

# Development of an Automated Infrared Therapy System Based on MLX90614 Sensor for Muscle Pain Treatment

## [Pengembangan Sistem Terapi Inframerah Otomatis Berbasis Sensor MLX90614 untuk Pengobatan Nyeri Otot]

Zhudiah Annisa<sup>1)</sup>, Agus Hayatal Falah<sup>\*2)</sup>, Arief Wisaksono<sup>3)</sup>, Dwi Hadidjaja Rasjid Saputra<sup>4)</sup>

<sup>1)</sup> Program Studi Teknik Elektro, Universitas Muhammadiyah Sidoarjo, Indonesia

<sup>2)</sup> Program Studi Teknik Elektro, Universitas Muhammadiyah Sidoarjo, Indonesia

<sup>3)</sup> Program Studi Teknik Elektro, Universitas Muhammadiyah Sidoarjo, Indonesia

<sup>4)</sup> Program Studi Teknik Elektro, Universitas Muhammadiyah Sidoarjo, Indonesia

\*Email Penulis Korespondensi: agushf@umsida.ac.id

**Abstract.** The purpose of the research and evaluate an automated infrared therapy system capable of maintaining a stable temperature within a safe range. The system uses a non-contact temperature sensor MLX90614, an ultrasonic distance sensor HC-SR04, an Arduino Uno board, and a PWM-based infrared lamp. The control method used is Proportional Control (P-Control), equipped with a Moving Average Filter to reduce interference. Tests were conducted at distances of 15 cm, 30 cm, and 45 cm, comparing the system without control with the system with control. The results showed a temperature deviation of  $\pm 1.8^{\circ}\text{C}$  without control, while with P-Control, the deviation decreased to  $\pm 0.6^{\circ}\text{C}$  at a set point of  $45^{\circ}\text{C}$ . Despite the temperature changes due to the changing distance, the system was still able to maintain the temperature within safe limits ( $\leq 45^{\circ}\text{C}$ ). This system has the potential to improve the safety and effectiveness of infrared therapy.

**Keywords** - temperature control system; MLX90614 infrared sensor; HC-SR04 ultrasonic sensor; proportional controller; PWM

**Abstrak.** Riset tersebut tujuannya yakni merancang serta mengevaluasi sistem terapi inframerah otomatis yang mampu menjaga suhu tetap stabil dalam rentang aman. Sistem menggunakan sensor suhu tanpa kontak MLX90614, sensor jarak ultrasonik HC-SR04, board Arduino Uno, dan lampu inframerah yang berbasis PWM. Metode kontrol yang digunakan adalah Kontrol Proporsional (P-Control), dilengkapi dengan Filter Rata-Rata Bergerak untuk mengurangi gangguan. Uji dijalankan dijarak 45 cm, 30 cm, serta 15 cm, membandingkan sistem tanpa kontrol dengan sistem yang memiliki kontrol. Hasil menunjukkan deviasi suhu sebesar  $\pm 1,8^{\circ}\text{C}$  tanpa pengaturan, sedangkan dengan P-Control, deviasi tersebut turun menjadi  $\pm 0,6^{\circ}\text{C}$  pada titik set  $45^{\circ}\text{C}$ . Meski ada perubahan suhu karena jarak yang berubah, sistem tetap bisa menjaga suhu tetap dalam batas aman ( $\leq 45^{\circ}\text{C}$ ). Sistem ini memiliki kemungkinan untuk meningkatkan keamanan dan efektivitas terapi inframerah.

