



Design and simulation of a novel high acceleration chest compression

Ahmet Kağızman^{1,3*} , Volkan Sezer^{2,3} 

¹Department of Mechatronic Engineering, Institute of Science, Istanbul Technical University, 34467, Istanbul, Türkiye

²Department of Control and Automation Engineering, Faculty of Electrical and Electronics, Istanbul Technical University, 34467, Istanbul, Türkiye

³Smart and Autonomous Systems Laboratory, Faculty of Electrical and Electronics, Istanbul Technical University, Ayazaga Campus, 34467, Istanbul, Türkiye

Highlights:

- The piston mechanism consisting of a double slider crank and dynamic conrod can provide high acceleration CPR
- The proposed CPR device can provide a high initial momentum during chest compression
- The mathematical model with the flexibility factor can be used to model different CPR devices

Keywords:

- High acceleration CPR
- Double slider crank
- Mechanical CPR
- Mechanical chest compression
- Pulsatile blood flow

Article Info:

Research Article

Received: 06.09.2021

Accepted: 18.06.2023

DOI:

10.17341/gazimmfd.991756

Correspondence:

Author: Ahmet Kağızman
e-mail: kagizman@itu.edu.tr
phone: +90 505 967 4091

Graphical/Tabular Abstract

The outcomes derived from the mathematical model and motion simulation of the recommended CardIS device are quietly close. Furthermore, it has been observed that the CardIS device exhibits a higher initial velocity in comparison to the Corpuls and LUCAS-2 devices (Figure A).

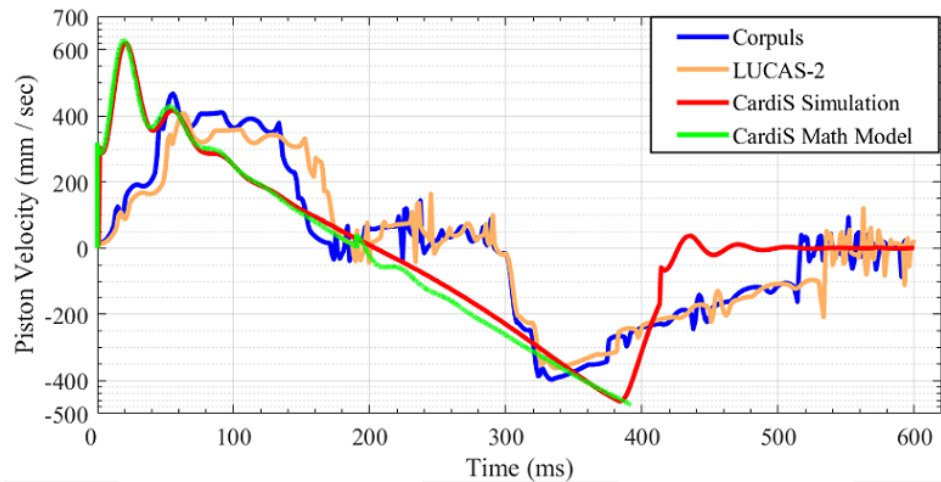


Figure A. The piston velocity results of Corpuls, LUCAS-2, and proposed CardIS devices.

Purpose:

The main objective of this study is to design and simulate a chest compression device that achieves a high initial momentum and acceleration, thereby mimicking heartbeat, that is pulsatile blood flow.

Theory and Methods:

According to studies on the blood flow mechanism in CPR, high-impulse chest compression can directly initiate cardiac compression. This mechanism of blood flow is explained by the Cardiac Pump Theory. According to this theory, chest compressions with a high initial momentum and acceleration can result in blood flow measurements close to normal blood flow in CPR. According to mechanical models of the human chest, high inertial forces emerge with high acceleration chest compression that makes the design of a miniature mechanical chest compression device quite difficult. However, a special piston mechanism consisting of the flywheel, double slider crank, and dynamic connecting rod offers a practical solution to this problem.

Results:

According to the results obtained, CardIS reaches maximum compression speed of 0,628 m/s with an average piston acceleration of 29,5 m/s^2 , Corpuls reaches maximum compression speed of 0,467 m/s with an average piston acceleration of 8,49 m/s^2 , and LUCAS-2 reaches maximum compression speed of 0,409 m/s with an average piston acceleration of 6,49 m/s^2 . The instantaneous piston accelerations for CardIS, CORPULS, and LUCAS-2 take maximum values of 365 m/s^2 , 65 m/s^2 , and 50 m/s^2 , respectively.

Conclusion:

The CardIS chest compression device developed in this study provides higher initial momentum and initial acceleration than existing CPR technologies, thanks to its patented piston mechanism.



Yeni bir yüksek ivmeli göğüs kompresyon cihazının tasarımı ve simülasyonu

Ahmet Kağızman^{1,3*}, Volkan Sezer^{2,3}

¹İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Mekatronik Mühendisliği Bölümü, 34467 Maslak İstanbul, Türkiye

²İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektrik Elektronik Fakültesi, Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Bölümü, 34467, Maslak İstanbul, Türkiye

³Akıllı ve Otonom Sistemler Laboratuvarı (SASlab), İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektrik Elektronik Fakültesi, Ayazağa Kampüsü, 34467, Maslak, İstanbul, Türkiye

Ö N E Ç I K A N L A R

- Çift kaydırıcı krank ve dinamik biyelden oluşan piston mekanizması, yüksek ivmeli KPR sağlayabilir
- Önerilen KPR cihazı göğüs kompresyonu sırasında yüksek başlangıç momentumu sağlayabilir
- Esneklik faktörüne sahip matematiksel model, farklı KPR cihazlarının modellenmesinde kullanılabilir

Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi
Geliş: 06.09.2021
Kabul: 18.06.2023

DOI:

10.17341/gazimmfd.991756

Anahtar Kelimeler:

Yüksek ivmeli KPR,
çift kaydırıcı krank,
mekanik KPR,
mekanik göğüs
kompresyonu,
pulsatil kan akışı

ÖZ

Kalp durması için bir tıbbi müdahale yöntemi olan Kardiyopulmoner Resusitasyon (KPR), hayati organlara kan akışını sağlayan etkili göğüs kompresyonları gerektirir. Amerikan Kalp Derneği (AHA) yönergelerine göre önerilen KPR tekniği standart manuel KPR'dir. Ancak son yıllarda, daha tutarlı göğüs kompresyonu elde etmek için birçok farklı mekanik KPR teknolojisi geliştirilmiştir. Bu teknolojiler, AHA yönergelerinde belirtilen manuel KPR parametrelerine ulaşabilseler de manuel KPR'den daha üstün oldukları henüz kanıtlanmamıştır. Makinelerin insanlardan neden daha üstün olamadığının olası bir açıklaması başlangıç momentumudur. İnsan üst vücut kütlesi, manuel KPR'de iyi bir momentum kaynağı olabilir ve yüksek başlangıç momentumlu göğüs kompresyonu, kanın daha etkili pompalanmasını sağlayabilir. Bu çalışmada, çift kaydırıcı krank ve dinamik biyelden oluşan yüksek başlangıç momentumlu ve yüksek ivmeli göğüs kompresyonu yapabilen özel piston mekanizmalı yeni bir KPR cihazı geliştirilmiştir. Pistondaki yüksek ivmelenmenin göğse daha yüksek oranda aktarılması için mevcut KPR cihazlarına göre daha sert bir iskelet yapısı tasarlanmıştır. Tasarlanan piston mekanizmasının göğüs modeli üzerindeki hareket simülasyonundan elde edilen yer değiştirme, hız ve ivme değerleri, matematiksel modele göre elde edilen sonuçlarla kıyaslandığında tutarlılık göstermiştir. Aynı simülasyon sonuçları başka bir çalışmadan elde edilen LUCAS-2 ve Corpuls cihazlarının deneysel gerçekleştirme sonuçları ile karşılaştırılmış ve önerilen mekanizmanın daha yüksek başlangıç momentumuna ve ivmeye sahip olduğu doğrulanmıştır.

Design and simulation of a novel high acceleration chest compression

H I G H L I G H T S

- The piston mechanism consisting of a double slider crank and dynamic conrod can provide high acceleration CPR
- The proposed CPR device can provide a high initial momentum during chest compression
- The mathematical model with the flexibility factor can be used to model different CPR devices

Article Info

Research Article
Received: 06.09.2021
Accepted: 18.06.2023

DOI:

10.17341/gazimmfd.991756

Keywords:

High acceleration CPR,
double slider crank,
mechanical CPR,
mechanical chest
compression,
pulsatile blood flow

ABSTRACT

Cardiopulmonary Resuscitation (CPR), a method of medical intervention for Cardiac Arrest, requires effective chest compressions that provide blood flow to vital organs. The recommended technique for CPR according to the American Heart Association (AHA) guidelines is standard manual CPR. However, many different mechanical CPR technologies have been developed in recent years, to achieve more consistent chest compression. Although these technologies can achieve the manual CPR parameters described in the AHA guidelines, they have not yet been proven to be superior to manual CPR. A potential explanation for why machines have not been able to be superior to humans is initial momentum. The human upper body mass can be a good source of momentum during manual CPR, and chest compression with high initial momentum can provide more effective blood flow. In this study, a novel CPR device with a special piston mechanism capable of high initial momentum and high acceleration chest compression consisting of a double slider-crank and dynamic conrod is developed. To enhance the transfer of high acceleration on the piston to the chest, a more rigid skeletal structure has been designed in comparison to the existing CPR devices. The displacement, velocity, and acceleration values obtained from the motion simulation of the designed piston mechanism on the chest model exhibited consistency when compared with the results obtained from the mathematical model. The same simulation results are compared with the experimental realization results of LUCAS-2 and Corpuls devices obtained from another study and it is confirmed that the proposed mechanism had higher initial momentum and acceleration.

1. Giriş (Introduction)

Kalp durması, 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]. Kalp durması için acil tıbbi müdahale yöntemi, temel olarak göğüs kompresyonlarından oluşan Kardiyopulmoner Resusitasyondur (KPR) [2]. KPR'nin amacı, göğüs kompresyonu yoluyla hayati organlara kan akışını sürdürmek ve kalbin şok edilebilir bir ritme ulaşmasını sağlamaktır [3]. Bu nedenle, göğüs kompresyonunun kalitesi, ani kalp durmasından sağ kalım için hayati öneme sahiptir [4, 5].

AHA KPR yönergelerine göre, KPR için önerilen teknik standart manuel KPR'dir [6, 7]. Kaliteli KPR için göğüs kompresyon sıklığı dakikada 100-120 arası, kompresyon derinliği 5-6 cm arasında olmalı, hastanın göğsüne yaslanmayarak göğsün tam geri tepmesine izin verilmeli ve kompresyon kesintileri en aza indirilmelidir [4, 5]. Yukarıdaki koşullar göz önüne alındığında, standart manuel KPR aşırı güç gerektirir ve KPR'nin ilk dakikalarında bile sağlayıcıda yorgunluğa neden olur. Bu yorgunluk, tutarsız kompresyon oranlarına ve yetersiz kompresyon derinliğine neden olabilir [8, 9]. Ek olarak, hasta nakli ve personel değişimi sırasındaki göğüs kompresyon kesintileri de KPR etkinliğini olumsuz etkiler [10]. 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. Bu zorlukların üstesinden gelmek için 1960'ların başından beri mekanik göğüs kompresyon cihazları adı verilen çeşitli tıbbi cihazlar geliştirilmiştir [11].

1.1. Literatür İncelemesi (Literature Review)

1970'lerin ortalarında Michigan Üniversitesi tarafından geliştirilen ve basınçlı hava ile tahrik edilen bir piston kullanan Thumper cihazı, klinik ve klinik öncesi çalışmaya sunulan ilk mekanik KPR cihazıdır [12]. Bu tarihten itibaren birçok farklı KPR cihazı geliştirilmiş ve geliştirilen bu KPR cihazlarında şimdiye kadar üç farklı göğüs kompresyon teknolojisi kullanılmıştır: Pnömatik piston (Thumper, LUCAS-1) [13], vidalı mil (LUCAS-2, Corpuls, Lifeline) [14] ve kasnak tahrikli kayış (AutoPulse) [15]. Bu cihazlar standart KPR parametrelerine ulaşabilse de, mekanik KPR ile sağ kalım oranları, birçok randomize klinik ve gözlemsel çalışmada [16-18] ortalama manuel KPR'nin bile üzerine çıkamamıştır. Bu nedenle AHA, KPR cihazlarının rutin kullanımını önermemektedir. İnsan gücünün göğüs kompresyonunda makineye nasıl eşit veya hatta ondan daha üstün olabileceğinin olası bir açıklaması başlangıç momentumudur. Kalp atışının ani başlangıçlı olduğu ve neredeyse bir piston darbesi gibi davrandığı bilinmektedir [19]. Manuel KPR uygulamalarında, bu ani başlangıçlı hareket, sağlayıcının üst vücut kütlesi yardımıyla sağlanabilir [20]. Başka bir deyişle, üst vücut kütlesi daha dürtüsel (yüksek ivmeli) göğüs kompresyonu sağlayabilir. Kullandıkları piston teknolojileri bu yüksek kütle etkisini sağlamadığı için mevcut göğüs kompresyon cihazlarının yüksek hızlanma sağlaması pek olası değildir [20].

