

Design of a Compression Training System using a Mechanical Chest Response Model

Article History:

Received

8 April 2026

Revised

1 June 2026

Accepted

14 July 2026

ERWANI MERRY SARTIKA¹, KALYA ICASIA¹, CHE-WEI LIN², FEBRIAN SETIAWAN²

¹Program Studi Teknik Elektro, Universitas Kristen Maranatha, Indonesia

²Department of Biomedical Engineering, National Cheng Kung University, Taiwan

Email: erwani.ms@eng.maranatha.edu

ABSTRAK

Cardiopulmonary Resuscitation (CPR) adalah prosedur darurat untuk pasien cardiac arrest. Respons dada saat kompresi dimodelkan menggunakan pegas dan damper. Agar menyerupai respons dada manusia, damper dikontrol melalui sistem kontrol pada model sistem pelatihan CPR. Perancangan seluruh sistem menggunakan pegas dan sensor HC-SR04, komponen feedback indikator LED, dan buzzer. User Interface (UI) dirancang untuk mengoperasikan seluruh sistem. Setpoint damping dengan konstanta viskositas yang berubah sesuai dengan kedalaman kompresi dada yang dirancang cukup mendekati respons karakteristik dada manusia. Kontrol PID digunakan dengan nilai gain $K_p = 5$, $K_i = 3,5$, dan $K_d = 2,8$, dan menghasilkan respons output dengan settling time 5 detik dan error total 0,4457. Gaya kompresi yang terhitung memiliki karakteristik yang sesuai, dengan besar gaya 320 – 420 N untuk kedalaman kompresi 4 – 5,5 cm, mendekati referensi 400–500 N pada kedalaman 5–6 cm.

Kata kunci: CPR, Model Pegas dan Damper, Kontrol PID, Modeling

ABSTRACT

Cardiopulmonary Resuscitation (CPR) is an emergency medical procedure performed on patients experiencing cardiac arrest. The chest response during compression is modeled using a spring and damper. To resemble the response of a human chest, the damper is controlled through a control system in the CPR training system model. The overall system design, utilizes a spring mechanism, an HC-SR04 ultrasonic sensor for measuring compression depth, LED indicators, and a buzzer as feedback components. The User Interface (UI) is designed to operate the entire system. The damping setpoint, with a viscosity constant that varies according to the chest compression depth, is designed to closely resemble the characteristics of the human chest response. PID control was implemented with gain values of $K_p = 5$, $K_i = 3.5$, and $K_d = 2.8$, resulting in an output response with a settling time of 5 seconds and a total error of 0.4457. The calculated compression force exhibits appropriate characteristics, with a force magnitude of 320–420 N for a compression depth of 4–5.5 cm, approaching the reference value of 400–500 N at a compression depth of 5–6 cm.

Keywords: CPR, Spring and Damper Model, PID Control, Modeling



1. PENDAHULUAN

CPR adalah suatu prosedur pertolongan pertama yang dilakukan kepada pasien yang mengalami *cardiac arrest*, atau saat jantung pasien berhenti berdetak, dan pasien tidak sadar, tidak responsif, maupun tidak bernafas (**Smyth, dkk, 2025**)(**Sartika, dkk, 2022**). Hal ini dilakukan untuk memastikan darah pasien terus mengalir dan organ tubuh pasien terus menerima oksigen yang dibawa oleh darah (**Urushibata, dkk, 2020**)(**Atkins, dkk, 2015**). CPR terus dilakukan sampai jantung pasien berdetak kembali, atau sampai petugas medis sampai ke lapangan (**Urgence, dkk, 2021**)(**Cetin, dkk, 2022**). Kompresi dada yang ideal memiliki kedalaman 5 – 6 cm, dengan kecepatan kompresi 100 – 120 kompresi per-menit (**Urushibata, dkk, 2020**)(**Org & Lockwood, 2026**).

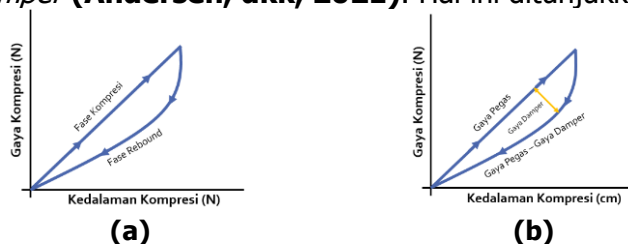
Respons dada manusia terhadap CPR dapat direpresentasikan oleh sistem pegas dan *damper*. Pegas mewakili elastisitas dari tulang rusuk manusia yang memberikan perlawanan saat diberikan gaya, dan juga memberikan dada gaya ke atas untuk kembali ke posisi awal. *Damper* mewakili viskositas dari organ tubuh, otot, dan pembuluh darah pada dada manusia yang memberikan perlambatan saat dada naik ke posisi awal (**Everson, dkk, 2021**).

Model pegas dan *damper* telah digunakan pada beberapa penelitian sebelumnya. Sebuah penelitian telah membuat manikin dengan konstanta pegas yang berbanding lurus dengan kedalaman kompresi, sedangkan penelitian lain telah mengembangkan manikin dengan pegas dan *airpot* dengan *valve* yang dikontrol oleh mikrokontroler (**Veigl, dkk, 2025**). Namun, kurang diteliti kontrol *damper* dengan *setpoint* yang berubah – ubah sesuai dengan fase kompresi dan fase *rebound*.

Pada penelitian ini, akan dilakukan perancangan model dada respons dada manusia terhadap CPR dengan pendekatan mekanik pegas dan *damper* untuk suatu sistem pelatihan kompresi dada. Model dada akan dirancang dengan sistem kontrol PID *damper* (**Kumar, dkk, 2022**). Sistem pelatihan yang dirancang akan menerima *input* kompresi dari pengguna secara *real-time*, mengirimkan *input* pada model dada yang akan menghitung perhitungan gaya kompresi, memberikan indikator selama pelatihan, dan juga menampilkan operasi dalam bentuk UI (**Pantanowitz, dkk, 2019**).

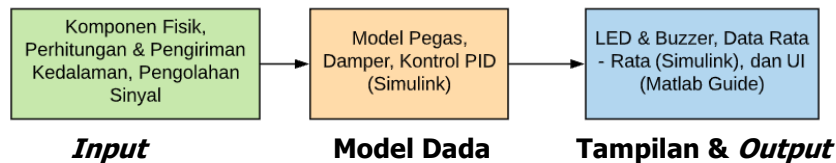
2. PERANCANGAN DAN REALISASI SISTEM

Respons model dada dapat diwakili oleh sistem pegas dan *damper* (**Lim, dkk, 2024**). Saat fase kompresi, dada pasien didorong dan kedalaman terus bertambah. Gaya saat fase kompresi berbentuk linear. Saat fase *rebound*, dada kembali ke posisi awal dan kedalaman menurun. Gaya kompresi mengalami pengurangan. Selisih ini semakin besar untuk sesaat, sebelum berkurang saat kedalaman kompresi mendekati nol cm. Maka, gaya saat fase kompresi dapat diwakili oleh gaya pegas, selisih gaya antara fase kompresi dan fase *rebound* diwakili oleh gaya *damper*, sedangkan gaya saat fase *rebound* diwakili oleh gaya pegas yang dikurang oleh gaya *damper* (**Andersen, dkk, 2021**). Hal ini ditunjukkan oleh Gambar 1.