**Kata Kunci** - Sistem kontrol suhu; sensor inframerah MLX90614; sensor ultrasonik HC-SR04; pengontrol proporsional; PWM

## I. PENDAHULUAN

Nyeri otot merupakan masalah kesehatan yang umum dan dapat terjadi pada individu dari berbagai usia serta jenis pekerjaan. Kondisi ini umumnya terkait dengan gangguan pada sistem tulang dan otot yang disebabkan oleh aktivitas fisik yang berlebihan, postur tubuh yang tidak tepat, gerakan yang berulang, atau adanya penyakit kronis tertentu. Laporan Beban Penyakit Global menunjukkan bahwa gangguan muskuloskeletal secara signifikan berkontribusi pada peningkatan disabilitas fungsional dan mengurangi kualitas hidup serta produktivitas individu [1]. Salah satu terapi non-farmakologis yang umum digunakan untuk mengurangi nyeri otot adalah terapi inframerah. Metode ini menggunakan radiasi panas untuk meningkatkan aliran darah lokal, merelaksasi otot, dan mempercepat pemulihan area yang tegang atau meradang [2], [3], [4]. Beberapa penelitian menunjukkan bahwa terapi inframerah memiliki risiko rendah, tidak menimbulkan rasa sakit, dan dapat digunakan di fasilitas kesehatan atau secara mandiri di rumah [5], [6], [7].

Namun, sebagian besar perangkat terapi inframerah yang tersedia masih bergantung pada pengaturan manual untuk intensitas panas dan durasi paparan. Situasi ini menyulitkan pengguna untuk mempertahankan suhu yang stabil dan dapat menyebabkan ketidaknyamanan ketika suhu melebihi batas aman untuk kulit. Beberapa penelitian juga menunjukkan bahwa pengaturan suhu yang tidak sesuai dapat memicu iritasi atau luka bakar ringan, khususnya jika digunakan dalam waktu yang lama tanpa pengawasan yang cukup [5], [8], [9]. Selain itu, ketergantungan pada pengaturan manual membuat hasil terapi sangat bergantung pada pengalaman pengguna.

Upaya pengembangan perangkat terapi inframerah berbasis mikrokontroler telah dilakukan, seperti menggunakan Arduino atau STM32 [4], [5], [7]. Namun, sebagian besar perangkat ini belum dilengkapi dengan sensor untuk mengukur suhu kulit secara langsung dan *real-time*. Hal ini menyebabkan perangkat tidak mampu menyesuaikan intensitas panas sesuai dengan perubahan suhu selama proses terapi. Beberapa penelitian telah mulai menggunakan sensor inframerah non-kontak MLX90614 untuk pengukuran suhu tubuh [6], [10], [11], tetapi masih terbatas pada sistem pemantauan *loop* tertutup tanpa kontrol otomatis.

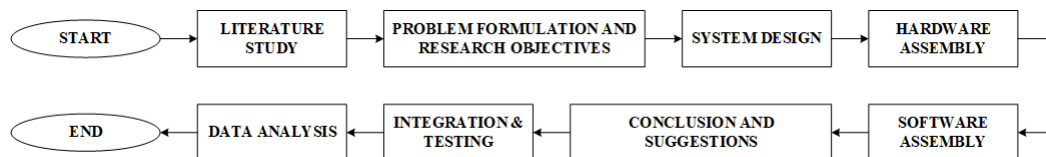
Di sisi lain, metode kontrol otomatis seperti Proporsional-Integral-Derivatif (PID) telah banyak digunakan dalam berbagai sistem kontrol suhu karena kemampuannya untuk mempertahankan kondisi stabil dan merespons perubahan dengan cepat. Penggunaan kontrol PID telah terbukti efektif pada perangkat medis seperti penghangat darah dan sistem pemanas lainnya [11], [12]. Teknik ini juga diterapkan di berbagai bidang lain, seperti penyimpanan suhu produk makanan, sistem industri, robotika, dan sistem otomatisasi rumah [9], [13], [14], [15], [16], [17]. Metode ini menunjukkan stabilitas yang baik dalam kontrol suhu di berbagai sistem. Namun, penerapan PID pada perangkat terapi inframerah yang mencakup pengukuran suhu kulit tanpa kontak dan berfokus pada keselamatan pengguna belum banyak dilaporkan dalam penelitian sebelumnya.

