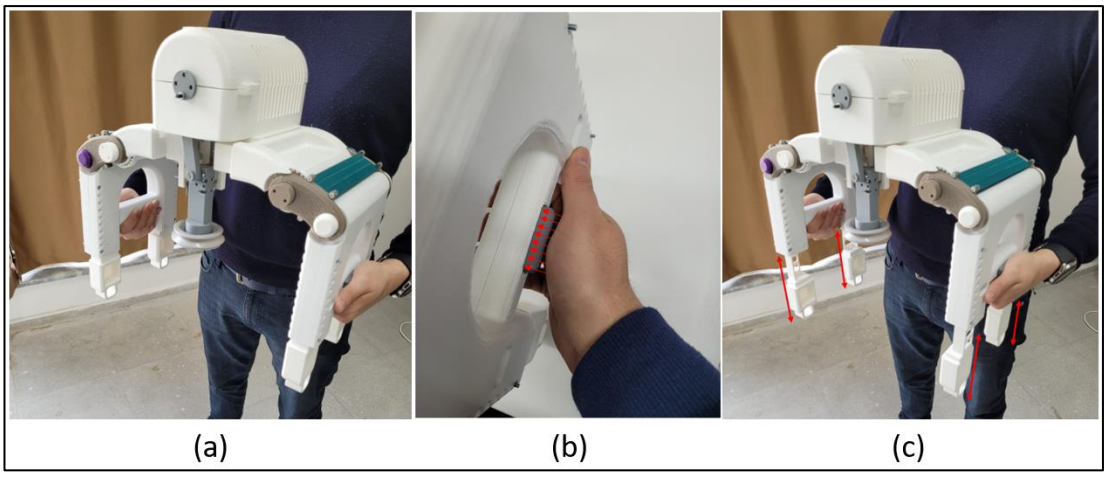
4.2 Eyleyici ve Elektromekanik Sistemlerin Montajı

4.2.1 Prototipin Hasta Üzerinde Uygulanma Yöntemi

Göğüs kompresyon sisteminin prototipi tamamlandıktan sonra, sistemin hasta üzerinde uygulanma yöntemi ve süresinin belirlenmesi için prototip üzerinde deneyler yapılmıştır. Sistemin hasta üzerinde uygulanması, düz platformunun hasta altına yerleştirilmesinin ardından göğüs kompresyon sisteminin kinematik bağlantı kilitlerinin Şekil 4.5'te görülebileceği gibi saat yönünde çevrilerek kilit çarklarının serbest bırakılmasıyla başlamaktadır. Bu sayede, sistemin yatay eksende çalışma hacmi ayarlanabilir hale getirilerek farklı göğüs kafesi genişliği ölçülerine sahip hastalarda uygulanabilirliği sağlanmaktadır.

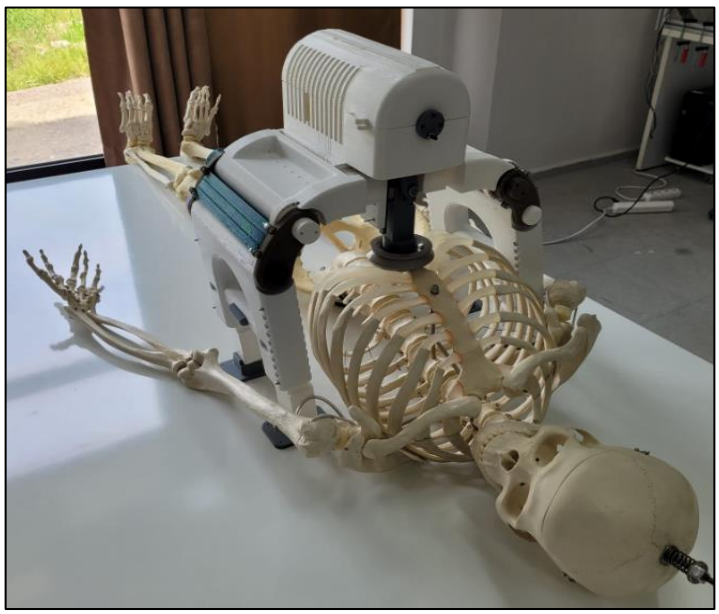
Şekil 4.5 Kinematik Bağlantı Kilit Sisteminin Serbest Bırakılması