Gambar 1. (a) Karakteristik Dada Manusia dan (b) Perwakilan Pegas dan *Damper*

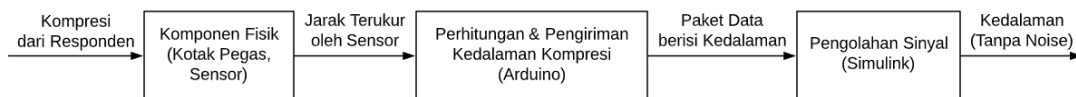
Sistem pelatihan yang dirancang ditunjukkan oleh Gambar 2. *Input* akan diterima dari komponen fisik berupa kotak pegas dan sensor, kedalaman akan dihitung dan dikirimkan oleh Arduino, dan pengolahan sinyal untuk menghilangkan noise dilakukan oleh Simulink. Model data terdiri atas model pegas, *dampner*, dan kontrol PID yang menghitung gaya pegas, *setpoint damping*, gaya damping, dan gaya kompresi. Tampilan dan *output* sistem berupa indikator LED dan *buzzer*, data rata – rata, dan UI.



Gambar 2. Bagian – Bagian Sistem Pelatihan

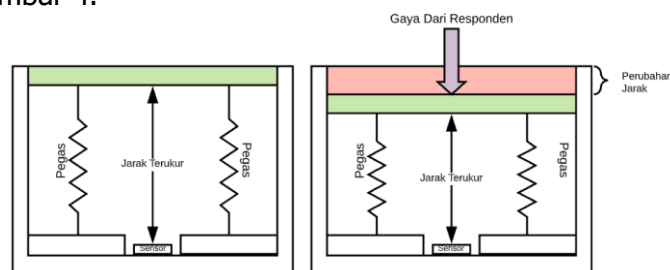
2.1 Perancangan *Input*

Perancangan *input* sistem terdiri atas perancangan komponen fisik, perancangan perhitungan dan pengiriman kedalaman, dan perancangan pengolahan sinyal. Hal ini ditunjukkan oleh Gambar 3.

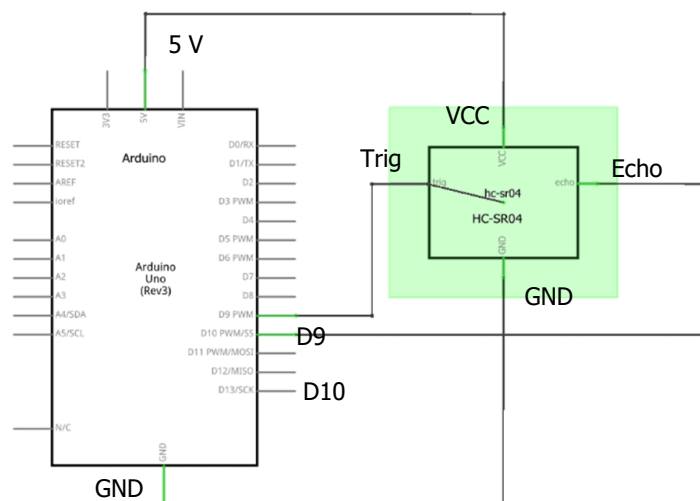


Gambar 3. Tahapan *Input* Sistem

Komponen fisik berupa kotak, pegas, dan sensor akan menerima kompresi dari responden. Selama kompresi dilakukan, sensor akan mengukur jarak antara sensor dengan tutup kotak. Perubahan jarak yang terjadi adalah kedalaman kompresi yang digunakan. Komponen fisik ini ditunjukkan oleh Gambar 4.



Gambar 4. Komponen Fisik Sistem

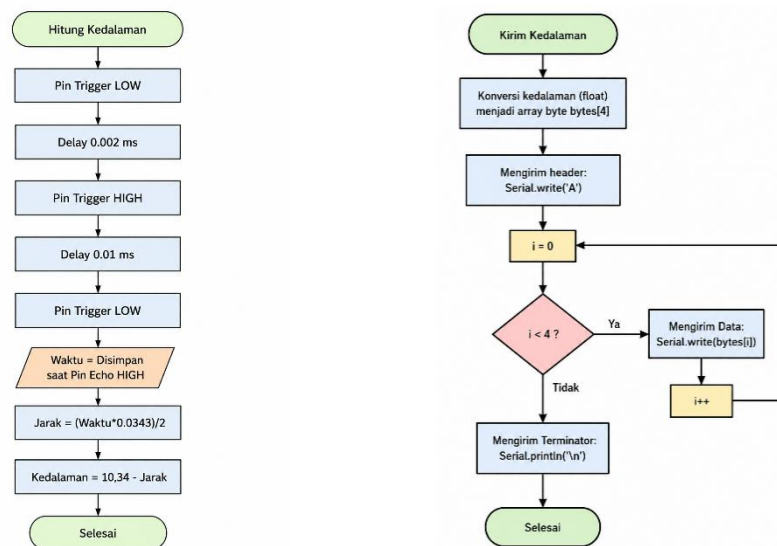


Gambar 5. Skematik Arduino dan Sensor HC-SR04

Perhitungan dan pengiriman kedalaman kompresi dilakukan pada Arduino. Gambar 5 menunjukkan skematik Arduino dan sensor HC-SR04. Saat pin Trigger *High*, maka sensor akan memancarkan sinyal ultrasonik. Saat sinyal ini dipantulkan kembali dan diterima oleh sensor, pin Echo akan menjadi *High*. Pin Trigger (D4) berfungsi sebagai *output* untuk memancarkan sinyal ultrasonik, sedangkan pin Echo (D3) berfungsi sebagai *input* yang menjadi *High* saat sinyal pantul diterima kembali oleh sensor.

Arduino terlebih dahulu mereset Pin Trigger dengan mengubahnya ke kondisi *Low* dan memberi delay beberapa mikrodetik. Selanjutnya, Arduino mengaktifkan Pin Trigger menjadi *High* selama 0.01 ms untuk memicu sensor memancarkan sinyal ultrasonik, kemudian mengembalikannya ke *Low*. Setelah pemancaran, Arduino mulai mengukur waktu hingga sinyal pantul diterima, yang ditandai dengan Pin Echo berubah menjadi *High*. Dengan mengetahui kecepatan rambat ultrasonik sebesar 0.0343 cm/ μ s, maka diperoleh jarak antara sensor dengan objek di depan sensor seperti pada Persamaan (1).

$$\text{Jarak (cm)} = \frac{\text{Waktu } (\mu\text{s}) * 0.0343}{2} \quad (1)$$



Perhitungan Kedalaman

Pengiriman Kedalaman

Gambar 6. Flowchart Perhitungan dan Pengiriman Kedalaman Kompresi

Jarak yang diukur digunakan untuk menentukan kedalaman kompresi dengan menghitung perubahan jarak dari posisi awal. Bias sebesar 10,34 cm yaitu jarak sensor ke tutup kotak saat kondisi diam, ditetapkan sebagai acuan. Persamaan (2) kemudian digunakan untuk menghitung kedalaman kompresi berdasarkan selisih antara jarak terukur dan bias tersebut.

$$\text{Kedalaman (cm)} = 10,34 - \text{Jarak(cm)} \quad (2)$$

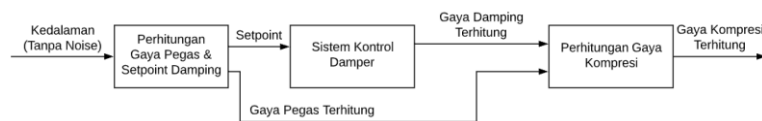
Kedalaman kompresi yang dihitung Arduino dikirim secara *real-time* ke Simulink melalui komunikasi serial. Setiap paket data diawali *header* 'A' dan diakhiri terminator *Line Feed* LF('\n') agar terbaca dengan benar. Karena serial hanya dapat mengirim *byte*, nilai kedalaman bertipe *float* dikonversi menjadi empat *byte* sesuai ukuran data *float* sebelum dikirim. Proses ini ditunjukkan pada *flowchart* Gambar 6.