Kemajuan di bidang sistem tertanam dan sensor tanpa kontak memberikan peluang besar untuk meningkatkan tingkat keamanan dan efektivitas terapi inframerah. Sensor MLX90614 dapat mengukur suhu kulit secara langsung dan *real-time* tanpa memerlukan kontak fisik, sehingga memberikan penggunaan yang lebih higienis serta lebih nyaman [6], [10]. Data suhu yang dikumpulkan dapat diproses oleh mikrokontroler Arduino Uno untuk secara otomatis mengatur radiasi inframerah melalui pengontrol daya. Dengan menggunakan sistem kontrol PID *loop* tertutup, suhu terapi dapat dipertahankan dalam rentang terapeutik yang aman dan stabil [11], [13]. Berdasarkan latar belakang terkait, riset tersebut tujuannya yakni merancang serta menerapkan sistem terapi inframerah otomatis yang menggunakan sensor MLX90614 juga kontrol PID, dengan harapan dapat meningkatkan kenyamanan dan keamanan pengguna dibandingkan dengan perangkat konvensional yang masih memerlukan penyesuaian secara manual.

## II. METODE

Studi ini menggunakan metode eksperimental dengan pendekatan penelitian dan pengembangan. Metode ini dipilih karena penelitian berfokus pada desain, implementasi, dan pengujian kinerja perangkat terapi inframerah otomatis berdasarkan sistem kontrol suhu *loop* tertutup. Proses penelitian mencakup beberapa tahapan, antara lain merancang sistem, memasang komponen perangkat keras, mengembangkan perangkat lunak, menggabungkan semua komponen sistem, serta melakukan pengujian terhadap kinerja perangkat dengan metode yang dapat diukur.

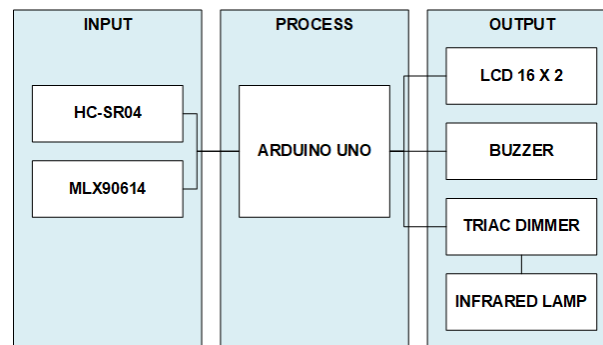
### A. Desain Sistem



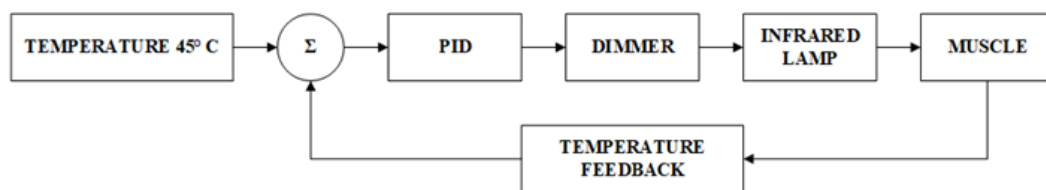
Gambar 1. Prosedur Penelitian

Sistem terapi inframerah menggunakan konsep kontrol loop tertutup, di mana suhu permukaan kulit digunakan sebagai umpan balik untuk secara otomatis menyesuaikan intensitas cahaya inframerah. Sensor suhu non-kontak yang disebut MLX90614 digunakan untuk membaca suhu objek secara *real-time*. Data ini diproses oleh mikrokontroler Arduino Uno untuk menghasilkan sinyal kontrol dalam bentuk Modulasi Lebar Pulsa (PWM), yang mengontrol modul peredup AC berbasis TRIAC. Cahaya inframerah berfungsi sebagai aktuator utama untuk menghasilkan panas terapeutik. Pendekatan ini dirancang untuk menjaga suhu terapeutik dalam kisaran aman 41 hingga 45 derajat Celcius. Data suhu difilter menggunakan *filter* rata-rata bergerak orde ke-5 untuk mengurangi *noise* dari pengukuran sensor inframerah.