Literatürde özel piston mekanizmaları ile ilgili son zamanlarda yapılan bazı çalışmalar şu şekilde açıklanabilir: Dziekan vd. [21],

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 geliştirdi. Alam vd. [22] ise kompresyon frekansı (100-120/min) ve maksimum kompresyon derinliği (6 cm) gereksinimlerini karşılayan bir motor krank mili piston mekanizmasına sahip düşük maliyetli bir KPR cihazı geliştirdi. Wei-Sung vd. [23], yetişkinlerde, bebeklerde ve hamile kadınlarda kullanıma uygun, kaydırıcı krank mekanizmalı, değiştirilebilir pistonlu ve değiştirilebilir kompresyon derinliğine sahip mekanik bir KPR cihazı geliştirdi. Sadani vd. [24] dakikada 60 kompresyon yapabilen çift etkili pnömatik silindire piston mekanizmasına sahip bir KPR cihazı geliştirdi. Castillo vd. [25] çift silindireli teleskopik pistonlu bir KPR cihazı geliştirdi ve bunu ağırlık, kurulum süresi ve uygulanan basınç açısından Thumper cihazıyla karşılaştırdı. Garcia vd. [26], vidalı mil teknolojisine sahip LUCAS-2 ve Corpuls cihazlarının basınç grafiklerini doğal basınç değerleriyle karşılaştırdı. Yukarıdaki çalışmaların hiçbirisi yüksek ivmeyi açıkça incelememiştir. Eichorn vd. [27], mekanik bir göğüs modelinde kan akışı ve basınç açısından LUCAS-2 ve Corpuls cihazlarını karşılaştırdı. Kompresyon yer değiştirme-zaman grafikleri verilen bu cihazların düşük ivmeye ve temel kardiyak zamanlamadan farklı bir görev döngüsüne sahip olduğu açıkça görülmektedir [28]. Hatta bu çalışmada kompresyon süresi veya görev döngüsü değiştirilerek daha yüksek kan akışının sağlanabileceği belirtilmektedir.

Bu çalışma, göğsün yaylı damperli modelinde yüksek başlangıç momentumlu ve yüksek ivmeli kompresyon elde etmek amacıyla çift kaydırıcı krank ve dinamik biyelden oluşan patentli bir piston mekanizmasına sahip Kardiyak Stimülatör (CardiS) adlı yeni bir mekanik KPR cihazının tasarımını ve simülasyonunu içermektedir [29]. Tasarlanan cihazın özel piston mekanizması ile yapılan simülasyon çalışmasının bulguları, hem pistonun matematiksel modelinin sonuçları ile hem de [27] makalesinde sunulan kompresyon yer değiştirme grafiği ile karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

1.2. İçerik ve Katkıları (Content and Contributions)

- Bu çalışmada KPR cihazlarının literatürdeki mevcut durumu araştırılmış ve kullandıkları piston mekanizmaları nedeniyle şu ana kadar ortalama manuel KPR'den daha iyi sonuçlar vermedikleri gözlemlenmiştir. Literatür incelendiğinde, yüksek başlangıç momentumu ve yüksek ivmeli göğüs kompresyonu ile etkili KPR yapılabileceği tespit edilmiştir [20]. Ancak bu alana odaklanan çalışmaların yeterli düzeyde olmadığı görülmektedir [30]. Bu nedenle, bu çalışma temel olarak, yüksek ivmeli göğüs kompresyonu yapabilen özel bir piston mekanizmalı yeni bir KPR cihazı geliştirerek literatürdeki bu boşluğu doldurmayı amaçlamaktadır.
- Mevcut KPR cihazları, AHA yönergelerinde standart manuel KPR için tamamen sağlayıcının yorgunluğunu azaltmak amacıyla tavsiye edilen %50 görev döngüsünü temel almaktadır [31]. Ancak %30-35 aralığında bir görev döngüsünün daha yüksek kan akışı sağlayabileceği birçok çalışmada belirtilmiştir [32-34]. Bu nedenle bu çalışmada görev döngüsü %33 olan bir KPR cihazı geliştirilmiş ve daha yüksek kan akışı dolayısıyla daha kaliteli KPR hedeflenmiştir.
- Otomatik KPR cihazları minyatür preslerdir ve esnek statik yapıları nedeniyle standart preslerden farklıdır. Hasta yatağının esnekliğinin göğüs kompresyonları üzerindeki etkileri ile ilgili çalışmalar olmasına rağmen, mekanik KPR cihazlarının esnekliğinin etkileri şimdiye kadar detaylı olarak çalışılmamıştır [35]. Esneklik faktörü dâhil edilerek sunulan bu çalışmanın matematiksel modeli, farklı mekanizmalara sahip KPR cihazlarının modellenmesi için de kullanılabilir. Bunun için uygulanacak mekanizmanın anlık piston strok (x) parametresine göre düzenlenmesi yeterlidir.

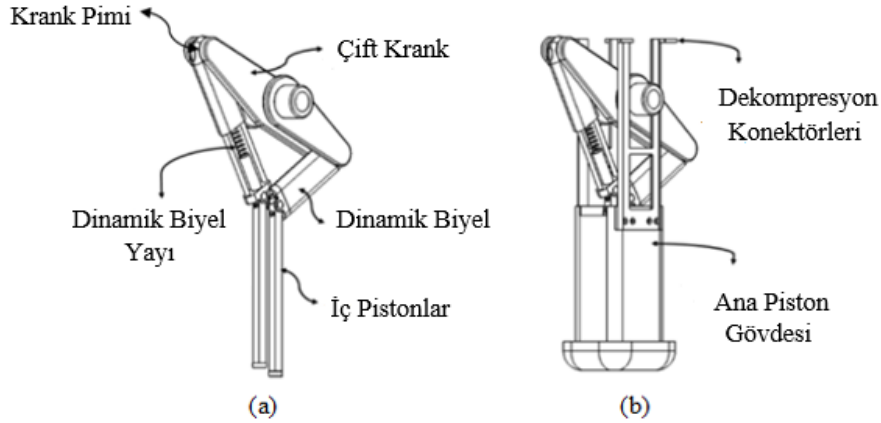
2. Mekanik Tasarım ve Matematiksel Modelleme (Mechanical Design and Mathematical Modelling)

2.1. Mekanik Tasarım (Mechanical Design)

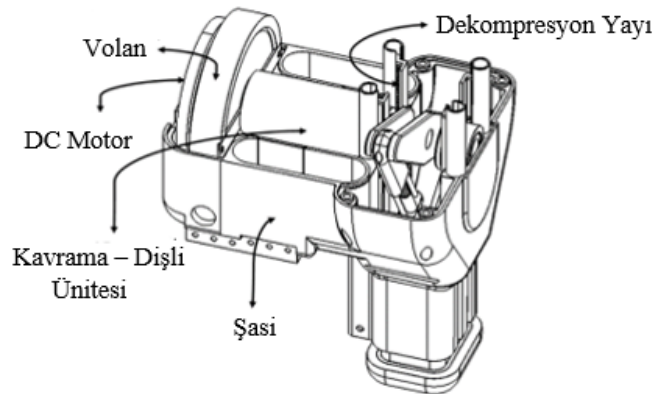
Mekanik göğüs kompresyon sistemi tasarımı, yüksek başlangıç momentumu dikkate alınarak gerçekleştirilir. Yüksek başlangıç momentumu, piston üzerindeki yüksek kütle etkisi ve pistonun yüksek başlangıç hızı ile mümkündür. Piston üzerindeki yüksek kütle etkisi, yüksek dönme ataleti ile gerçekleştirilebilir. Yüksek dönme ataleti, minyatür bir mekanik sistem için uygun olmayan ağır kütleli bir volan gerektirir. Ancak küçük kütleli bir volandan dişli kutusu vasıtasıyla atalet yansımından yararlanılarak yeterli atalet elde edilebilir. Ayrıca kompresyonların ani bir şekilde başlatılması ve sonlandırılması için dişli kutusu ve motor arasında bir elektromanyetik kavrama uygulanmalıdır. Dönme hareketini öteleme hareketine dönüştürmek için ise dişli kutusunun çıkışına bir kaydırıcı krank mekanizması entegre edilir. Bu sayede uygulanmak istenen yüksek kütle etkisi sağlanmış olur. Pistonun yüksek başlangıç hızı ise kaydırıcı krank mekanizmasının yapısı ile ilgilidir ve kompakt bir tasarım ve daha yüksek başlangıç hızı için bu mekanizmadaki krank-biyel [36] oranı mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Bu yüzden krank-biyel oranının 1:1 olmasına karar verilmiştir. Fakat 1:1 krank-biyel oranı ile kaydırıcı krank ve biyelin tam bir döngüsü mümkün değildir. Tam bir kaydırıcı krank döngüsünü mümkün kılmak için dekompresyon (kompresyon dışı faz) esnasında biyel kolu, krank

uzunluğundan daha uzun olmalıdır. Bu sorunu çözmek için biyelin kompresyon dışı fazda uzamasını sağlayan bir kompresyon yayı kullanılarak biyel dinamik hale getirilir. Ayrıca, krank açısı aralığı da yüksek başlangıç hızı elde etmek için önemlidir. Yaklaşık 60°'lik krank açısı değerleri, dinamik kuvvet değerlendirmeleri için daha pratiktir. Ancak 60°'de derecede görev döngüsü 1/6'dır (%16.6). Böyle bir görev döngüsü, etkili göğüs kompresyonu için çok düşüktür. 2015 AHA KPR yönergelerinde, sağlayıcının yorgunluğunu azaltmak için %50'lik bir görev döngüsü sunulmaktadır [31]. Öte yandan kalbin doğal zamanlaması ile doğal akış formunu elde etmek için görev döngüsününün %30 [20, 32, 33], %33 [34] aralığında olması gerektiğini belirten birçok çalışma da bulunmaktadır. Bu çalışmalara göre, etkili göğüs kompresyonu için önerilen kaydırıcı krank sisteminin görev döngüsünün tek krank yerine çift kranklı piston mekanizması kullanılarak iki katına çıkarılması gerektiği (1/6'dan 1/3'e) sonucuna varılır. Böylece etkili göğüs kompresyonu için önerilen aralıkta (%30-35) görev döngüsü elde edilmiş olur.

Şekil 1a'da iki iç pistonlu çift kaydırıcı krank mekanizması tasarımı, Şekil 1b'de ise bu mekanizmanın ana pistonu entegre edilmiş hali gösterilmektedir. Ana piston, ana gövde ve iki dekompresyon konektörü olmak üzere iki bölüme sahiptir. Dekompresyon konektörleri, ana pistonun ana gövdesini Şekil 2'de gösterildiği gibi dört dekompresyon yayına bağlar ve ana piston yukarı stroku bu dekompresyon yayları ile sağlanır. Şekil 2'de gösterilen tasarıma kompresyon modülü denir. Bu modül dc motor, volan ve



Şekil 1. Ana pistonsuz (a) ve ana pistonlu (b) çift kaydırıcı krank mekanizması
(Double slider crank mechanism without (a) and with (b) main piston)



Şekil 2. Göğüs kompresyon modülü: güç aktarma organları, şasi ve çift kaydırıcı krank mekanizması.
(Chest compression module: power train, chassis, and, double slider crank mechanism)

elektromanyetik kavrama-dişli kutusu ünitesinden oluşan bir güç aktarma organına sahiptir.

Şekil 3'te gösterilen genel tasarımda kompresyon modülü, statik yatay kollar ve teleskopik dikey kol ile birleştirilmiştir. Teleskopik dikey kol, kullanıcıların kompresyon modülünün yüksekliğini hastanın göğüs derinliğine göre ayarlamasını sağlar. Bu modül, iki mekanik bağlantı vasıtasıyla yatay kollar üzerinde kayabilir ve pistonun hastanın göğsündeki pozisyonunu ayarlamak için dikey kol etrafında dönebilir. Dikey kol ise iki kilitleme ünitesine sahiptir. Birincisi dikey kolun teleskopik hareketini kilitler, diğeri ise dikey kol ile sırt tahtasını birbirine bağlar.