Paket data yang dikirimkan dari Arduino akan diterima oleh Simulink, lalu dilewatkan pada filter LPF (*Low Pass Filter*) dengan nilai frekuensi *cut-off* 2000 Hz dan saturasi dengan nilai minimal 0 untuk menghilangkan *noise* dan memastikan tidak ada nilai negatif yang diterima oleh model yang dapat mengganggu perhitungan. Untuk menentukan frekuensi *cut-off* dari

filter *lowpass* yang digunakan, dilakukan *trial-and-error* sehingga didapatkan frekuensi sinyal *cut-off* dengan *output* noise yang paling minimal. Frekuensi tidak boleh terlalu tinggi karena noise tidak akan hilang, sedangkan frekuensi yang terlalu rendah akan menyebabkan sinyal yang sebenarnya mengalami atenuasi dan dapat menyebabkan delay pada output.

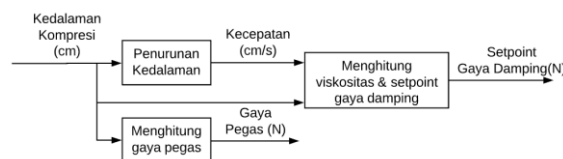
2.2 Perancangan Model Dada

Model dada pada sistem menerima kedalaman kompresi sebagai *input*. Kedalaman kompresi yang diterima akan digunakan untuk menghitung gaya pegas dan *setpoint damping* pada model dada. Pada perhitungan *setpoint damping*, akan dirancang tiga alternatif perhitungan untuk dibandingkan. Satu alternatif yang paling sesuai menggambarkan karakteristik dada terhadap kompresi akan dipilih. Selain itu, akan dilakukan perancangan sistem kontrol PID untuk mengontrol *output damper* sesuai dengan *setpoint* yang terhitung. Gaya pegas dan gaya damping yang terhitung digunakan untuk menghitung gaya kompresi yang ditampilkan dalam bentuk grafik sebagai *output*. Proses pada model dada digambarkan oleh Gambar 7.



Gambar 7. Proses Pada Model Dada

Input kedalaman kompresi digunakan untuk menghitung gaya pegas dan *setpoint damping*. Selain itu, dibutuhkan kecepatan kompresi untuk menghitung *setpoint*. Oleh karena itu, kedalaman kompresi juga diturunkan untuk mendapatkan kecepatan kompresi. Gambar 8 menunjukkan perhitungan gaya pegas dan *setpoint damping* yang dilakukan pada subsistem ini.



Gambar 8. Perhitungan Gaya Pegas dan *Setpoint* Gaya Damping

Perhitungan gaya pegas dilakukan dengan menggunakan persamaan Hooke yang ditunjukkan oleh Persamaan (3) (Ruiz, dkk, 2023a). Konstanta pegas k akan menggunakan nilai 75,39 N/cm, sesuai dengan konstanta total dari pegas pada komponen fisik.

$$\text{Gaya Pegas (N)} = k \text{ (N/cm)} \times \text{Kedalaman (cm)} \quad (3)$$

Setpoint gaya damping dihitung dengan persamaan viskositas damper yang ditunjukkan oleh Persamaan (4) (Ruiz, dkk, 2023a). Nilai kecepatan v didapat dengan menurunkan kedalaman, sedangkan nilai viskositas yang digunakan memiliki empat alternatif yang akan dibandingkan. *Setpoint* gaya damping hanya bekerja selama fase *rebound*, atau saat kecepatan kompresi negatif.

$$\text{Setpoint Gaya Damping (N)} = \mu \text{ (Ns/m)} \times \text{Kecepatan (cm/s)} \quad (4)$$

Terdapat empat alternatif *setpoint* gaya damping. Alternatif 1 menggunakan satu nilai viskositas untuk menghitung gaya damping. Viskositas dada yang digunakan sebesar 2,17 Ns/cm, yaitu viskositas dada dari sebuah subjek berumur 21 tahun (Stanley dkk., 2012). Nilai ini merupakan nilai rata – rata yang akan mewakili karakteristik dada manusia. Alternatif 2, 3, dan 4 menggunakan data viskositas (μ) terhadap kedalaman untuk mendapatkan persamaan viskositas dengan metode interpolasi dan ekstrapolasi mengacu pada Tabel 1 (Neurauter, dkk, 2009)(Ruiz, dkk, 2023b).

Tabel 1. Viskositas (μ) Terhadap Kedalaman Kompresi (Neurauter, dkk, 2009)

Viscosity μ		μ (15 mm)	μ (30 mm)	μ (50 mm)
Human	T1	115.2 [31.0-339.4]	206.0[65.1-640.1]	353.9[-478.7-1640.1]
	T2	110.8 [30.7-316.3]	196.8.0[-30.0-632.3]	362.1[-874.4-2513.7]
	T3	110.1 [35.3-360.1]	187.7[68.5-583.1]	338.7[-536.4-3076.2]

T1: awal CPR, T2: setelah 100 kali kompresi dada dan T3: setelah 200 kali kompresi dada

Alternatif 2 menggunakan tiga data viskositas dari tiga kedalaman kompresi yang berbeda untuk mendapatkan persamaan viskositas terhadap kedalaman kompresi dengan menggunakan metode interpolasi tiga titik. Alternatif ini akan menghasilkan persamaan orde dua dengan viskositas dari rentang kedalaman 1,5 – 5 cm diambil dari referensi data awal CPR (T1)(Neurauter, dkk, 2009). Tiga titik data yang digunakan untuk interpolasi tiga titik adalah (1,5; 1,152), (3; 2,06), dan (5; 3,539). Nilai x (cm) merupakan kedalaman kompresi, sedangkan nilai y (Ns/cm) pada data merupakan viskositas dada. Interpolasi tiga titik dilakukan sehingga diperoleh Persamaan (5).

$$\mu(x) = 1,152 \frac{(x-3)(x-5)}{(1,5-3)(1,5-5)} + 2,06 \frac{(x-1,5)(x-5)}{(3-1,5)(3-5)} + 3,539 \frac{(x-1,5)(x-3)}{(5-1,5)(5-3)}$$

$$\mu(x) = (0,0383x^2 + 0,4329x + 0,4162) \text{ Ns/cm} \quad (5)$$

Alternatif 3 juga menggunakan metode interpolasi tiga titik, namun data akan diperluas terlebih dahulu dengan menggunakan metode ekstrapolasi. Ekstrapolasi dilakukan untuk mencari viskositas dada pada kedalaman 7 cm, sehingga persamaan viskositas terhadap kedalaman yang diperoleh merupakan persamaan orde dua dengan rentang yang lebih luas, yaitu 1,5 – 7 cm. Pada alternatif 3 digunakan dua titik data, yaitu (1,5; 1,152) dan (5; 3,539) untuk melakukan ekstrapolasi seperti ditunjukkan pada Persamaan (6) sehingga diperoleh nilai viskositas pada kedalaman 7 cm adalah 4,9 Ns/cm.