Yatay eksende çalışma hacmi ayarlanabilir hale getirilen sistemin dikey eksende hareket edebilmesi için, hasta üzerinde yerleştirilmeden önce Şekil 4.6'da görülebileceği gibi teleskopik destek sütunlarının kilitleri serbest bırakılarak ayarlanabilir hale getirilir. Bu yöntemle farklı göğüs kafesi derinliği ölçüsüne sahip bireylerde sistemin uygulanabilirliğine olanak sağlanmaktadır.



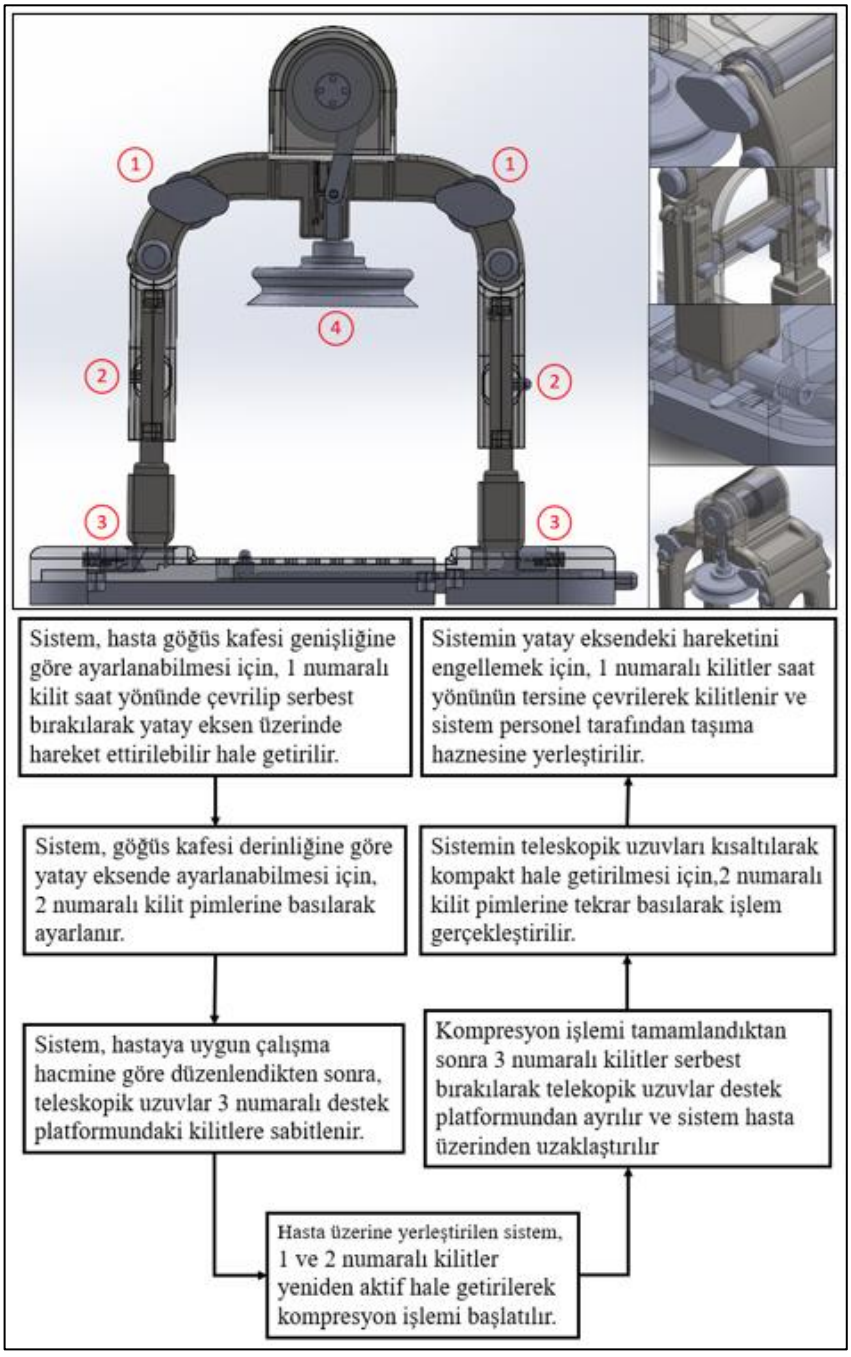
Şekil 4.6 Teleskopik Destek Sütunu Kilit Sisteminin Serbest Bırakılması (a) Sistemin hasta üzerinde konumlandırılması (b) Kilit pimlerinin serbest bırakılması için kilit tuşuna basılması (c) Teleskopik uzuvların serbest kalarak dikey düzlemde uzaması