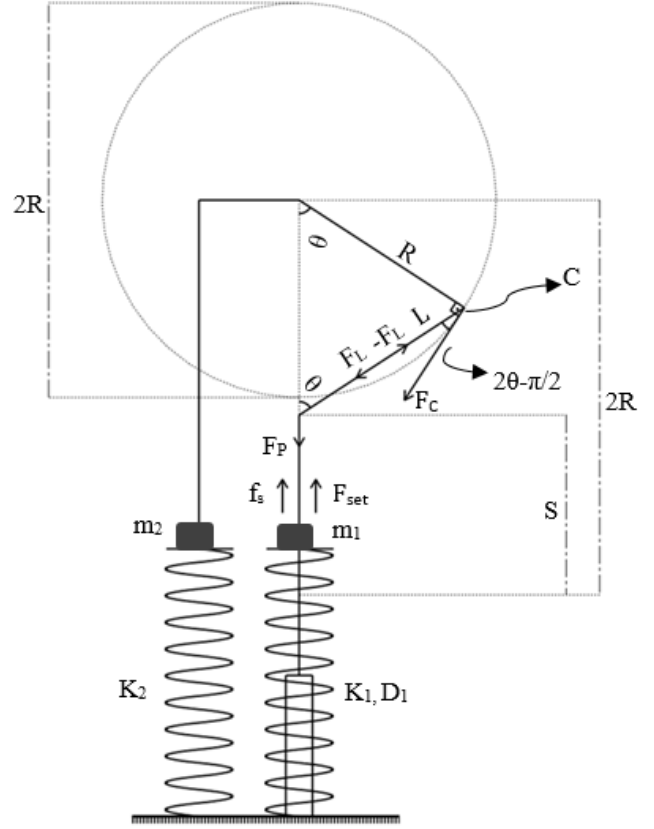
2.2. Matematiksel Modelleme (Mathematical Modelling)

Aldığı kuvveti hasta göğsüne iletme görevi yürüten piston (P) ve krank ile biyeli birbirine bağlayan krank piminin (C) kompresyon başlangıcındaki serbest cisim diyagramı Şekil 4'te gösterilmektedir. Hastanın göğsü bu diyagramda bir kütle (m_1), esneklik sabiti K_1 olan bir yay ve D_1 değerli bir damper sistemi olarak, statik yapı ise bir kütle (m_2) ve esneklik sabiti K_2 olan bir yay olarak modellenmiştir. K_3 sabitli yay olarak modellenen dekompresyon yayları ise diyagramda gösterilmemiştir ancak bu yayların O noktası ile hasta göğsünün esneyen kısmını modelleyen kütle olan m_1 kütlesi arasında olduğu varsayılmıştır. Ayrıca kaydırıcı krank mekanizmasının biyel kolu (L) boyunca net kuvvetin sıfır olduğu genel bir varsayımdır. Bu varsayım Şekil 4'te L boyunca eşit ve zıt kuvvetler olarak temsil edilir. 1:1 olarak ifade edilen krank-biyel oranının özel tasarımına göre çift kaydırıcı krank yarıçapı olan R , L 'ye eşittir. Ayrıca diyagramda gösterilen O noktasının dikey yönde sabit olmadığına dikkat edilmelidir. O noktasına göre maksimum piston stroku (S) Eş. 1'deki gibi hesaplanır. Bu eşitlikteki θ_i kompresyon başlangıcındaki krank açısıdır.

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

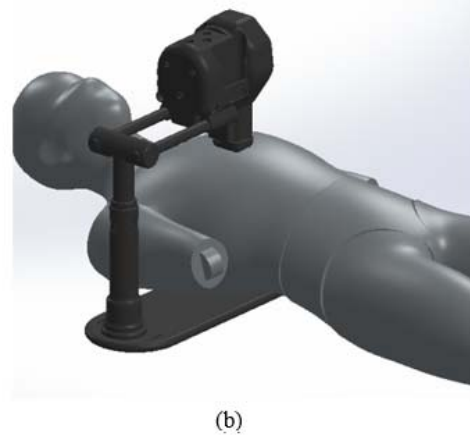
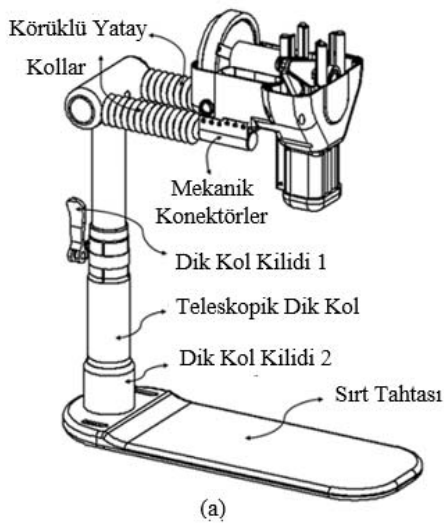
Anlık krank açısı (θ), θ_{\max} 'tan 0 'a düştüğünde pistonun O noktasına göre anlık stroku (x) Eş. 2'de gösterildiği gibi hesaplanır.

$$x = 2R(\cos(\theta) - \cos(\theta_i)) \quad (2)$$



Şekil 4. Genel tasarımın serbest cisim diyagramı (The free body diagram of general design)

Krank pimini anlık açısal ivmesi (α) Eş. 3'teki gibi hesaplanır. Eşitliğe göre K_1 hasta göğsünün esneklik sabitini, K_2 statik yapının esneklik sabitini, K_3 dekompresyon yaylarının eşdeğer yay sabitini, D_1 hasta göğsünün damper sabitini, V_{m1} , m_1 'in anlık hızını, F_{set} biyel yayı ve geri çekme yaylarından kaynaklanan piston ön yüklemesini,



Şekil 3. Önerilen KPR cihazının genel tasarımı (a) ve hasta üzerinde kullanımı (b) (General design of the Proposed CPR device (a) and its use on a patient (b))

E_G dişli verimliliğini, n dişli tahvil oranını, I_{Fl} volan ve motorun dönme ataletlerinin toplamını, k_s ise piston yatağının sürtünme katsayısını temsil etmektedir.

$$\alpha = \frac{\left(\frac{K_1 K_2}{(K_1 + K_2)} + K_3 + D_1 V_{m1} + F_{set}\right) 2R(\cos(\theta) - \cos(\theta_i)) R \sin(2\theta)}{E_G n^2 I_{Fl} (\cos(\theta) - k_s \sin(|\theta|))} \quad (3)$$

Kompresyon başlangıcından sonra m_1 ve m_2 kütlelerinin atalet kuvvetleri K_1 ve K_2 yayları üzerindeki kuvvetlere kıyasla çok küçük olduğundan bu parametreler Eş. 3'te ihmal edilir. Krank piminin anlık açılma hızı (α) ile anlık krank açısı (θ) arasındaki ilişki kompresyon fazı sırasında sinüzoidal dalga formuna benzer. Piston hızı hesaplamalarında basitlik olması açısından anlık açılma hızının (α) sabit olduğu varsayılır. Krank piminin anlık açılma hızı (w), 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.

Krank piminin anlık açılma hızının (α) ortalama değerini bulmak için, bir kompresyon aşaması ve kompresyon süresi boyunca volandan çekilen toplam enerji gereklidir. Kompresyon süresi (t_m), Eş. 4'te gösterildiği gibi kompresyon başlangıcındaki krank açısı (θ_i) ve krank piminin ortalama açılma hızından (w_{avg}) elde edilir. Krank piminin ortalama açılma hızı (w_{avg}) da kompresyon frekansına (f) göre Eş. 4'teki gibi hesaplanır.

$$t_m = \frac{|\theta_i|}{w_{avg}} \quad w_{avg} = \frac{\pi f}{60} \quad (4)$$

Kompresyon aşamasında enerji sadece volandan çekilirken, dekompresyon aşamasında motordan sağlanır. Volandaki enerji kaybının K_1 , K_2 , ve K_3 yaylarının kompresyonu sonucu oluşan enerji kaybı (E_{spring}), damperdeki enerji kaybı (E_{damp}), ve piston sürtünmesinin K_1 kaynaklı enerji kaybı ($tFSE$) olmak üzere 3 bileşeni vardır. Piston altındaki yük sadece K_1 iken pistondaki sürtünme kayıpları Eş. 5 ve Eş. 6'da gösterildiği gibi hesaplanmaktadır.

$$tFSE = \frac{1}{2} \int_0^S \frac{k_s \sin(|\theta|) \left(\frac{K_1 K_2}{(K_1 + K_2)} + K_3\right) x + F_{set}}{\cos(\theta) - k_s \sin(|\theta|)} dx \quad (5)$$

$$E_{spring} = 0.5 \left(\frac{K_1 K_2}{(K_1 + K_2)} + K_3\right) S^2 \quad (6)$$

Damper enerji kaybı, piston hızına bağlıdır. Piston hızının doğrusal olarak tek yönde değiştiği (sadece artma veya sadece azalma) varsayılır. Maksimum piston hızı (V_m), Eş. 7'deki gibi gerekli piston strokunun (x_{req}) kompresyon zamanına oranıdır. Gerekli piston stroku ise Eş. 8'de gösterildiği gibi hesaplanır.

$$V_m = 2x_{req}/t_m \quad (7)$$

$$x_{req} = S \cdot k_{def} \quad k_{def} = \frac{K_2}{K_1 + K_2} \quad (8)$$

Damperdeki enerji kaybı ve piston verimliliği ise sırasıyla Eş. 9 ve Eş. 10'daki gibi elde edilir.

$$E_{damp} = 0.5x_{req} D_1 V_m \quad (9)$$

$$E_p = \frac{E_{spring}}{E_{spring} + tFSE} \quad (10)$$

Bir kompresyon boyunca volandaki toplam enerji kaybı (dE) Eş. 11'deki gibi elde edilir. Eşitliğe göre E_p piston verimliliğini temsil etmektedir.

$$dE = \frac{E_{damp} + E_{spring}}{E_G E_p} \quad (11)$$

Krank piminin açılma hızı dalgalanması (d_w) Eş. 12'deki gibi hesaplanır.

$$d_w = \frac{30dE}{I_{Fl} \pi n^2 f} \quad (12)$$

Krank piminin anlık açılma hızının (α) rad/sec cinsinden ortalama değeri ise Eş. 13'te gösterilmektedir.

$$\text{Kompresyon için } \alpha = \frac{-2d_w}{t_m} \\ \text{Dekompresyon için } \alpha = \frac{2d_w}{60/f - t_m} \quad (13)$$

Eş. 2'de gösterilen anlık krank açısı matematiksel olarak Eş. 14'teki gibi ifade edilir. Eşitliğe göre w_i krank piminin ilk açılma hızını temsil etmektedir.

$$\theta = \theta_i + w_i t + 0.5\alpha t^2 \quad (14)$$

2.2.1. Anlık kompresyon derinliği (x_1) hesaplaması (Instantaneous compression depth (x_1) calculation):

Genel tasarımın matematiksel modeli Şekil 4'teki serbest cisim diyagramından elde edilmiştir. Bu model Eş. 15'de belirtildiği gibi K_1 yayının anlık kompresyon derinliği (x_1) için çözülecektir. Burada x_2 , K_2 yayının esneme miktarı, x ise anlık piston strokudur. Eşitliklerin daha sade halde gösterilebilmesi için $m_1 + m_2$ yerine M , $K_1 + K_2$ yerine de K yazılacaktır.

$$x = x_1 + x_2 \quad (15)$$

Şekil 4'te gösterilen serbest cisim diyagramına göre genel tasarımın matematiksel modeli Eş. 16'daki gibi elde edilir. Eşitlikte gösterilen F_p ve f_s sırasıyla hasta göğsünün yay modellemesine piston tarafından uygulanan kuvvet ve piston üzerindeki sürtünme kuvvetidir.

$$m_1 \ddot{x}_1 + D_1 \dot{x}_1 + Kx_1 = m_2 \ddot{x}_2 + K_2 x_2 = F_p - (F_{set} + f_s) \quad (16)$$

Anlık kompresyon derinliği Eş. 2 ve Eş. 16 kullanılarak Eş. 17'deki gibi elde edilir.

$$M\ddot{x}_1 + D_1 \dot{x}_1 + Kx_1 = 2R[K_2(\cos(\theta) - \cos(\theta_i)) - m_2(w^2 \cos(\theta) + \alpha \sin(\theta))] \quad (17)$$

Eş. 17'deki anlık açılma hızı (w), kompresyon ve dekompresyon fazı için Eş. 18'de matematiksel olarak ifade edilen birinci dereceden bir polinomdur.

$$w = w_i + \alpha t \quad (18)$$

Modelin çözümünü basitleştirmek için t 'ye küçük değerlerinde üstel olarak $\exp(t) - 1$ şeklinde yaklaşılabilir ve Eş. 18'de belirtilen denklem, Eş. 19'daki gibi yazılabilir. Eş. 17'de w^2 'yi içeren terim ayrıca $\cos(\theta)$ 'yi de içerdiğinden bu yaklaşım t 'nin küçük değerleri için önemli bir hataya neden olmaz.