$$\mu(7 \text{ cm}) = 115,2 + \frac{7-1,5}{5-1,5} (353,9 - 115,2) = 4,9 \text{ Ns/cm} \quad (6)$$

Dengan nilai ini, dilakukan interpolasi tiga titik dengan titik data (1,5; 1,152), (5; 3,539), dan (7; 4,9). Persamaan (7) menunjukkan proses interpolasi yang dilakukan.

$$\mu(x) = 1,152 \frac{(x-5)(x-7)}{(1,5-5)(1,5-7)} + 3,539 \frac{(x-1,5)(x-7)}{(5-1,5)(5-7)} + 4,9 \frac{(x-1,5)(x-5)}{(7-1,5)(7-5)}$$

$$\mu(x) = (-0,0005x^2 + 0,6861x + 0,1212) \text{ Ns/cm} \quad (7)$$

Alternatif 4 menggunakan metode interpolasi empat titik (gabungan alternatif 2 dan 3). Data yang digunakan adalah data yang telah diperluas dengan menggunakan metode ekstrapolasi untuk mencari viskositas dada pada kedalaman 7 cm. Alternatif 4 menggunakan empat titik data hasil ekstrapolasi untuk mendapatkan persamaan viskositas terhadap kedalaman. Alternatif ini menghasilkan persamaan orde tiga dengan viskositas dari rentang kedalaman 1,5 – 7 cm. Keempat titik data yang digunakan antara lain (1,5; 1,152), (3; 2,06), (5; 3,539), dan (7; 4,9). Alternatif ini menghasilkan persamaan orde tiga dengan viskositas dari rentang kedalaman 1,5 – 7 cm seperti ditunjukkan pada Persamaan (8).

$$\mu(x) = 1,152 \frac{(x-3)(x-5)(x-7)}{(x-3)(1,5-5)(1,5-7)} + 2,06 \frac{(x-1,5)(x-5)(x-7)}{(3-1,5)(3-5)(3-7)}$$

$$+ 3,539 \frac{(x-1,5)(x-3)(x-7)}{(5-1,5)(5-3)(5-7)} + 4,9 \frac{(x-1,5)(x-5)}{(7-1,5)(7-5)}$$

$$\mu(x) = (-0,01x^3 + 0,13x^2 + 0,14x + 0,54) \text{ Ns/cm} \quad (8)$$

Maka diperoleh empat alternatif nilai viskositas yang akan dibandingkan seperti ditunjukkan pada Tabel 2 dan Tabel 3.

Tabel 2. Perbandingan Alternatif Nilai Viskositas

Alternatif	Bentuk	Interpolasi	Ekstrapolasi	Rentang Data
1	1 Nilai Tetap	Tidak	Tidak	-
2	Persamaan	Tiga Titik	Tidak	1,5 – 5 cm
3	Persamaan	Tiga Titik	Ya	1,5 – 7 cm
4	Persamaan	Empat Titik	Ya	1,5 – 7 cm

Tabel 3. Nilai Viskositas Setiap Alternatif

Alternatif	Viskositas
1	2,17 Ns/cm
2	$\mu(x) = (0,0383x^2 + 0,4329x + 0,4162) \text{ Ns/cm}$
3	$\mu(x) = (-0,0005x^2 + 0,6861x + 0,1212) \text{ Ns/cm}$
4	$\mu(x) = (-0,01x^3 + 0,13x^2 + 0,14x + 0,54) \text{ Ns/cm}$

Untuk mendapatkan gaya damping sebagai *output* dari model damper, dibutuhkan *setpoint* untuk menentukan target *output*. *Setpoint* untuk damper didapatkan dengan menggunakan keempat alternatif pada Tabel 3. *Setpoint* yang diterima akan diberikan pada sistem kontrol damper yang dikontrol dengan menggunakan PID. Model damper akan menghitung gaya damping *output* menggunakan penurunan dari persamaan damper dan tekanan udara seperti ditunjukkan pada Tabel 3.

Gaya *output* damping dari model damper dihitung dengan menggunakan penurunan dari gaya damper terhadap tekanan udara dan luas piston seperti ditunjukkan pada Persamaan (9) (Stanley, dkk, 2012)(Lim, dkk, 2024).

$$F \text{ Output } (N) = (P_a - P) \cdot A; \quad P = \frac{nRT}{V} \quad (9)$$

Dengan memasukkan nilai P pada persamaan gaya *output* damping, dihasilkan persamaan gaya damping *output* yang bergantung pada kedalaman kompresi dan sinyal kontrol yang diterima. Persamaan (10) menunjukkan perhitungan gaya damping sebagai *output* dari aktuator damper.

$$F \text{ Damping } (\text{Output}) = P_a \cdot A - \frac{nRT}{h} \\ F \text{ Damping } (\text{Output}) = 0,7599 - \frac{n(2270,9691)}{h} \quad (10)$$

Untuk menghitung gaya damping *output*, model damper akan menerima sinyal kontrol n dan kedalaman kompresi h , dengan konstanta yang digunakan pada damper sebagai berikut:

- Konstanta gas (R): 8.314 J/K.mol
- Temperatur absolut (T): 273,15 K
- Tekanan atmosfer (P_a): 101.325 Pa
- Luas piston damper (A), pemisalan: 0.0075 m²

Nilai n adalah jumlah mol gas pada damper. Nilai ini mempengaruhi tekanan udara di dalam damper, dan akan berubah sesuai dengan besar bukaan *valve*. Semakin besar jumlah mol, semakin besar tekanan udara di dalam damper. Untuk mengatur gaya damping *output*, sinyal kontrol akan mengontrol jumlah mol gas yang berada di dalam damper dengan membuka-tutup *valve* pneumatik pada damper. Besar bukaan *valve* akan bergantung pada besar sinyal kontrol yang masuk, sehingga semakin besar sinyal kontrol, semakin besar bukaan *valve*, dan semakin besar udara yang dapat masuk.

Gaya kompresi dihitung dengan menggunakan gaya pegas dan *output* gaya damper seperti ditunjukkan pada Persamaan (11). Karena gaya damping sudah bekerja sesuai dengan fase kompresi, gaya kompresi yang dihitung tidak perlu dibuat secara kondisional.

$$\text{Gaya Kompresi (N)} = \text{Gaya Pegas (N)} - \text{Gaya Damping (N)} \quad (11)$$

2.3 Perancangan *Output* dan Tampilan Sistem

Kompresi dada yang ideal memiliki kedalaman 5 – 6 cm untuk orang dewasa, dengan kecepatan kompresi yang ideal sekitar 100 – 120 kompresi selama satu menit (**Urushibata, dkk, 2020**)(**Org & Lockwood, 2026**). Maka *output* dan tampilan sistem dirancang agar dapat mengetahui kedalaman dan kecepatan kompresi sudah sesuai dengan menambahkan indikator LED dan *buzzer*. Perhitungan data rata – rata kompresi, dan tampilan UI yang berfungsi untuk menampilkan data dan grafik dari sistem dan mengoperasikan sistem, termasuk memulai dan menghentikan simulasi. Indikator LED terdiri atas tiga LED dengan warna yang berbeda, dan berperan sebagai indikator kesesuaian kedalaman kompresi. Ketiga LED akan menyala secara bergantian, sesuai dengan kedalaman kompresi yang terhitung pada saat itu. Hal ini ditunjukkan oleh Tabel 4.