Kilit mekanizmaları serbest durumda bulunan sistem, hasta üzerinde kompresörün göğüs kafesine konumlandırılması için yerleştirilir ve hastanın altında bulunan düz platforma bağlanır. Sonrasında kilit sistemleri tekrar aktif hale getirilir ve motor kompresyon işlemi için başlatılır. Kompresyon sisteminin insan anatomik yapısına uygun olarak oluşturulmuş iskelet modeli üzerine yerleştirilmiş hali Şekil 4.7'de görülebilir.



Şekil 4.7 Sistemin İskelet Modeli Üzerinde Konumlandırılması

Sistemin hasta üzerinde uygulanmasının akış diyagramı Şekil 4.8'de görülebilir.

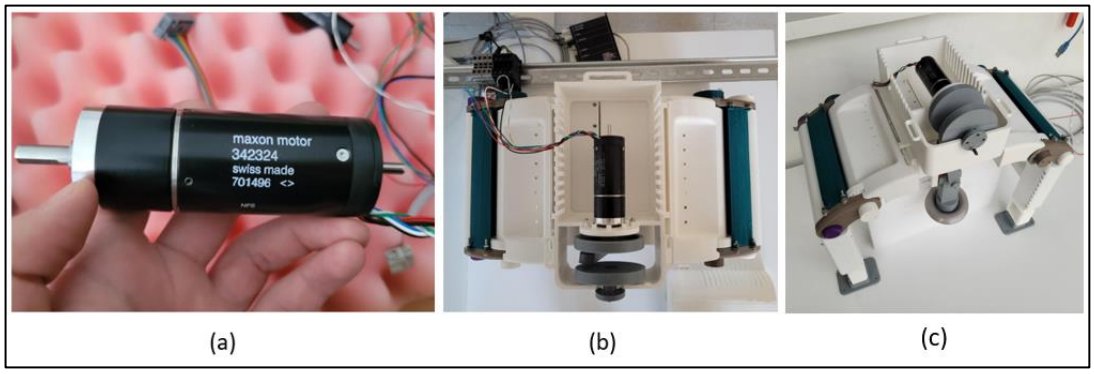


Şekil 4.8 Sistemin hasta üzerinde uygulama akış diyagramı

Sistemin hasta üzerinde uygulanma süresinin belirlenmesi için prototip ile yapılan denemelerde kompresyon işlemine 15 saniyelik uygulama süresinden sonra başlandığı gözlemlenmiştir.

4.2.2 Eyleyici ile Hareket Kontrol Çalışmaları

Sistemin prototip üretimi tamamlandıktan ve parçaların montajı yapıldıktan sonra, kompresör sistemi için hareket kontrolü sağlamak üzere EC Maxon motor kullanılmıştır. Sisteme monte edilmiş olan EC motorunun görüntüsü Şekil 4.9'da görülebilir.