$$w^2 \approx w_i^2 + 2\alpha w_i + \alpha^2 \exp(2t) + \alpha^2 - 2\alpha \exp(t)[w_i + \alpha] \quad (19)$$

Matematiksel modelde sinüs veya kosinüs içeren terimler ikinci dereceden bir polinom (θ) içerdiğinden, denklemin parametrelerin değişimi yöntemiyle çözümü için Fresnel İntegrali gerekir. Bu

gereklilik pratik bir çözüm sağlamaz, dolayısıyla başka bir varsayma ihtiyaç vardır. Anlık krank açısı (θ) anlık açısal hızın (w) sinüs ve kosinüslerde sabit olduğu varsayılarak birinci mertebeden bir polinoma dönüştürülür, bu da modeli belirsiz katsayılar yöntemini uygulamak için uygun hale getirir. Belirsiz katsayılar yöntemi uygulanarak çözülen modelin genel denkleminin homojen ve özel çözümleri Eş. 20 ve Eş. 21'de gösterilmektedir.

$$x_{1h} = \exp\left(-\frac{D_1}{2M}t\right) \left[c_1 \cos\left(\frac{\sqrt{4MK-D_1^2}}{2M}t\right) + c_2 \sin\left(\frac{\sqrt{4MK-D_1^2}}{2M}t\right) \right] \quad (20)$$

$$x_{1p} = A \sin(\theta) + B \cos(\theta) - C + \exp(t) [D \cos(\theta) + E \sin(\theta)] + \exp(2t) [F \sin(\theta) + G \cos(\theta)] \quad (21)$$

Eş. 21'den elde edilen belirsiz katsayılar (A,B,C,D,E,F,G), sırasıyla Eş. 22-Eş. 28'de gösterilmektedir.

$$A = \frac{[2RK_2 - 2Rm_2(w_i^2 + 2\alpha w_i + \alpha^2)]D_1\dot{\theta} - 2Rm_2\alpha(K - M\dot{\theta}^2)}{(K - M\dot{\theta}^2)^2 + D_1^2\dot{\theta}^2} \quad (22)$$

$$B_1 = \frac{[2RK_2 - 2Rm_2(w_i^2 + 2\alpha w_i + \alpha^2)]D_1\dot{\theta} - 2Rm_2\alpha(K - M\dot{\theta}^2)}{[(K - M\dot{\theta}^2)^2 + D_1^2\dot{\theta}^2]D_1\dot{\theta}}$$

$$B_2 = (K - M\dot{\theta}^2)^2 + 2Rm_2\alpha[(K - M\dot{\theta}^2)^2 + D_1^2\dot{\theta}^2] \quad (23)$$

$$B = B_1 + B_2$$

$$C = \frac{2RK_2 \cos\theta_i}{K} \quad (24)$$

$$D = \frac{-2Rm_2(K + D_1 + M - M\dot{\theta}^2)(-2\alpha w_i - 2\alpha^2)}{[(K + D_1 + M - M\dot{\theta}^2)^2 + (D_1 + 2M\dot{\theta})(D_1\dot{\theta} + 2M\dot{\theta})]} \quad (25)$$

$$E = \frac{-2Rm_2(-2\alpha w_i - 2\alpha^2)(D_1 + 2M\dot{\theta})}{[(K + D_1 + M - M\dot{\theta}^2)^2 + (D_1 + 2M\dot{\theta})(D_1\dot{\theta} + 2M\dot{\theta})]} \quad (26)$$

$$F = \frac{-2Rm_2\alpha^2(4M\dot{\theta} + D_1\dot{\theta})}{(4M - M\dot{\theta}^2 + 2D_1 + K)^2 + (4M\dot{\theta} + D_1\dot{\theta})^2} \quad (27)$$

$$G = \frac{-2Rm_2\alpha^2(4M - M\dot{\theta}^2 + 2D_1 + K)}{(4M - M\dot{\theta}^2 + 2D_1 + K)^2 + (4M\dot{\theta} + D_1\dot{\theta})^2} \quad (28)$$

Sistemin başlangıç değerleri ise Eş. 29'da belirtilmektedir. Burada V_{1i} , krank piminin başlangıç hızının m_1 ve m_2 kütleleri arasında kütle miktarıyla ters orantılı olarak dağıtılmasıyla bulunur. Bu başlangıç değerleri genel çözüme yerleştirildiğinde c_1 ve c_2 katsayıları Eş. 30 ve Eş. 31'de gösterildiği gibi hesaplanmaktadır.

$$x_1(0) = x_{1i} \quad \dot{x}_1(0) = V_{1i} \quad (29)$$

$$c_1 = C - (A + E + F)\sin\theta_i - (B + D + G)\cos\theta_i \quad (30)$$

$$c_{2a} = \frac{2MV_i + [C - (A + E + F)\sin\theta_i - (B + D + G)\cos\theta_i]D_1}{\sqrt{4MK - D_1^2}}$$

$$c_{2b} = \frac{-2M[(A\dot{\theta}_i + E\dot{\theta}_i + F\dot{\theta}_i + D + 2G)\cos\theta_i - (2F + E - B\dot{\theta} - D\dot{\theta} - G\theta_i)\sin\theta_i]}{\sqrt{4MK - D_1^2}}$$

$$c_2 = c_{2a} + c_{2b} \quad (31)$$

Sonuç olarak anlık kompresyon derinliği Eş. 32'deki gibi elde edilir.

$$x_{1g} = x_{1h} + x_{1p} = \exp\left(-\frac{D_1}{2M}t\right) \left[c_1 \cos\left(\frac{\sqrt{4MK-D_1^2}}{2M}t\right) + c_2 \sin\left(\frac{\sqrt{4MK-D_1^2}}{2M}t\right) \right] + A \sin(\theta) + B \cos(\theta) - C + \exp(t) [D \cos(\theta) + E \sin(\theta)] + \exp(2t) [F \sin(\theta) + G \cos(\theta)] \quad (32)$$

Anlık kompresyon hızı ise Eş. 17'nin 1. türevi alınarak elde edilir.

2.2.2. Maksimum piston ivmesi (α_{max}) hesabı
(Maximum piston acceleration (α_{max}) calculation):

Maksimum piston ivmesi (α_{max}), krank pimine iletilen tork (τ_c) ile sınırlıdır. Bu tork da elektromanyetik kavramanın maksimum torku (τ_{cl}) ile sınırlıdır. Dişli kutusu, elektromanyetik kavrama tarafından iletilen torku dişli kutusu tahvil oranı (n) ile çarpar. Dişli verimliliği (E_G) aynı zamanda bir tork iletim katsayısıdır. Krank pimindeki tork (τ_c) Eş. 33'de gösterilmektedir.

$$\tau_c = n\tau_{cl}E_G \quad (33)$$

Krank pimi (C) tarafından uygulanan maksimum kuvvet ise Eş. 34'de ifade edilmektedir.

$$\max(F_C) = \frac{\tau_c}{R} \quad (34)$$

Biyel kolu (L) sadece krank ve piston arasında bir kuvvet kanalı olarak hareket ettiğinden, biyel boyunca hareket eden maksimum kuvvet denklem Eş. 35'de olduğu gibi ifade edilir. Eşitlikte gösterilen F_C krank pimi tarafından uygulanan kuvveti temsil etmektedir.

$$\max(F_L) = \frac{\max(F_C)}{\sin(2\theta_i)} \quad (35)$$

Sonuç olarak, hasta göğsünün yay modellemesine piston tarafından uygulanan maksimum kuvvet ve maksimum piston ivmesi Eş. 36 ve Eş. 37'de gösterildiği gibi elde edilir.

$$\max(F_P) = \max(F_L)(\cos(\theta_i) - k_s \sin(|\theta_i|)) - F_{set} \quad (36)$$

$$a_{max} = \frac{\max(F_P)}{m_1} \quad (37)$$

2.2.3. Matematiksel modelin tasarım parametreleri
(Design parameters of mathematical model):

Anlık kompresyon derinliği (x_1) için matematiksel modelin çözümü MATLAB yazılım platformu kullanılarak hesaplanmıştır. 50 mm ve 60 mm'lik anlık kompresyon derinliği (x_1) elde etmek için belirlenen parametreler Tablo 1'de gösterilmiştir. Küçük boyutlar ve ağırlık dikkate alındığında volan ve motorun dönme ataletleri toplamı (I_{F1}) 0.0011 kg.m² ile sınırlıdır. Kompresyon frekansları (f) 100/min ve 115/min olarak ayarlanmıştır ve bu frekansları karşılamak için volan ve motorun başlangıç hızı (N_i) sırasıyla 3380 ve 3930 rpm olarak hesaplanmıştır. Kompresyon başlangıcındaki krank açısı θ_i , belirtilen x_1 değerleri için 1.01 ve 1.1 radyan olarak hesaplanmıştır. Piston geri tepmesi, her biri 383 N/m sertlikte olan 4 adet dekompresyon yayı ile sağlanır. Modelde sadece piston ile piston yatağı arasında sürtünme vardır ve piston malzemesi olan Tivar 1000 verilerine göre sürtünme katsayısı (k_s) 0,1 olarak verilmiştir [37]. Hastanın göğsü, KPR için göğüs modelleme çalışmalarından alınan verilere göre 12000 N/m sertlikte lineer bir kompresyon yayı (K_1), 350 Ns/m damper (D_1) ve 2 kg'lık hareketli kütle (m_1) olarak modellenmiştir [38-40]. Ana piston kütlesi (0.25 kg) hastanın göğsünün esneyen kısmını

Tablo 1. 50 ve 60 mm kompresyon için matematiksel modelin tasarım parametreleri
(Design parameters of mathematical model for 50 and 60 mm compression)

Ortak Parametreler		Farklı Parametreler	
		50 mm için	60 mm için
R: 0.059 m	K_3 : 1532 N/m	N_i : 3380 rpm	N_i : 3930 rpm
I_{F1} : 0.0011 kg.m ²	m_1 : 2 +0.25 kg	θ_i : -1.01 rad	θ_i : -1.1 rad
τ_{C1} : 1.5 Nm	m_2 : 2.7 kg	f: 100/min	f: 115/min
k_s : 0.1	n: 60:1	F_{set} : 26.6 N	F_{set} : 12.5 N
D_1 : 350 N.s/m	$x_{1i} = 0$		
K_1 : 12000 N/m	E_G : 0.90		
K_2 : 150000 N/m			

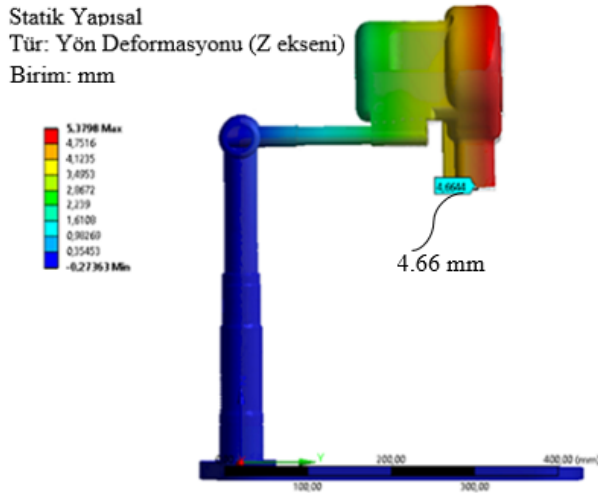
modelleyen kütleyle (m_1) eklenir. Volan-motor ünitesi ve dişli kutusu arasında uygulanan minyatür elektromanyetik kavramanın maksimum torku (τ_{C1}) ise 1.5 Nm'dir.

3. Simülasyon ve Sonuçlar (Simulation and Results)

Bu çalışmada tasarımın karmaşıklığı eş zamanlı simülasyonları elverişsiz kıldığı için statik ve dinamik simülasyon süreçleri ayrı ayrı yürütülmüştür. Ayrıca CardiS'in hesaplamalı simülasyon sonuçları, LUCAS-2 ve Corpuls'un deneysel gerçekleştirme sonuçları ile karşılaştırılmıştır. LUCAS-2 ve Corpuls için piston yer değiştirme veya hızı hakkında alternatif veri bulunmadığından bu karşılaştırmalı analiz uygulanabilir tek seçenektir.