Tabel 4. Kondisi Nyala Indikator LED

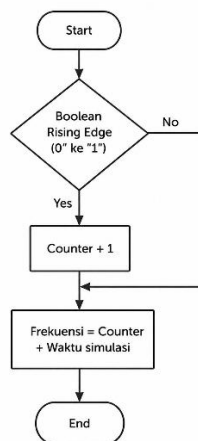
Kedalaman Kompresi	LED yang menyala	Keterangan
< 5 cm	LED Biru	Kompresi kurang dalam
5 – 6 cm	LED Hijau	Kedalaman akurat
> 6 cm	LED Merah	Kompresi terlalu dalam

Buzzer berperan sebagai panduan kecepatan kompresi yang dapat diikuti oleh pengguna selama pelatihan berjalan. Terdapat tiga pilihan kecepatan *buzzer*, yaitu 100, 110, dan 120 bunyi per-menit, sesuai dengan kecepatan ideal kompresi. Tabel 5 menunjukkan kecepatan dan interval bunyi dari *buzzer* yang digunakan sesuai dengan flag start yang diterima oleh Arduino dari UI.

Tabel 5. Kecepatan dan Interval *Buzzer*

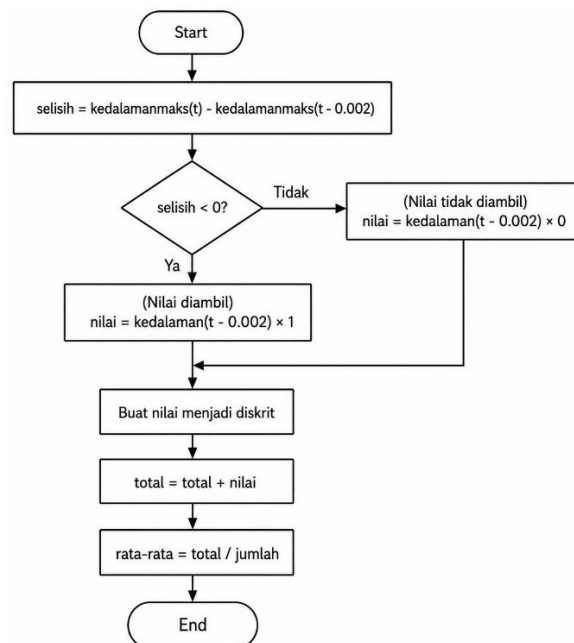
Flag Start yang Diterima	Kecepatan <i>Buzzer</i>	Interval <i>Buzzer</i> (ms)
'1'	100 per-menit	100
'2'	110 per-menit	110
'3'	120 per-menit	120

Perhitungan data rata – rata kedalaman dan rata – rata kecepatan dilakukan dengan menggeser kedalaman kompresi. Saat kedalaman kompresi turun, dihasilkan nilai Boolean '1'. Boolean akan mengalami *rising edge* setiap akhir siklus kompresi, atau setiap dada naik ke posisi awal kembali. Nilai Boolean ini dapat digunakan sebagai *input counter* yang akan bertambah setiap *rising edge* untuk menghitung jumlah kompresi. Dengan mengimplementasikan *counter* ini, rata – rata frekuensi kompresi dapat dihitung. Gambar 9 menunjukkan proses perhitungan rata – rata frekuensi.



Gambar 9. Flowchart Perhitungan Rata – Rata Frekuensi

Perhitungan kedalaman dilakukan dengan mencari nilai maksimum dari setiap kompresi, lalu membandingkan nilai maksimum pada saat itu dengan nilai maksimum 0,02 detik sebelumnya. Saat selisih yang didapat negatif, nilai maksimum akan diambil dan digunakan sebagai kedalaman kompresi dari siklus kompresi pada saat itu. Dengan nilai – nilai tersebut, dapat dihitung rata – rata kedalaman kompresi seperti ditunjukkan pada Gambar 10. Gambar 11 menunjukkan perancangan tampilan UI yang akan dibuat.



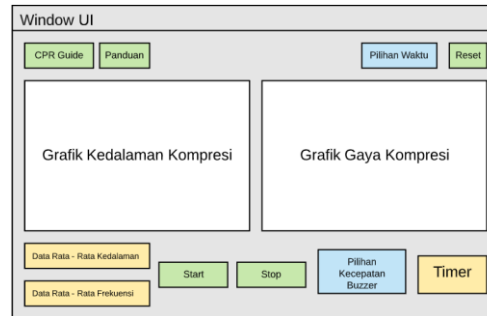
Gambar 10. Flowchart Perhitungan Rata – Rata Kedalaman

Tampilan dari sistem pelatihan berupa UI dengan fungsi – fungsi berikut:

1. Menunjukkan grafik kedalaman dan gaya kompresi selama simulasi.
2. Menampilkan rata – rata kedalaman dan frekuensi kompresi di akhir simulasi.
3. Mengatur kecepatan *buzzer* sebelum simulasi dimulai, dengan 3 pilihan kecepatan (100, 110, dan 120).
4. Menampilkan waktu selama simulasi, dengan 3 pilihan waktu simulasi (10 detik, 30 detik, atau 1 menit)

5. Memulai dan menghentikan simulasi secara manual. UI dapat menghentikan simulasi secara otomatis.
6. Menunjukkan panduan kompresi dada & dan panduan penggunaan UI.

Dengan fungsi UI tersebut, dapat ditentukan elemen – elemen pada UI yang dibutuhkan. Gambar 11 menunjukkan perancangan tampilan UI yang akan dibuat.

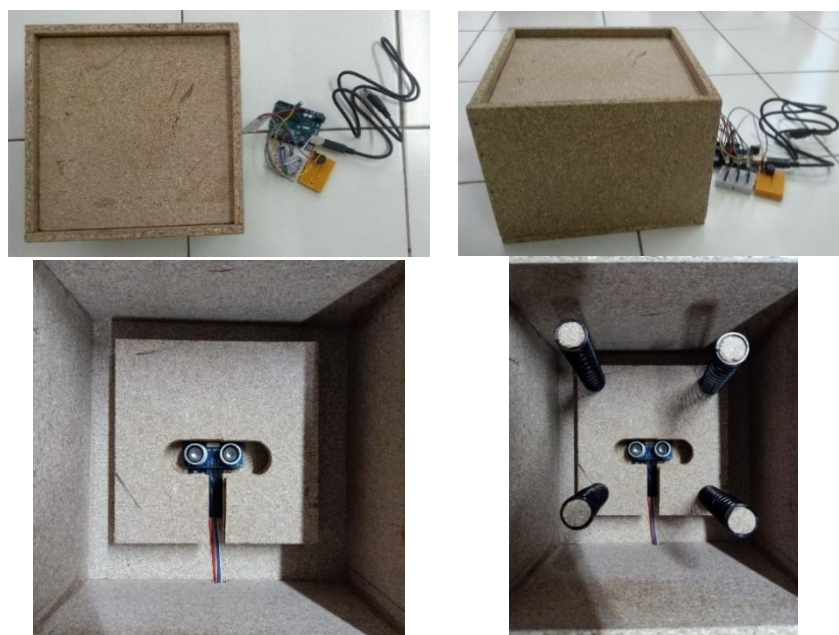


Gambar 11. Desain Tampilan UI

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1 Pengujian *Input* Sistem

Hasil implementasi dari komponen fisik yang terancang ditunjukkan oleh Gambar 12. Terdapat kotak kayu berisi pegas, dengan sensor di dalam kotak yang akan mengukur jarak antara sensor dengan tutup kotak. Kotak akan menerima kompresi dari user selama simulasi, dan pegas di dalam kotak berperan mensimulasikan pergerakan dada saat menerima kompresi. Perubahan kedalaman yang terukur oleh sensor di dalam kotak akan digunakan sebagai kedalaman kompresi. Arduino akan menggunakan jarak yang terukur oleh sensor untuk menghitung kedalaman, lalu kedalaman kompresi akan dikirim ke Simulink secara *real-time* dengan menggunakan hubungan serial. Selain itu, akan dirancang pengolahan sinyal pada Simulink untuk menghilangkan noise dari data. Pengujian dilakukan seperti ditunjukkan pada perancangan *input* sistem Gambar 3 dan cara kompresi ditunjukkan seperti pada Gambar 4.