## B. Diagram Blok Sistem



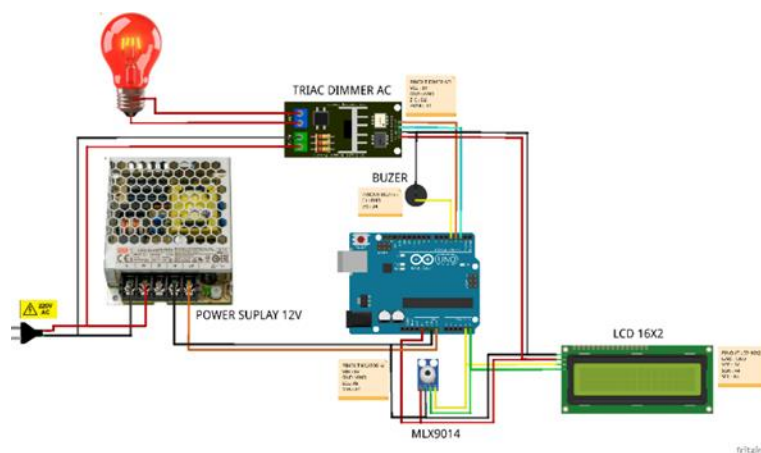
Gambar 2. Blok Diagram Rangkaian



Gambar 3. Diagram Blok Sistem PID

Diagram blok sistem meliputi sensor suhu MLX90614 sebagai sumber input, Arduino Uno sebagai komponen pengolah data, algoritma kontrol PID sebagai bagian pengendali, modul pengatur daya AC sebagai alat pengontrol energi, serta lampu inframerah sebagai komponen output. Sensor membaca suhu permukaan kulit, kemudian mengirimkan data ke mikrokontroler untuk membandingkannya dengan nilai *setpoint*. Perbedaan antara suhu aktual dan setpoint digunakan sebagai input untuk algoritma PID untuk menentukan perubahan nilai PWM, yang secara otomatis mengontrol intensitas lampu inframerah. Struktur ini memungkinkan sistem untuk merespons perubahan suhu dengan cepat dan stabil.

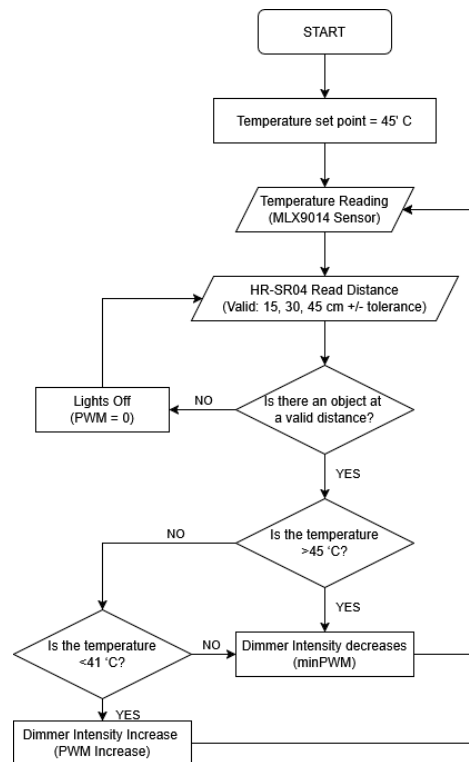
## C. Desain Perangkat Keras



Gambar 4. Desain Sirkuit

Sistem perangkat keras mencakup Arduino Uno R3, sensor MLX90614, modul peredup AC berbasis TRIAC, lampu inframerah 150W, layar LCD 16x2, bel, dan catu daya. Sensor MLX90614 terhubung ke Arduino melalui komunikasi I2C untuk mendapatkan data suhu resolusi tinggi. Modul *dimmer* AC digunakan untuk mengatur besarnya listrik yang diberikan ke lampu inframerah sesuai dengan sinyal PWM yang dikirim oleh mikrokontroler. Desain perangkat keras mempertimbangkan aspek keamanan, terutama isolasi antara rangkaian tegangan rendah dan tegangan AC.