3.1. Statik Kuvvet Analizi (Static Force Analysis)

ANSYS programında sırt tahtası sabitlenerek statik yapının piston merkez noktasından esneme miktarı ölçüldü. Test kuvveti, kaydırıcı krank mekanizmasının simetrik dört destek noktasına uygulandı. 700 N kuvvet uygulanması sonucu elde edilen esneme miktarı yaklaşık 4.66 mm'dir. Bu bulgulara dayanarak statik yapının, piston yatağı ile sırt tahtası arasında dikey olarak bağlanan 150000 N/m'lik bir yay (K_2) ve bu yayın üst ucunda bulunan statik yapının esneyen kısmının kütlesi (m_2) ile modellenebileceği tespit edilmiştir. Elde edilen esneme miktarı Şekil 5'te gösterilmektedir.



Şekil 5. Tasarımın esneme miktarını gösteren statik analiz sonuçları.
(Static analysis results showing the amount of stretching of the design)

3.2. Hareket Simülasyonu (Motion Simulation)

Bu çalışmada, genel tasarımın piston hareket analizi Altair Inspire platformunda simüle edilmiştir. Simülasyon sonuçları 4 göğüs 1144

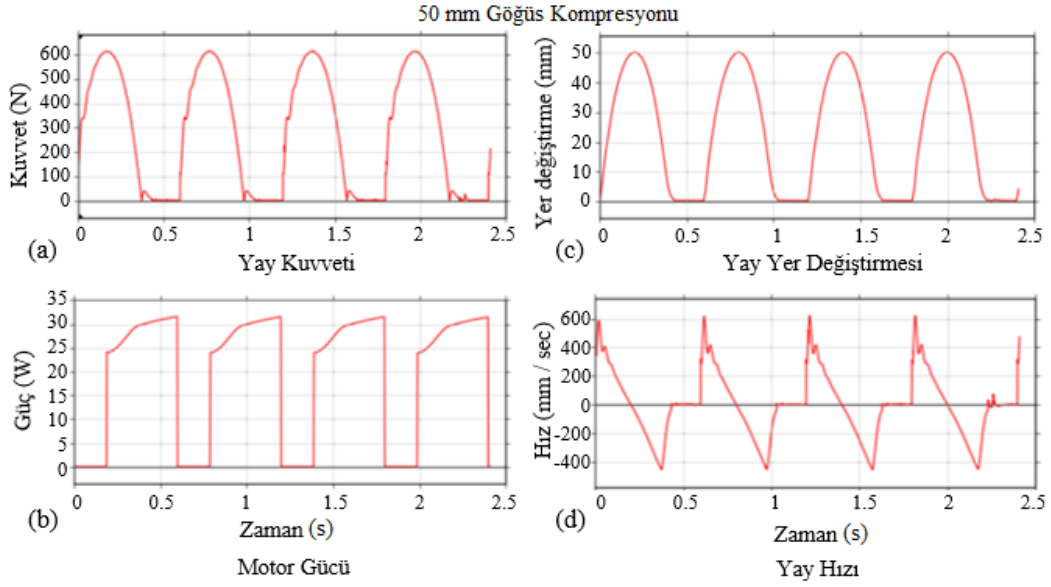
kompresyonu üzerinden verilmektedir. Mekanik bağlantılar eklemeler olarak modellenmiştir. Hasta göğsü 12000 N/m lineer yay, 350 N.s/m lineer damper ve 2 kg kütle ile modellenmiştir. Simülasyon platformu dişli kutusu içermediğinden volan ve çift kaydırıcı kranka atalet yansımaları uygulanmıştır. Motor gücü, yalnızca kompresyon dışı fazda sabit tork olarak uygulanır. Volan ve motorun başlangıç hızları (N_i), 50 ve 60 mm stroklar için sırasıyla 56,3 ve 65.6 rpm'dir. Döner mafaslar simülasyonda sürtünmesiz menteşeler ve pimler olarak tanımlanır. Mafsal sürtünmesi sadece piston öteleme mafsalı için tanımlanmıştır, çünkü önemli olan tek sürtünme kaybı bu mafsaldadır. Hareket simülasyonunda darbeler olduğu için temas sertliği önemlidir. Kontakların sertliği yüksek ve düşük darbeleri kontaklar için sırasıyla 2×10^6 N/mm ve 2000 N/mm olarak tanımlanmıştır. 50 ve 60 mm'lik stroklar için kuvvet, motor gücü, piston yer değiştirme ve piston hız sonuçları Şekil 6 ve Şekil 7'de gösterilmektedir. Piston yer değiştirme sonuçları dört ardışık kompresyon için tutarlı kompresyon derinliği sunar. İki farklı strok değeri için piston hızları ise aynı dalga formundadır. Bu dalga formu yüksek ivmeyi ve dolayısıyla yüksek başlangıç tepe hızını temsil eder. Doğrusal olarak azalan dalga formu ortalama hızın iki katı bir tepe hızı sağlar. 50 ve 60 mm'lik stroklar için elde edilen kuvvet, güç, yer değiştirme ve hız sonuçlarının animasyonu videoları bulunmaktadır. Bu videoları izlemek için sırasıyla <https://youtu.be/HaN-RkrxNrg> ve <https://youtu.be/YkjbSLgxFXc> adreslerini ziyaret edebilirsiniz. Ayrıca bu videolardan örneklem yapılarak elde edilen sıralı görüntüler, 50 mm ve 60 mm stroklar için sırasıyla Şekil 8 ve Şekil 9'da sunulmaktadır. Bu görüntüler, ilgili sonuçların daha net bir şekilde anlaşılmasına katkı sağlamaktadır.

3.3. Matematiksel Model ve Simülasyon Sonuçlarının Karşılaştırılması

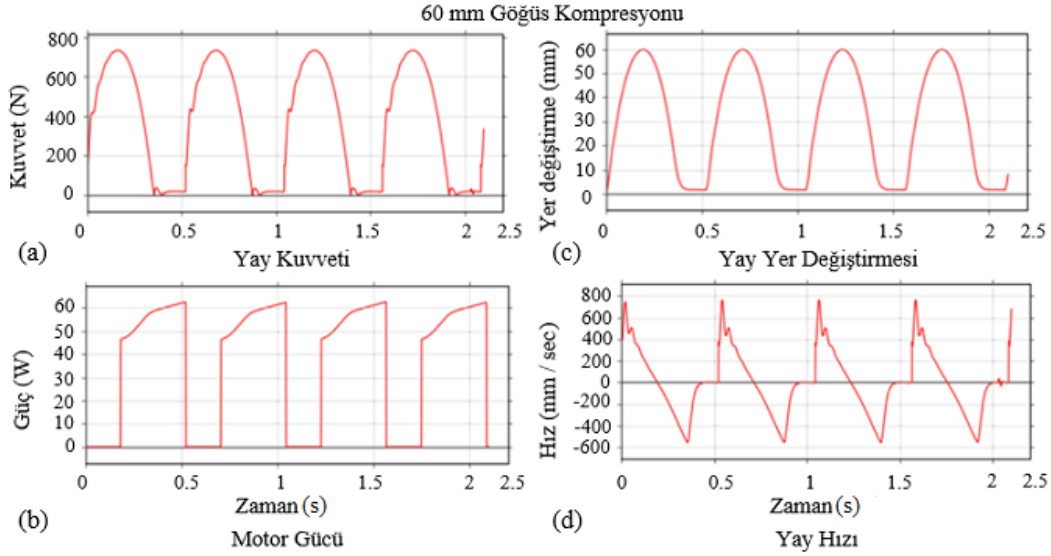
(Comparation of Mathematical Model and Simulation Results)

Matematiksel model sonuçları 50 mm ve 60 mm'lik stroklar için maksimum kompresyon kuvvetlerinin sırasıyla 611.7 N ve 735.7 N olduğunu, aynı kompresyonlar için simülasyon sonuçlarının ise sırasıyla 613.5 N ve 733.7 N olduğunu göstermektedir. Şekil 10, anlık kompresyon derinliğinin (x_1) matematiksel model sonuçları ile hareket simülasyonu sonuçları arasındaki karşılaştırmayı göstermektedir. Sadece kompresyon ve dekompresyon evreleri için elde edilen matematiksel model, simülasyon grafiğinde bulunan bekleme süresini (düz çizgi) içermemektedir. 50 mm kompresyon için toplam kompresyon ve dekompresyon süreleri matematiksel model ve hareket simülasyonu için sırasıyla 392 (190 kompresyon-202 dekompresyon) ve 410 (200 kompresyon-210 dekompresyon) ms iken, 60 mm için bu değerler 380 (183 kompresyon-197 dekompresyon) ve 400 (193 kompresyon-207 dekompresyon) ms'dir. Şekil 9'da görülebilen matematiksel model ve simülasyon arasındaki bu zamanlama farklılıkları krank piminin anlık açılma hızı (α) ve hızı (w) üzerindeki varsayımlardan kaynaklanmaktadır.

Şekil 11'de, anlık kompresyon hızı için matematiksel model ve hareket simülasyon sonuçlarının bir karşılaştırması gösterilmektedir.



Şekil 6. Kuvvet (a), motor gücü (b), yer değiştirme (c), ve hız sonuçları (50 mm strok için)
(Force (a), motor power (b), displacement (c), and velocity results (for 50 mm stroke))



Şekil 7. Kuvvet (a), motor gücü (b), yer değiştirme (c), ve hız sonuçları (60 mm strok için)
(Force (a), motor power (b), displacement (c), and velocity results (for 60 mm stroke))

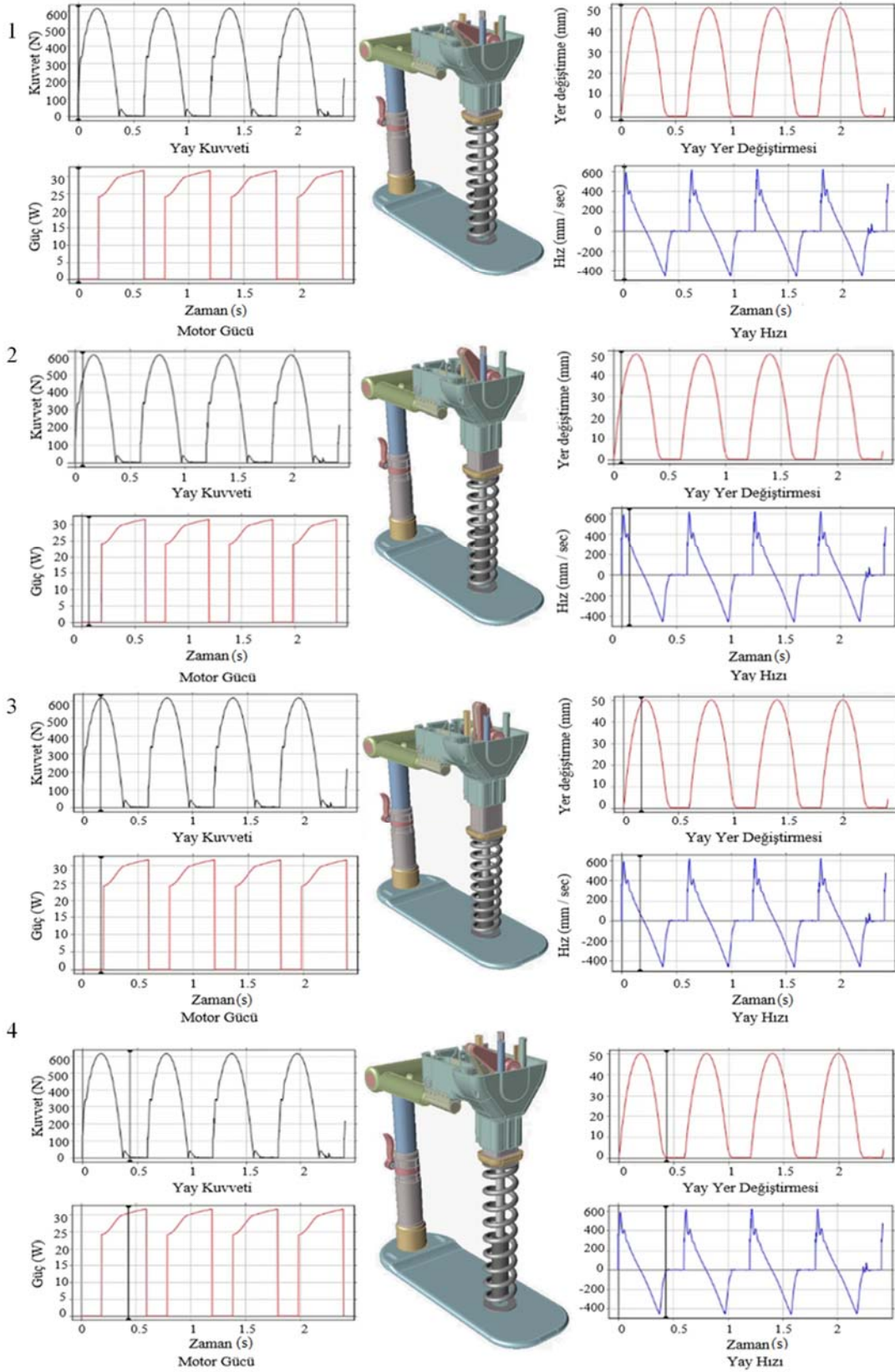
Anlık kompresyon derinliği için belirtilen nedenden dolayı hız-zaman grafiğinde de bekleme süresi yoktur. 50 mm strok için, matematiksel model ve simülasyonun başlangıç hızları 319 mm/sec ve 313 mm/sec, maksimum hızları ise 628 mm/sec ve 620 mm/sec'dir. 60 mm strok için, matematiksel model ve simülasyonun başlangıç hızları 394 mm/s ve 363 mm/s, maksimum hızları ise 777 mm/s ve 765 mm/s'dir. Matematiksel model ve simülasyon arasındaki zamanlama farklılıkları, Şekil 8'de gösterilen anlık kompresyon derinliği (x_1) sonuçlarında olduğu gibi krank piminin anlık açısal ivmesi (α) ve hızı (w) üzerindeki varsayımlardan kaynaklanmaktadır. Hem 50 mm hem de 60 mm kompresyonlar için matematiksel model ve simülasyon sonuçlarının hız dalga formlarında önemli bir fark yoktur.