Şekil 4.9 Motor ile Prototip Montajı (a) Hareket kontrol çalışmaları için seçilen EC Maxon Motor (b) Montajın üstten görüntüsü (c) Montajın izometrik görüntüsü

Motorun sisteme montajlanmasının ardından hareket kontrol çalışmaları için Şekil 4.10'da gösterilen EPOS 2 kontrolcüsü kullanılmıştır.

Şekil 4.10 EPOS 2 Kontrolcü

EPOS Studio programında hız modundan dakikadaki tur sayısı ayarlanarak sırası ile 30rpm, 60rpm ve 120 rpm ile kompresör sistemi denenmiş ve istenen kompresyon

hareketinin sağlandığı gözlemlenerek kontrol çalışması sorunsuz bir şekilde sonlandırılmıştır. Kompresyonu gerçekleştirecek kompresör sisteminin hareket çalışmalarında oluşturduğu pozisyonların görselleri Şekil 4.11'de görülebilir.

Şekil 4.11 Hareket Kontrol Çalışmalarında Kompresör Pozisyonları

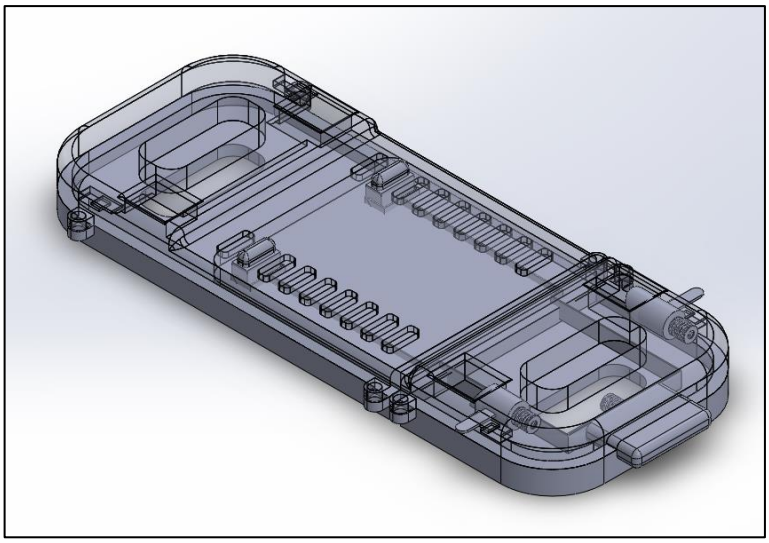
Bölüm 5

Sonuçlar

İnsan etkileşiminin medikal uygulamalarında ağırlıklı olarak yer alan iş birlikçi ve yardımcı elektromekanik sistemlerin hassas çalışabiliyor olması, çevik yapıdan oluşması ve yinelenebilir işlemleri yerine getirebilmesi gibi özellikleri sağlık alanında kullanımının yaygınlaşmasına neden olmaktadır. Kalp masajı gibi kritik bir ilk yardım uygulamasında ise sağlık personeli üzerinde oluşan iş gücünün hafifletilmesi ve kalp masajının verimliliğinin arttırılabilmesi için tarihte birçok farklı göğüs kompresyon sistemi üzerinde çalışmaların yapıldığı gözlemlenmiştir. Tez kapsamında, kalp masajı ilk yardım uygulaması sırasında sağlık personeli üzerinde oluşan iş yükünü azaltacak, farklı vücut ölçülerine sahip hastalarda hızlı ve güvenli bir şekilde uygulanabilecek elektrikle ve kalp masajı normlarına göre çalışan elektromekanik göğüs kompresyon sisteminin tasarımı ve geliştirilmesi hedeflenmiştir.