Gambar 12. Implementasi Bentuk Fisik Sistem

Pengujian komponen fisik dilakukan untuk mencari konstanta total dari pegas dengan memberikan beban pada kotak dan mengukur perubahan panjang yang terjadi. Tabel 6 menunjukkan hasil pengukuran dan perhitungan dari konstanta total yang dilakukan. Didapat rata – rata konstanta total dari pegas sebesar 75,39 N/cm.

Tabel 6. Perubahan Panjang Terhadap Berat Pada Pegas

Berat (kg)	Pegas	
	Δ Panjang (cm)	Konstanta (N/cm)
1.5	0.2	75
2.5	0.34	74.46
3.5	0.46	75.47
4.5	0.59	76.27
5	0.66	75.76
Konstanta Rata - Rata		75.39

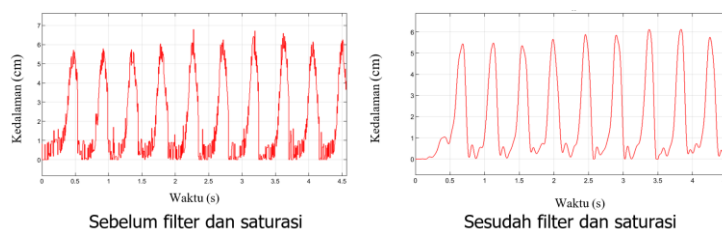
Pengujian perhitungan kedalaman kompresi dilakukan untuk mencari akurasi dari kedalaman kompresi yang terhitung. Tabel 7 menunjukkan perbandingan antara kedalaman kompresi yang terukur dan terhitung diperoleh *error* rata – rata 0,45%.

Tabel 7. Perbandingan Kedalaman Terukur dan Kedalaman Terhitung

Jarak Tutup dari Sensor (cm)	Perubahan Jarak Terukur (cm)	Perubahan Jarak Terhitung (cm)	<i>Error</i> (%)
6	4,15	4,17	0,48
5,5	4,65	4,64	0,22
5	5,15	5,18	0,58
4,5	5,65	5,69	0,70
4	6,15	6,12	0,49
<i>Error</i> Rata – Rata			0,45

Kedalaman ini akan dikirim ke Simulink secara *real-time* melalui hubungan serial dalam bentuk paket dengan tipe data 8-bit unsigned. Kedalaman yang dihitung akan dikirim ke Simulink melewati hubungan serial secara *real-time*. Perubahan jarak dari tutup kotak ini akan menjadi kedalaman kompresi. Gambar 13 (sebelum filter dan saturasi) menunjukkan kedalaman kompresi dari Arduino yang diterima pada Simulink. Dapat dilihat bahwa data yang diterima masih memiliki banyak noise, dan perlu dilakukan pengolahan sinyal lebih lanjut.

Dengan melewati kedalaman yang terkirim pada filter LPF dengan frekuensi *cut-off* 2000 Hz dan saturasi dengan nilai minimal 0, diperoleh kedalaman kompresi tanpa noise. Hal ini ditunjukkan oleh Gambar 13 (sesudah filter dan saturasi).

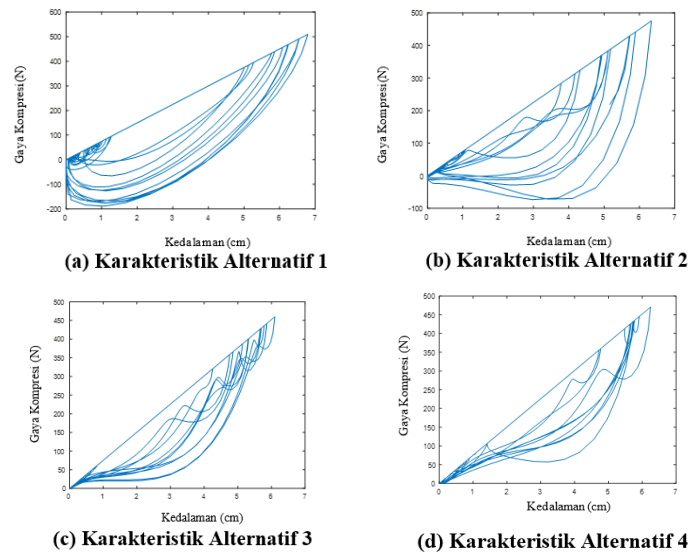


Gambar 13. Kedalaman Sebelum dan Sesudah Dilakukan Pengolahan Sinyal

3.2 Pengujian Model Dada

Pengujian model dada akan membandingkan keempat alternatif *setpoint* yang dirancang, dan juga mencari nilai *gain* yang dibutuhkan untuk PID. Gambar 14 menunjukkan perbandingan

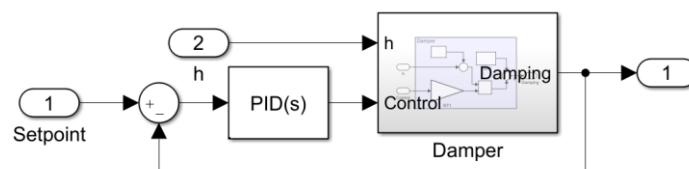
karakteristik dari setiap alternatif, yaitu grafik gaya kompresi terhadap kedalaman dengan *input* sensor.



Gambar 14. Karakteristik Kompresi dari Setiap Alternatif *Setpoint*

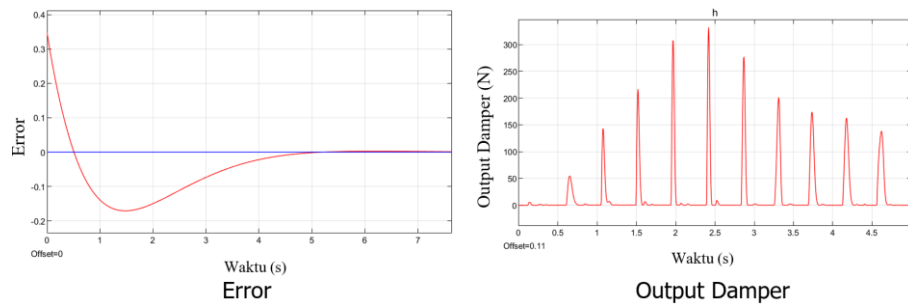
Dari keempat alternatif, alternatif 4 menunjukkan bentuk yang paling sesuai dengan karakteristik dada manusia, mengacu pada ketentuan bentuk yang dijelaskan pada Gambar 1 mengenai karakteristik dada manusia dan perwakilan pegas damper. Saat fase kompresi, kedalaman terus bertambah dan linear, dan saat fase *rebound* kedalaman menurun sampai kedalaman mendekati nol cm. Maka, alternatif 4 akan digunakan untuk sistem karena sangat mendekati dengan karakteristik dada manusia (lihat penjelasan Gambar 1) yaitu respons model dada dapat diwakili oleh sistem pegas dan damper (**Lim, dkk, 2024**) (**Andersen, dkk, 2021**).