Şekil 11'de gösterilen anlık kompresyon hızı sonuçlarından maksimum kompresyon ivme değerleri de hesaplanabilir. Elde edilen

verilere göre 50 ve 60 mm kompresyonlar için maksimum kompresyon ivmesi matematiksel model sonuçları sırasıyla 323 m/s^2 ve 302 m/s^2 , simülasyon sonuçları ise 365 m/s^2 ve 363 m/s^2 'dir. Matematiksel modelde elektromanyetik kavramanın maksimum torku (τ_{Cl}) maksimum ivmeyi sınırlarken, simülasyon platformunda dişli kutusu modellemesi yapılmadığından böyle bir sınırlama yoktur. Maksimum ivme sonuçlarındaki farklılık bu durumdan kaynaklanmaktadır.

3.4. Cardis Cihazının Yer Değiştirme ve Hız Grafięlerinin Dięer KPR Cihazları ile Karşılaştırılması (Comparison of Displacement and Velocity Graphs of the Cardis Device with Other CPR Devices)

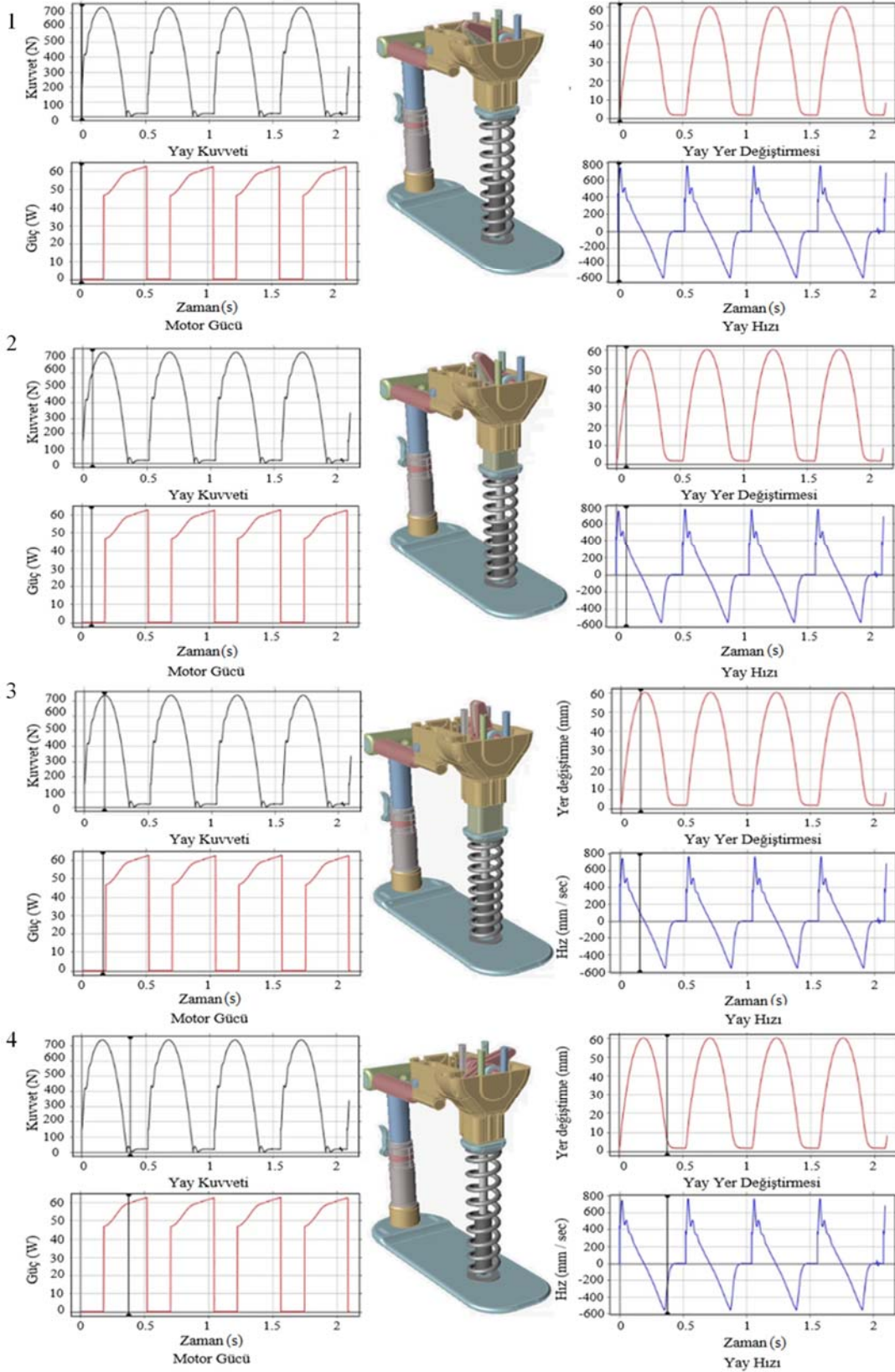
Bu çalışmanın piston hareket simülasyon sonuçları, [27] makalesinde sunulan Corpuls ve LUCAS-2 cihazlarının deneysel gerçekteleme



Şekil 8. 50 mm strok için hareket simülasyonunun sıralı görüntüleri (Sequential images of motion simulation for 50 mm stroke)

sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Makalede Corpuls ve LUCAS-2 cihazlarının yalnızca yer değiştirme-zaman grafikleri bulunmaktadır.

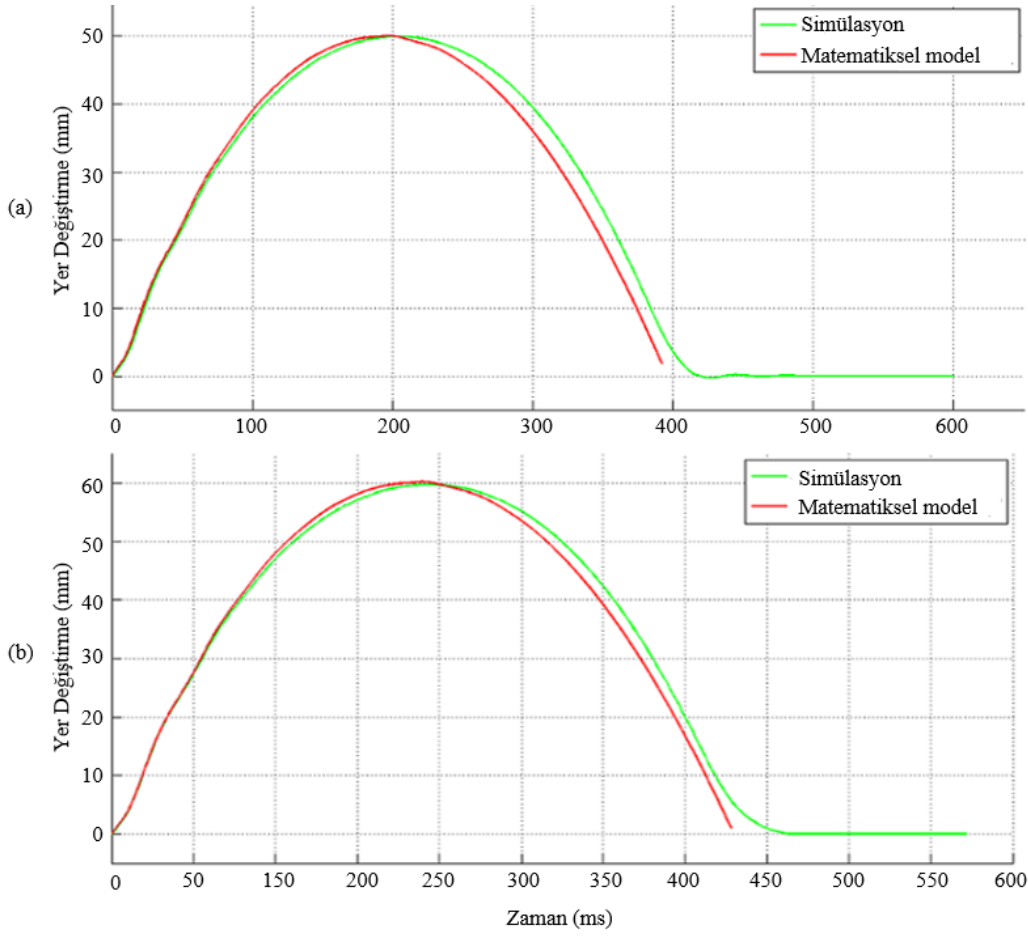
Yer değiştirme-zaman verilerini elde etmek için mevcut grafiğin (Şekil 12a) çözünürlüğü en-boy oranı korunarak artırıldı (Şekil 12b).



Şekil 9. 60 mm strok için hareket simülasyonunun sıralı görüntüleri (Sequential images of motion simulation for 60 mm stroke)

Daha sonra Solidworks programı kullanılarak grafiğin bir çizimi oluşturuldu ve elde edilen bu çizim eşit uzaklıkta dikey çizgilerle

örneklendi (Şekil 12c). Son olarak bu örnek noktaların koordinatları ölçeklendirilerek yer değiştirme zaman verileri belirlendi.



Şekil 10. 50 (a) ve 60 (b) mm kompresyonlar için anlık kompresyon derinliğinin matematiksel model ve hareket simülasyon sonuçlarının karşılaştırılması (Comparison of mathematical model calculation and motion simulation results of instantaneous compression depth for 50 (a) and 60 (b) mm compressions)

Şekil 13'te CardiS cihazının piston yer değiştirme-zaman grafiği, aynı piston teknolojisini (vidalı mil) kullanan Corpuls ve LUCAS-2 cihazlarının yer değiştirme-zaman grafikleri ile karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmaya dayanarak, benzer teknolojiyi paylaşan Corpuls ve LUCAS-2'nin karşılaştırılabilir trapezoidal kompresyon dalga formları ürettiği, buna karşılık CardiS cihazının ise manuel göğüs kompresyon dalga formu olan sinüzoidal benzeri bir dalga formu ürettiği gözlemlenmiştir.

Corpuls ve LUCAS-2 cihazlarının konum-zaman grafiklerinden elde edilen hız-zaman grafiği ile CardiS cihazının hız-zaman grafiği Şekil 14'te gösterilmektedir. Grafiğe göre, üç cihaz arasında tepe hız değerleri ve bu değerlere ulaşma süreleri açısından önemli bir farklılık görülmektedir. Bu tepe noktasi verilerine göre elde edilen ortalama piston ivmesi ve maksimum kompresyon hızı değerleri ile piston hız zaman grafiklerinin aynı türeyle elde edilen grafiklerdeki sıfır ve maksimum hız noktaları arasındaki en dik kısımlardan veri toplanarak grafik analizlerle doğrulanan anlık piston ivme değerleri Tablo 2'de gösterilmektedir.