Bu doğrultuda, çalışma kapsamında ilk olarak kompresyonu sağlayacak doğrusal hareketi sağlayan elektromekanik kompresör sistemi seçilip, kinematik ve kuvvet analizleri parametrik olarak oluşturulmuş ve literatürde bulunan veriler ile benzetim çalışması gerçekleştirilerek kalp masajı için gerekli olan ideal tork değeri hesaplanmıştır. Analiz çalışmalarına paralel olarak elektromekanik göğüs kompresyon sisteminin yapısı kurgulanmış, dikey ve yatay eksende hareket edebilen farklı vücut ölçülerine sahip hastalarda kalp masajına sağlayabilecek bir sistemin tasarımı ve prototip üretimi gerçekleştirilip üretilen prototip sisteminin kompresör hareket kontrol çalışmaları tamamlanmıştır.

Tez kapsamında yapılan çalışmanın ileriki sürecinde, Şekil 5.1'de yer alan 3 boyutlu tasarımı tamamlanan göğüs kompresyon mekanizması ve hastanın altına yerleştirilecek teleskopik tasarıma sahip yatay eksende hastanın göğüs kafesi genişliği ölçülerine göre uyarlanabilen destek platformunun prototip üretimi sağlanacaktır.



Şekil 5.1 Destek Platformunun 3 Boyutlu Tasarımı

Platformda görülebilecek tasarım hatalarının giderilmesi doğrulandıktan sonra, göğüs kompresyon mekanizması ve bağlantı platformunun endüstriyel seviyede üretimi gerçekleştirilecek ve cansız kalp masajı mankeninde kompresyon testi uygulanacaktır. Kompresyon sürecinde kalp masajı mankenine enjekte edilecek yapay kanın basınç değerleri incelenecek ve sistemin etkinliği değerlendirilecektir. Ek olarak, kontrolcüler ve sensörlerin kullanımı sayesinde hastanın anlık sağlık verileri takip edilebilecek ve bu verilerin sağlıklı olduğu durumlarda sistemin kendini otonom bir şekilde kapatarak kompresyona son vermesi hedeflenecektir.

Kaynaklar

[1] Sugerman N, Edelson D, Leary M, Weidman E, Herzberg D,Vaden Hoeg T ve diğ. Rescuer fatigue during actual in-hospital cardiopulmonary resuscitation with audiovisual feedback: A prospective multicenter study. Resuscitation 2009; 80(9): 981-984.

[2] Kouwenhowen W, Jude J, Knickerbocker G. CLOSED-CHEST CARDIAC MASSAGE. J.A.M.A 1960; 173(10): 1064-1067.

[3] Shultz J, Coffeeen P, Sweeney M, Detloff B, Kehler C, Pineda E ve diğ. Evaluation of Standard and Active Compression-Decompression CPR in an Acute Human Model of Ventricular Fibrillation. Circulation 1994; 89(2): 684-693

[4] Wik L. Automatic and manual mechanical external chest compression devices for cardiopulmonary resuscitation. Resuscitation 2000; 47: 7-25

[5] Harrison-Paul R. A history of mechanical devices for providing external chest compressions. Resuscitation 2007; 73: 330-336

[6] Chun N. CARDIAC CPR MECHANISM. United States Patent 4915095. 1990

[7] Niemann J, Rosborough J, Kassabian J, Salami B. A new device producing manual sternal compression with thoracic constraint for cardiopulmonary resuscitation. Resuscitation 2006; 69: 295-301

[8] Tang W, Weil M, Schock R, Sato Y, Lucas J, Shije S ve diğ. Phased chest and abdominal compression-decompression: A new option for cardiopulmonary resuscitation. Circulation 1997; 95: 1335-1340

[9] Gassler H, Ventzke M, Lampl L, Helm M. Transport with ongoing resuscitation: A comparison between manual and mechanical compression. Emerg Med J 2013; 30: 589-592

[10] Kümmerle S. Cardiopulmonale Reanimation während eines simulierten Rettungseinsatzes mit Hubschraubertransport: Sind Reanimationsgeräte eine effektive Alternative zur manuellen Herzdruckmassage? Universität Ulm 2018

[11] Kovic I, Lulic I. Mobile phone in the Chain of Survival. Resuscitation 2011; 82(6): 776-779