Dengan mengimplementasikan model damper yang terancang, didapat suatu subsistem yang menerima sinyal kontrol sebagai jumlah mol udara (n), dan kedalaman kompresi sebagai tinggi piston terhadap pegas (h) dalam meter. *Setpoint* yang diterima adalah *setpoint* yang dihitung menggunakan alternatif 4. Gambar 15 menunjukkan subsistem dari sistem kontrol damping yang akan diuji. Setelah implementasi dari model damper dan sistem kontrol PID dilakukan, dibutuhkan tuning PID sehingga *output* dari aktuator damper yang disimulasikan memiliki respons transien yang cepat dan *error steady state* yang seminimal mungkin.



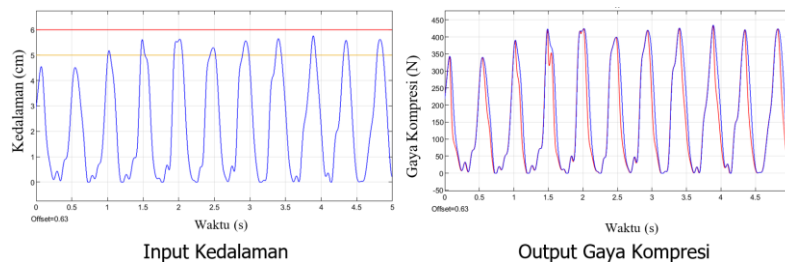
Gambar 15. Subsistem Sistem Kontrol Damping

Dari tuning PID yang dilakukan, didapat nilai *gain* $K_p = 5$; $K_i = 3,5$; $K_d = 2,8$ dengan *settling time* 5 detik dan total *error* 0,4457. Nilai PID dipilih mengacu pada Gambar 16 yang menunjukkan *error* yang menuju nilai nol dan *output damping* yang dapat mencapai 140 – 300 N, yang berarti nilai K_p , K_i , K_d yang digunakan sudah dapat memenuhi kebutuhan sistem. Gambar 15 menunjukkan *error* dan *output* dari damper dengan menggunakan nilai – nilai *gain* yang dipilih.



Gambar 16. Error dan Output Damp

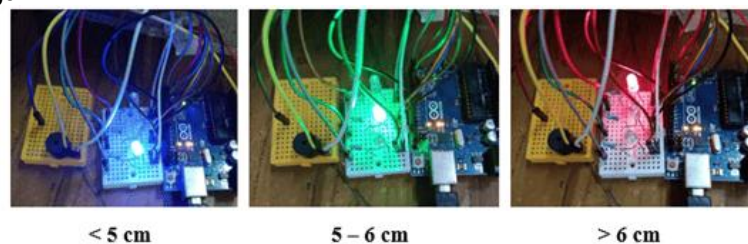
Dari gaya pegas dan gaya damper yang terhitung, dapat dihitung gaya kompresi yang dilakukan. Gambar 17 menunjukkan gaya kompresi yang didapat dengan kedalaman *input* 4 – 5,5 cm. Pada grafik sebelah kiri, garis berwarna biru merupakan gaya pegas sedangkan garis berwarna merah adalah gaya kompresi. Gaya kompresi sudah menunjukkan adanya gaya damping yang signifikan pada fase *rebound*. Didapat gaya kompresi 320 – 420 N. Hal ini sudah sesuai dengan referensi **(Neurauter, dkk, 2009)(Ruiz, dkk, 2023b)**, yaitu nilai kompresi 400 – 500 N jika kedalaman kompresi 5 – 6 cm.



Gambar 17. Input Kedalaman dan Output Gaya Kompresi

3.3 Pengujian Tampilan dan Output Sistem

Pengujian fungsi LED dilakukan dengan mengukur kedalaman kompresi yang dilakukan, dan membandingkan nyala LED dengan respons LED yang terancang. Gambar 18 menunjukkan indikator untuk mengetahui kedalaman CPR yang dilakukan pada komponen fisik CPR yang dibuat berupa kondisi nyala LED. Tabel 8 menunjukkan nyala LED pada setiap kedalaman yang terukur, dan menunjukkan bahwa LED sudah menyala sesuai dengan kondisi yang ditentukan dalam perancangan.



Gambar 18. Kondisi Nyala LED

Tabel 8. Nyala LED Pada Setiap Kedalaman yang Terukur

Kedalaman Kompresi (cm)	LED yang menyala	Keterangan
3,5	Biru	Kompresi kurang dalam
4,2	Biru	Kompresi kurang dalam
5,3	Hijau	Kedalaman Ideal
5,8	Hijau	Kedalaman Ideal
6,1	Merah	Kompresi terlalu dalam

Pengujian *buzzer* dilakukan dengan membandingkan jumlah bunyi *buzzer* yang terhitung selama satu menit dengan pengaturan *buzzer* yang digunakan. Perhitungan dilakukan sebanyak tiga kali. Tabel 9 menunjukkan perhitungan bunyi *buzzer* dan akurasi dari setiap pengaturan yang terhitung. Kecepatan bunyi *buzzer* sudah sesuai dengan perancangan, dengan *error* kurang dari 1% pada setiap kondisi pengaturan.

Tabel 9. Jumlah Bunyi *Buzzer*

Pengaturan <i>Buzzer</i>	Interval pada Coding	Bunyi selama 1 menit			Rata - Rata	<i>Error</i> (%)
		1	2	3		
100 per-menit	600	99	100	100	99.67	0.33%
110 per-menit	545	111	110	111	110.67	0.6%
120 per-menit	500	120	123	120	121	0.83%

Perhitungan data rata – rata kedalaman dan rata – rata frekuensi kompresi dilakukan dengan memberikan *input* sinyal sinus yang menyerupai bentuk *input* kedalaman kompresi. Sinyal sinus yang diberikan memiliki amplitudo dan frekuensi yang beragam. Tabel 10 menunjukkan rata – rata kedalaman dan frekuensi yang terhitung dan *input* sinus yang diberikan. Perhitungan yang dilakukan sudah sesuai dengan *input*, dengan akurasi 100% untuk perhitungan rata – rata kedalaman, dan akurasi 99,98% untuk perhitungan frekuensi rata – rata.

Tabel 10. *Input* dan *Output* Sub-Sistem Perhitungan Data Rata - Rata

<i>Input</i>		<i>Output</i>	
Tinggi Sinyal (cm)	Frekuensi Sinyal (Hz)	Kedalaman Rata – Rata (cm)	Frekuensi Rata – Rata (Hz)
5	1.667	5	1.6
5	1.833	5	1.8
5	2	5	2
6	1.667	6	1.6
6	1.833	6	1.8
6	2	6	2
Akurasi		100%	99,98%



Gambar 19. UI Sistem

UI yang terancang ditampilkan pada Gambar 19. Tampilan UI disusun sesuai dengan desain tampilan UI sebelumnya, dengan tombol Start dan Stop untuk memulai maupun menghentikan simulasi, menu *dropdown* untuk memilih kecepatan bunyi *buzzer* dan waktu simulasi, maupun textbox timer yang menampilkan waktu simulasi. Selain itu, UI dapat menampilkan grafik kedalaman dan gaya kompresi selama simulasi, dan menampilkan data rata – rata yang terhitung sebelumnya di akhir simulasi.