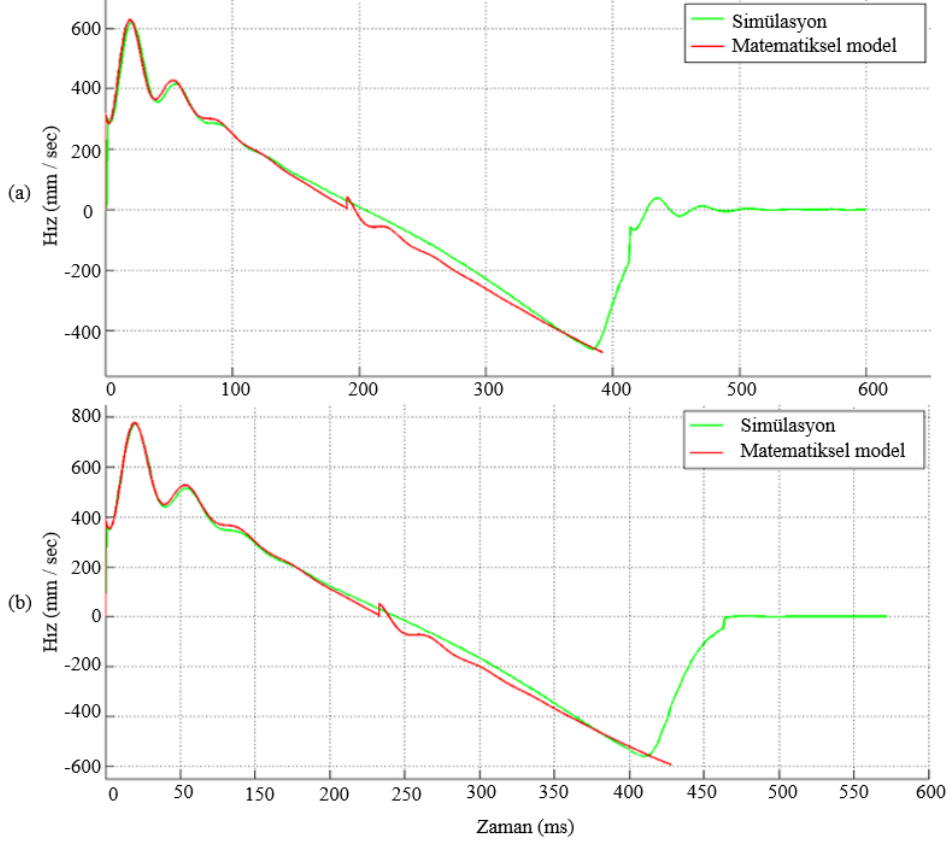
4. Tartışma (Discussion)

Yüksek ivmeli göğüs kompresyonu, yüksek impuls KPR için gerekli olan göğüsün yüksek başlangıç kompresyon hızına olanak tanır [20]. KPR'de kan akış mekanizması üzerine yapılan çalışmalara göre, yüksek impuls göğüs kompresyonu doğrudan kardiyak kompresyonu

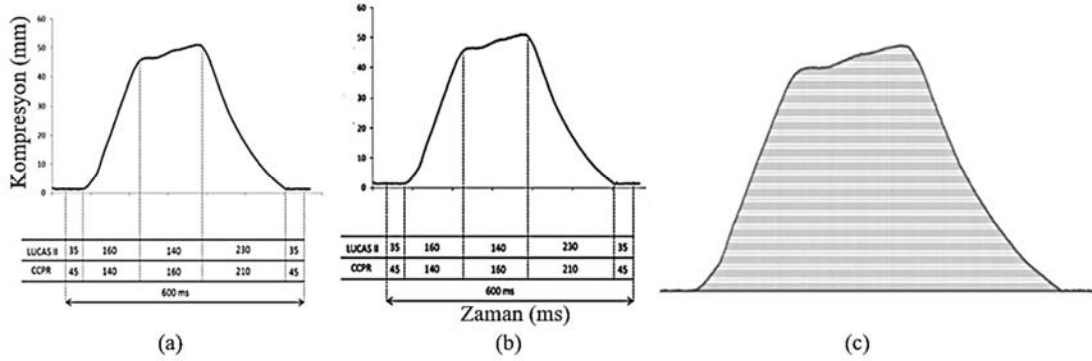
başlatabilir [20]. Kan akışının bu mekanizması Kardiyak Pompa Teorisi [41] ile açıklanmaktadır. Bu teoriye göre kalp kapakçıkları normal kan akışında olduğu gibi çalışır. Normal kan akışında, kalpten gelen kan akışının doğrudan bir ölçüsü olan sol ventrikül ile aort arasındaki basınç gradyanı, sol ventrikül'den gelen kan akışının hızlanması ile orantılıdır [42]. KPR ile kan akışı, göğüs kompresyon derinliği ile doğru orantılı olduğundan [43], KPR ile kan akış hızı ve ivmesinin, başlangıç göğüs kompresyon hızı ve ivmesi ile doğru orantılı olduğu sonucuna varılabilir. Bu gerçeğe göre, yüksek başlangıç hızı ve ivmesine sahip göğüs kompresyonu, KPR'de normal kan akışına yakın kan akışı ölçümleriyle sonuçlanabilir. Mekanik KPR cihazlarının elastik özelliği hızlanma üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Bu etki, hasta göğüs modelinin sönümlenme özelliği ve yüksek başlangıç kompresyon hızı ile harekete geçer ve KPR cihazlarının statik yapısının yüklenmesine neden olur. Bu yüklenme, hız grafiğinde bir dalgalanmaya neden olur, ancak bu dalgalanma damper tarafından 3-4 dalgaya kadar azaltılır. Hem matematiksel modellemeye hem de simülasyonda elde edilen hız dalga formu bu fenomeni doğrular. Corpuls ve LUCAS-2'nin hız grafiklerinde görülen düşük dalgalanma seviyesi, daha düşük başlangıç hızı ve ivmeye sahip olduklarını gösterir.

Simgeler (Symbols)

C	: Krank pimi
D_1	: Hasta göğsünün damper sabiti

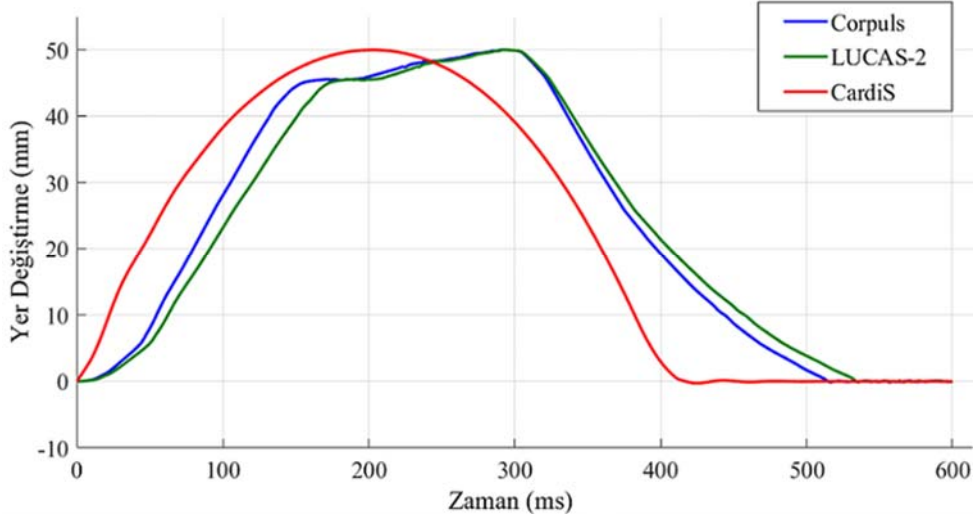


Şekil 11. 50 (a) ve 60 (b) mm kompresyonlar için anlık kompresyon hızının matematiksel model ve hareket simülasyonu sonuçlarının karşılaştırılması (Comparison of mathematical model calculation and motion simulation results of instantaneous compression velocity for 50 (a) and 60 (b) mm compressions)

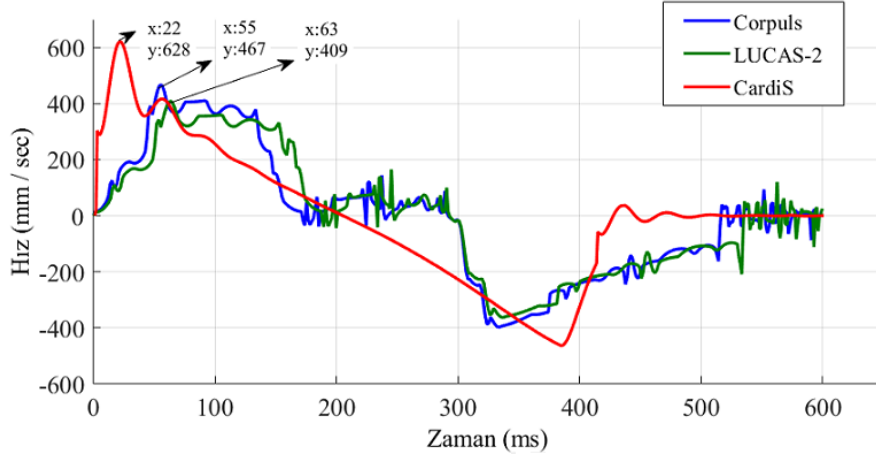


Şekil 12. Orijinal (a), yüksek çözünürlüklü (b) deneysel gerçekleştirme çalışma sonuçları ve (b)'den elde edilen dikey kesik çizgili noktalar (c) (Original (a), high resolution (b) physical study results and vertical dashed dots (c) obtained from (b))

d_E	: Bir kompresyon boyunca volandaki toplam enerji kaybı	f	: Kompresyon frekansı
d_w	: Krank piminin açılma hız dalgalanması	f_s	: Piston üzerindeki sürtünme kuvveti
E_{damp}	: Damperi sıkıştırmak için gereken enerji	K_1	: Hasta göğsünün esneklik sabiti
E_G	: Dişli verimliliği	K_2	: Statik yapının esneklik sabiti
E_P	: Piston verimliliği	K_3	: Dekompresyon yaylarının eşdeğer yay sabiti
E_{spring}	: K_1 , K_2 , ve K_3 yaylarının sıkıştırmak için gereken enerji	k_s	: Piston yatağının sürtünme katsayısı
F_C	: Krank pimi tarafından uygulanan kuvvet	L	: Biyelin uzunluğu
F_L	: Biyeye etki eden kuvvet	l_{f1}	: Volan ve motorun dönme ataletleri toplamı
F_P	: Hasta göğsüne piston tarafından uygulanan kuvvet	m_1	: Hasta göğsünün esneyen kısmını modelleyen kütle
F_{set}	: Biyel ve geri çekme yaylarından kaynaklanan piston ön yüklemesi	m_2	: Statik yapının esneyen kısmını modelleyen kütle
		N_i	: Volan ve motorun başlangıç hızı



Şekil 13 Corpuls, LUCAS-2 ve CardiS cihazlarının piston yer değiştirme grafiklerinin karşılaştırılması
(Comparison of piston displacement graphs of Corpuls, LUCAS-2 and CardiS)



Şekil 14. Corpuls, LUCAS-2 ve CardiS cihazlarının piston hız grafiklerinin karşılaştırılması.
(Comparison of piston velocity graphs of Corpuls, LUCAS-2 and CardiS)

Tablo 2. KPR Cihazlarının hız ve ivme değerlerinin karşılaştırılması
(Comparison of velocity and acceleration values of CPR devices)

KPR Cihazları	Ortalama Piston İvmesi	Maksimum Kompresyon hızı	Anlık Piston İvmesi
Corpuls	8,49 m/s^2	0,467 m/s	65 m/s^2
LUCAS-2	6,49 m/s^2	0,409 m/s	50 m/s^2
CardiS	29,5 m/s^2	0,628 m/s	365 m/s^2

n : Dişli tahvil oranı
 O : Çift kaydırıcı krank mekanizmasının merkezi
 R : Çift kaydırıcı krank yarıçapı
 t : Zaman
 t_{FsE} : Piston sürtünmesinin K_f kaynaklı enerji kaybı
 t_m : Kompresyon zamanı
 V_m : Şasiye göre pistonun maksimum çıkış hızı
 V_{m1} : m_1 'in anlık hızı
 w : Krank piminin anlık açılma hızı
 w_{avg} : Krank piminin ortalama açılma hızı
 w_i : Krank piminin ilk açılma hızı
 x : Anlık piston stroku
 x_1 : K_1 yayının anlık kompresyon derinliği

x_2 : K_2 yayının esneme miktarı
 α : Krank piminin anlık açılma ivmesi
 α_{max} : Maksimum piston ivmesi
 θ : Anlık krank açısı
 θ_i : Kompresyon başlangıcındaki krank açısı
 τ_c : Krank pimi üzerindeki tork
 τ_{Cl} : Elektromanyetik kavramanın maksimum torku

5. Sonuçlar ve Tartışmalar (Results and Discussions)

Bu çalışmada, çift kaydırıcı krank ve dinamik biyelden oluşan yüksek başlangıç momentumlu ve yüksek ivmeli göğüs kompresyonu yapabilen özel bir piston mekanizmasına sahip Kardiyak Stimülör

(CardiS) adı verilen yeni bir mekanik KPR cihazı geliştirilmiştir. Geliştirilen cihazın piston mekanizması AHA yönergelerinde standart manuel KPR için tamamen sağlayıcının yorgunluğu azaltılmak amacıyla önerilen %50 görev döngüsü yerine %33 görev döngüsü sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Bu sayede daha yüksek kan akışı dolayısıyla daha kaliteli KPR hedeflenmiştir. Ayrıca, mevcut KPR cihazlarından farklı olarak pistondaki yüksek ivmelenmenin göğse daha yüksek oranda aktarılabilmesi için daha sert bir iskelet yapısı tasarlanmıştır. Geliştirilen cihazın piston mekanizmasının göğüs modeli üzerindeki hareket simülasyon sonuçları hem matematiksel model hem de LUCAS-2 ve Corpuls cihazlarının deneysel gerçekleştirme sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmadan elde edilen sonuçlara göre benzer teknolojiyi kullanan Corpuls ve LUCAS-2'nin benzer trapezoidal kompresyon dalga formları ürettiği, bununla birlikte CardiS cihazının yer değiştirme ve hız grafiklerinin sırasıyla manuel göğüs kompresyon dalga formu olan sinüzoidal benzeri ve negatif rampa dalga formları ürettiği gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar CardiS cihazının daha yüksek başlangıç hızına ve ivmesine sahip olduğunu göstermektedir.