[12] Taylor G, Rubin R, Tucker M, Leon Greene H, Rudikoff M, Weisfeldt M. External Cardiac Compression A Randomized Comparison of Mechanical and Manual Techniques. J.A.M.A 1978; 240(7): 644-646

[13] Bailey R, Browse N, Keating V. AUTOMATIC EXTERNAL CARDIAC MASSAGE: A PORTABLE PNEUMATIC EXTERNAL CARDIAC COMPRESSION MACHINE. Heart 1964; 26(4): 481-489

[14] Dilkes M, Hill A, Mckelvie P, Mcneill J, Monks P, Hollamby R ve diğ. THE HAYEK OSCILLATOR: A NEW METHOD OF VENTILATION IN MICROLARYNGEALSURGERY. Ann Otol Rhinol Laryngol 1993; 102: 455-458

[15] Steen S, Liao Q, Pierre L, Paskevicious A, Sjöberg T. Evaluation of LUCAS, a new device for automatic mechanical compression and active decompression resuscitation. Resuscitation 2002; 55: 285-299

[16] Krep H, Mamier M, Breil M, Heister U, Fischer M, Hoeft A. Out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation with the AutoPulse™ system: A prospective observational study with a new load-distributing band chest compression device. Resuscitation (2007) 73(1) 86-95.

[17] Liang L, Li Z, Chen R, Liu S, Zhou T, Jiang L ve diğ. Compression depth of 30 mm has similar efficacy and fewer complications versus 50 mm during mechanical chest compression with miniaturized chest compressor in a porcine model of cardiac arrest. Journal of Thoracic Disease 2021; 13(10): 5788-5798

[18] Yedukondalu G, Srinath A, Suresh Kumar J. Mechanical chest compression with a medical parallel manipulator for cardiopulmonary resuscitation. International

Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery 2015; 11(4): 448-457

[19] Liu C. Abstract 14196: Are Excessive Forces Needed to Reach Targeted Compression Depth for Cardiopulmonary Resuscitation? Circulation 2017; 196: A14196

[20] Gordon C, Churchill T, Clauser C, Bradtmiller B, Mcconville J, Tebbetts I et al. 1988 ANTHROPOMETRIC SURVEY OF U.S. ARMY PERSONNEL: METHODS AND SUMMARY STATISTICS. Defense Technical Information Center 1990; 649

T.C.

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektromekanik Göğüs Kompresyon Sisteminin Tasarımı ve Geliştirilmesi

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Emin Burak Gezer

ORCID 0000-0002-7277-799X

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Erkin Gezgin

Tez Eş Danışmanı: Doç. Dr Utku Kürşat Ercan

Nisan 2023

GEZER	Elektromekanik Göğüs Kompresyon Sisteminin Tasarımı ve Geliştirilmesi	YÜKSEK LİSANS TEZİ	2023

Özgeçmiş

Adı Soyadı: Emin Burak Gezer

Eğitim:

2013–2019 İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi, Makine Müh. Bölümü

İş Deneyimi:

2020-2023 – Ürün Geliştirme Mühendisi – CMS Jant ve Makine Sanayi A.Ş.

Yayınlar (varsa):

1. Gezgin E, Özbek S, Güzin D, Ağbaş OE, Gezer EB. Structural design of a positioning spherical parallel manipulator to be utilized in brain biopsy. Int J Med Robotics Comput Assist Surg. 2019;15:e2011

2. Aydın L, Gezer EB, Savran M, Ayakdaş O, Küçükdoğan N, Öztürk S. A Comparative Study of Crashworthiness Optimization of Vehicle by Using Stochastic Methods. Hezarfen International Science, Mathematics and Engineering Sciences Congress 2019; 552-561

3. Gezgin E, Ercan UK, Gezer EB. Design and Development of a Robotic Chest Compression System. Balkan 7'th International Conference on Applied Sciences 2023; 79-82