4. KESIMPULAN

Pada penelitian ini model respons dada manusia terhadap kompresi dada berhasil dirancang dengan pendekatan mekanik model pegas dan damper menggambarkan respons dada manusia terhadap kompresi dada. Komponen fisik berupa kotak pegas dan sensor dapat digunakan untuk mengukur kedalaman kompresi, dengan *error* rata – rata dari kedalaman terhitung sebesar 0,45%. Alternatif 4 dari perhitungan *setpoint damping* paling tepat dalam menggambarkan respons dada manusia yang sebenarnya. Hal ini ditunjukkan oleh gaya kompresi yang tidak menunjukkan nilai negatif, dan memiliki bentuk karakteristik yang sesuai, dengan gaya kompresi yang linear dan gaya *rebound* yang semakin kecil saat kedalaman mendekati 0 cm. Sistem kontrol PID dapat mengontrol *output* damper sesuai dengan kebutuhan *setpoint*, dengan nilai – nilai *gain* yang digunakan $K_p = 5$, $K_i = 3,5$, dan $K_d = 2,8$ yang menghasilkan respon *settling time* 5 detik dan *error* total 0,4457. Karakteristik dari gaya kompresi yang terhitung oleh model dada memiliki bentuk yang sesuai dengan karakteristik dada manusia, dengan besar gaya kompresi yang terhitung 320 – 420 N untuk kedalaman kompresi 4 – 5,5 cm, mendekati referensi 400 – 500 N pada kedalaman 5 – 6 cm. Sistem pelatihan yang terancang dapat menerima *input* dari komponen fisik untuk menghitung kedalaman kompresi dengan akurasi 99,98%. Untuk pengembangan selanjutnya dapat mengimplementasikan sistem kontrol yang terancang pada aktuator damper sebenarnya.

DAFTAR RUJUKAN

- Andersen, L. W., Avis, S. R., Sc, B. A., Aziz, K., It, M., Bendall, J. C., Berry, D. C., Borra, V., Böttiger, B. W., Bradley, R., Bray, J. E., Breckwoldt, J., Carlson, J. N., Cassan, P., Castrén, M., Chang, W., Charlton, N. P., Cheng, A., Chung, S. P., ... Nikolaou, N. (2021). 2021 International Consensus on Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care. *AHA Journals*. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000001017>
- Atkins, D. L., Berger, S., Duff, J. P., Gonzales, J. C., Hunt, E. A., Joyner, B. L., Meaney, P. A., Niles, D. E., Samson, R. A., & Schexnayder, S. M. (2015). for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care Part 11 : Pediatric Basic Life Support and Cardiopulmonary Resuscitation Quality 2015 American Heart Association Guidelines Update for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiova. *AHA Journals*, 132(2), 519–525. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000265>
- Cetin, S., Aslan, B., Tas, A., Gun, S., Sen, U., Sarac, M., & Stroppa, F. (2022). *Haptic-Based Cardiopulmonary Resuscitation Training for Visually Impaired People*. 46(5), 2016.
- Everson, T., Joordens, M., Forbes, H., & Horan, B. (2021). Virtual Reality and Haptic Cardiopulmonary Resuscitation Training Approaches: A Review. *IEEE SYSTEMS JOURNAL*, 1–9.
- Kumar, S., Medhavi, A., Kumar, R., & Mall, P. K. (2022). Modeling , analysis and PID controller implementation on suspension system for quarter vehicle model. *Journal of Mechanical Engineering and Sciences (JMES)*, 16(2), 8905–8916.

- Lim, H., 横谷弘美, Sim, J., Park, J., Kim, T., Kim, K. S., Suh, G. J., & Lee, J. C. (2024). Variable Stiffness and Damping Mechanism for CPR Manikin to Simulate Mechanical Properties of Human Chest. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, PP, 1. <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2024.3429422>
- Neurauter, A., Nysæther, J., Kramer-johansen, J., Eilevstjønn, J., Paal, P., Myklebust, H., Wenzel, V., Lindner, K. H., Schmölz, W., Pytte, M., Steen, P. A., & Strohmenger, H. (2009). Comparison of mechanical characteristics of the human and porcine chest during cardiopulmonary resuscitation. (2025). *Resuscitation Elsevier Journals*, 80(June), 463–469. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2008.12.014>
- Org, W. W. W. R. N., & Lockwood, B. W. (2026). *CPR – Cardiopulmonary Resuscitation*. CPR – Cardiopulmonary Resuscitation WWW.RN.ORG®.
- Pantanowitz, A., Ward, S. R., Scott, B. C., & Rubin, D. M. (2019). Data from wearable wireless instrumentation device taken during simulated CPR with and without intentional error toward a quality feedback device. *Data in brief*, 26, 104400. <https://doi.org/10.1016/j.dib.2019.104400>
- Ruiz, S., Gauna, D., Julio, J., Leonardo, C., Knox, J., Azcarate, I., Antonio, J., González-otero, D. M., & Ramzan, M. (2023a). Computer Methods and Programs in Biomedicine Characterization of mechanical properties of adult chests during pre-hospital manual chest compressions through a simple viscoelastic model. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 242(May), 107847. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2023.107847>
- Ruiz, S., Gauna, D., Julio, J., Leonardo, C., Knox, J., Azcarate, I., Antonio, J., González-otero, D. M., & Ramzan, M. (2023b). Computer Methods and Programs in Biomedicine Characterization of mechanical properties of adult chests during pre-hospital manual chest compressions through a simple viscoelastic model. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 242(September), 107847. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2023.107847>
- Sartika, E. M., Br.Pasaribu', N. T., Gany, A., Jeremy, D., Lin, C.-W., & Setiawan, F. (2022). Simulator Pelatihan Caesiopulmonary Resuscitation (CPR) menggunakan MMA dan FSR. *Elkomika: Jurnal Teknik Energi Elektrik, Teknik Telekomunikasi, & Teknik Elektronika*, 10(3), 624–638.
- Smyth, M. A., Goor, S. Van, Fijac, N., Kondo, N., Raffay, V., Ristagno, G., Rogers, J., Scquizzato, T., Smith, C. M., & Spartinou, A. (2025). European Resuscitation Council Guidelines 2025 Adult Basic Life Support. *European Resuscitation Council*, 5, 1–32.

<https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2025.110771>

- Stanley, A. A., Heale, S. K., & Kuchenbecker, K. J. (2012). Recreating the Feel of the Human Chest in a CPR Manikin via Programmable Pneumatic Damping. *IEEE Haptics Symposium 2012*, 37–44.
- Urgence, D., Guélat, Q., Maudet, L., Carron, P. P., & Beysard, N. (2021). Réanimation cardiopulmonaire de l'adulte: recommandations 2020. *REVUE MÉDICALE SUISSE JOURNALS*, 17, 1127–1131.
- Urushibata, N., Murata, K., Endo, H., Yoshiyuki, A., & Otomo, Y. (2020). Evaluation of manual chest compressions according to the updated cardiopulmonary resuscitation guidelines and the impact of feedback devices in an educational resuscitation course. *BMC Emergency Medicine*, 8, 1–6.
- Veigl, C., Bs, B. S., Heider, S., Sh, B. A., Kornfehl, A., Orlob, S., Baldi, E., Snijders, E., Anderson, N., & Nabecker, S. (2025). Diversity of CPR manikins for basic life support education : Use of manikin sex , race , and body shape – A scoping review. *MedRxiv journals*.