Bu çalışmada, geliştirilen cihazın hareket simülasyon sonuçlarının LUCAS-2 ve Corpuls cihazlarının deneysel gerçekleştirme sonuçlarıyla karşılaştırılmasının sebebi, belirtilen cihazların piston yer değiştirme ve hızları hakkında herhangi bir alternatif verinin bulunmamasıdır. Bundan dolayı bu analiz uygulanabilir tek seçenektir. Ayrıca, bu çalışmada matematiksel modelin nümerik yöntemlerle çözümünün, mevcut çözüme kıyasla gerçek çözüme daha yakın sonuçlar verebileceği öngörülmektedir. Ancak, nümerik metotlarla çözümün bu çalışmada hedeflenen doğruluğa katkısının düşük olacağı ve mevcut çözüme göre elde edilmesinin çok daha zor ve zaman alıcı olacağı göz önünde bulundurularak, bu yöntem tercih edilmemiştir. Son olarak kullanılan simülasyon platformunun dişli kutusu içermemesi geliştirilen cihazın hareket simülasyonunun tam olarak modellenememesine sebep olmuştur. Ancak, bu sorunun üstesinden gelmek için volan ve çift kaydırıcı kranka atalet yansımaları uygulanmış ve simülasyonun doğruluğu artırılmıştır.

Gelecekteki çalışmalar, kompresyon derinliği ayar mekanizmasının tasarımı ve kontrolü, genel tasarımın üretimi ve gerçek bir sistem üzerinde medikal testlerinin gerçekleştirilmesi üzerine yoğunlaşacaktır.

Teşekkür (Acknowledgement)

Bu çalışma, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) (Proje No:2200301) tarafından desteklenmektedir.

Kaynaklar (References)

- Mehra R. Global public health problem of sudden cardiac death, *J Electrocardiol*; 40, 118–22, 2007.
- Neumar RW, Otto CW, Link MS, Kronick SL, Shuster M, Callaway CW, et al. Part 8: adult advanced cardiovascular life support: 2010 American Heart Association guidelines for cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care, *Circulation*, 122, 729–67, 2010.
- Brooks SC, Hassan N, Bigham BL, Morrison LJ. Mechanical versus manual chest compressions for cardiac arrest, *Cochrane Database Syst Rev*, 2, 2014.
- Kleinman ME, Brennan EE, Goldberger ZD, Swor RA, Terry M, Bobrow BJ, et al. 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, 414–35, 2015.
- Perkins GD, Handley AJ, Koster RW, Castrén M, Smyth MA, Olasveengen T, et al. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015: Section 2. Adult basic life support and automated external defibrillation. *Resuscitation*, 95, 81–99, 2015.
- Pozner C. Advanced cardiac life support (ACLS) in adults. UpToDate Waltham, MA 2015 2016.
- American Heart Association (AHA). Highlights of the 2020 American Heart Association Guidelines for CPR and ECC. https://cpr.heart.org/-/media/cpr-files/cpr-guidelines-files/highlights/hghlghts_2020_ecc_guidelines_english.pdf. Yayın tarihi Ekim 2020. Erişim tarihi Mart 18, 2021.
- Sugerman NT, Edelson DP, Leary M, Weidman EK, Herzberg DL, Hoek TL Vandenberg, et al. Rescuer fatigue during actual in-hospital cardiopulmonary resuscitation with audiovisual feedback: a prospective multicenter study, *Resuscitation*, 80, 981–4, 2009.
- Abella BS, Alvarado JP, Myklebust H, Edelson DP, Barry A, O'Hearn N, et al. Quality of cardiopulmonary resuscitation during in-hospital cardiac arrest, *Jama*, 293 (3), 305–10, 2005.
- Kern KB, Hilwig RW, Berg RA, Sanders AB, Ewy GA. Importance of continuous chest compressions during cardiopulmonary resuscitation: improved outcome during a simulated single lay-rescuer scenario, *Circulation*, 105 (5), 645–9, 2002.
- Harrison-Paul R. A history of mechanical devices for providing external chest compressions, *Resuscitation*, 73 (3), 330–6, 2007.
- Krep H, Mamier M, Breil M, Heister U, Fischer M, Hoefl A. Out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation with the AutoPulse™ system: A prospective observational study with a new load-distributing band chest compression device, *Resuscitation*, 73 (1), 86–95, 2007.
- Steen S, Liao Q, Pierre L, Paskevicius A, Sjöberg T. Evaluation of LUCAS, a new device for automatic mechanical compression and active decompression resuscitation, *Resuscitation*, 55 (3), 285–99, 2002.
- Li Y, Xu Q. Design and development of a medical parallel robot for cardiopulmonary resuscitation, *IEEE/ASME Trans Mechatronics*, 12 (3), 265–73, 2007.
- Halperin HR, Paradis N, Ornato JP, Zviman M, LaCorte J, Lardo A, et al. Cardiopulmonary resuscitation with a novel chest compression device in a porcine model of cardiac arrest: improved hemodynamics and mechanisms, *J Am Coll Cardiol*, 44 (11), 2214–20, 2004.
- Hayashida K, Tagami T, Fukuda T, Suzuki M, Yonemoto N, Kondo Y, et al. 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 Survivo. *J Am Heart Assoc*, 6 (11), e007420, 2017.
- Li H, Wang D, Yu Y, Zhao X, Jing X. Mechanical versus manual chest compressions for cardiac arrest: a systematic review and meta-analysis, *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*, 24, 1–10, 2016.
- Bonnes JL, Brouwer MA, Navarese EP, Verhaert DVM, Verheugt FWA, Smeets JLRM, et al. 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, *Ann Emerg Med*, 67 (3), 349–60, 2016.
- Rushmer RF, Harding D, Baker D, Watson N. Initial ventricular impulse: a potential key to cardiac evaluation, *Circulation*, 29, 268–83, 1964.
- Maier GW, Tyson Jr GS, Olsen CO, Kernstein KH, Davis JW, Conn EH, et al. The physiology of external cardiac massage: high-impulse cardiopulmonary resuscitation, *Circulation*, 70 (1), 86–101, 1984.
- Dziekani M, Jubaer S, Sell V, Manda S, Aboelzahab A, Romero-Velastegui S, et al. Design of a low-cost, portable, and automated cardiopulmonary resuscitation device for emergency scenarios in Ecuador, 2017 IEEE Second Ecuador Tech. Chapters Meet., IEEE, 1–6, 2017.
- Alam MM, Amin MA, Hussain M, Bhuiyan RH, Khan MM. Design of Piston-Driven Automated Cardiopulmonary Resuscitation Device with Patient Monitoring System, 2019 Int. Conf. Robot. Electr. Signal Process. Tech., IEEE, Ecuador, 211–6, 2019.
- Sung C-W, Wang H-C, Shieh J-S, Jaw F-S. A novel mechanical chest compressor with rapid deployment in all population cardiopulmonary resuscitation, *Sci Rep*, 10 (1), 1–10, 2020.
- Sadani K, Prabhakar DAP, Nag P. A Cardio pulmonary resuscitation device for stretchers, *Int J Eng Technol*, 7, 62–5, 2018.
- Castillo C, Bisera J, Ristagno G, Tang W, Weil MH. Miniaturization of a Chest Compressor for Cardiopulmonary Resuscitation, *J Med Device*, 3 (1), 2009.

26. Garcia AM, Eichhorn S, Stroh A, Polski M, Knoll A. Preliminary comparison study of two electro-mechanical cardiopulmonary resuscitation devices, 2015 Comput. Cardiol. Conf., IEEE, 81–4, 2015.
27. Eichhorn S, Garcia AM, Polski M, Spindler J, Stroh A, Heller M, et al. Corpuls cpr resuscitation device generates superior emulated flows and pressures than LUCAS II in a mechanical thorax model, *Australas Phys Eng Sci Med*, 40 (2), 441–7, 2017.
28. Reant P, Dijos M, Donal E, Mignot A, Ritter P, Bordachar P, et al. Systolic time intervals as simple echocardiographic parameters of left ventricular systolic performance: correlation with ejection fraction and longitudinal two-dimensional strain, *Eur J Echocardiogr*, 11 (10), 834–44, 2010.
29. Kağızman, A. “Otomatik kalp masajı cihazı,” *Türk Patent ve Marka Kurumu*, No:TR 2019 11852 B, 2022.
30. Paradis NA, Halperin HR, Kern KB, Wenzel V, Chamberlain DA. *Cardiac arrest: the science and practice of resuscitation medicine*, Cambridge University Press; 2007.
31. Panchal AR, Bartos JA, Cabañas JG, Donnino MW, Drennan IR, Hirsch KG, et al. Part 3: Adult Basic and Advanced Life Support: 2020 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care, *Circulation*, 142 (6), 366–468, 2020.
32. Babbs CF. High-impulse Compression CPR: Simple Mathematics Points to Future Research, *Acad Emerg Med*, 1 (5), 418–22, 1994.
33. Babbs CF, Thelander K. Theoretically optimal duty cycles for chest and abdominal compression during external cardiopulmonary resuscitation, *Acad Emerg Med*, 2 (8), 698–707, 1995.
34. Kim T, Kim KS, Suh GJ, Kwon WY, Jung YS, Ko J-I, et al. Duty cycle of 33% increases cardiac output during cardiopulmonary resuscitation, *PLoS One*, 15 (1), e0228111, 2020.
35. Boe JM, Babbs CF. Mechanics of CPR Performed with the Patient on a Soft Bed Versus a Hard Surface, *Acad Emerg Med*, 6 (7), 754–7, 1999.
36. Yılmaz E, Polat S, Solmaz H, Aksoy F, Çınar C. Thermodynamic comparison of crank-drive and rhombic-drive mechanisms for a single cylinder spark ignition engine, *Journal of the Faculty Engineering and Architecture of Gazi University*, 35 (2), 595–606, 2020.
37. Jauffres D, Lame O, Vigier G, Dore F, Fridrici V. Yield, creep, and wear properties of ultra high molecular weight polyethylene processed by high velocity compaction, *J Appl Polym Sci*, 110 (5), 2579–85, 2008.
38. Nysaether JB, Dorph E, Rafoss I, Steen PA. Manikins with human-like chest properties—a new tool for chest compression research, *IEEE Trans Biomed Eng*, 55 (11), 2643–50, 2008.
39. Xinwu X, Feng T, Qiuming S, Zheng W, Aijuan N, Mingxi H. A simulator of human chest that simulated force-sternal displacement relationship during cardiopulmonary resuscitation, *Proc. IEEE Int. Conf. Bioinforma. Bioeng.*, 1–4, 2009.
40. Neurauter A, Nysaether J, Kramer-Johansen J, Eilevstjønn J, Paal P, Myklebust H, et al. Comparison of mechanical characteristics of the human and porcine chest during cardiopulmonary resuscitation, *Resuscitation*, 80 (4), 463–9, 2009.
41. Prinzing A, Eichhorn S, Deutsch M-A, Lange R, Krane M. Cardiopulmonary resuscitation using electrically driven devices: a review, *J Thorac Dis*, 7 (10), E459, 2015.
42. Kang W, Raphael M. Acceleration-induced pressure gradients and cavitation in soft biomaterials, *Sci Rep*, 8 (1), 1–12, 2018.
43. Babbs CF, Voorhees WD, Fitzgerald KR, Holmes HR, Geddes LA. Relationship of blood pressure and flow during CPR to chest compression amplitude: evidence for an effective compression threshold, *Ann Emerg Med*, 12 (9), 527–32, 1983.