## D. Desain Perangkat Lunak



Gambar 5. Desain Sirkuit

*Software* ini dibuat dengan menerapkan bahasa pemrograman C++ didalam Arduino IDE, serta meliputi proses inialisasian sensor suhu *non-contact* MLX90614, sensor jarak HC-SR04, LCD 16x2 yang menggunakan protokol I2C, dan parameter pengendalian sistem. Sistem membaca suhu dan jarak objek secara teratur, kemudian memproses data dengan menggunakan metode *P-Control* dan *moving average filter* untuk mengurangi perubahan tiba-tiba pada hasil pembacaan sensor serta meningkatkan kestabilan data. Nilai suhu yang diperoleh dari filtrasi dibandingkan dengan *set point* terapeutik 45°C untuk menentukan kesalahan suhu. Kontrol suhu diimplementasikan menggunakan kontrol proporsional (*P-Control*) dengan nilai penguatan proporsional ( $K_p$ ) sebesar 10. Keluaran kontrol dihitung berdasarkan perbedaan antara suhu aktual dan *set point* menggunakan pendekatan proporsional. Nilai  $K_p$  diperoleh dengan mencoba berbagai pengaturan hingga respons sistem menjadi stabil tanpa osilasi yang terlihat. Hasil perhitungan kemudian dikonversi menjadi sinyal Modulasi Lebar Pulsa (PWM) 8-bit untuk mengontrol intensitas cahaya inframerah pada driver lampu, dengan rentang nilai PWM dibatasi antara 0 dan 204 (kira-kira 0–80% siklus kerja dari rentang PWM Arduino 0–255) untuk mencegah pemanasan berlebihan. Selain itu, sistem ini memiliki fitur keamanan yang secara otomatis menghentikan output PWM jika objek berada di luar rentang terapi 15–50 cm atau jika suhu melebihi 45°C, dan juga membunyikan bel untuk memperingatkan ketika objek tidak berada dalam rentang jarak yang direkomendasikan.

## E. Prosedur Pengujian

Evaluasi terhadap sistem dilakukan guna mengukur tingkat akurasi, stabilitas, serta responsivitas kontrol pada perangkat terapi inframerah. Khusus untuk sensor MLX90614, pengujian akurasi dilaksanakan melalui komparasi hasil pembacaan suhu terhadap termometer inframerah standar didalam ragam jarak 45 cm, 30 cm, serta 15 cm. Setiap kondisi pengujian diulang tiga kali untuk memastikan data konsisten. Data sensor dikumpulkan setiap menit selama setiap pengujian dalam periode pengamatan tertentu hingga kondisi menjadi stabil. Nilai suhu yang diperoleh diproses menggunakan perhitungan rata-rata, dan deviasi standar ditentukan untuk menilai sebaran data dan kesalahan pengukuran relatif terhadap perangkat referensi. Pengujian stabilitas suhu dilakukan dengan menjalankan sistem pada *set point* 41 hingga 45 derajat Celcius dan mengamati seberapa stabil suhu tetap selama proses pengujian. Evaluasi respon kendali PID dilakukan guna menganalisis kecepatan reaksi sistem serta besarnya overshoot yang terjadi saat muncul fluktuasi kondisi. Hal ini bertujuan untuk memvalidasi performa transien sistem dalam mencapai titik kestabilan yang ditargetkan. Seluruh implementasi dilakukan di bawah kondisi lingkungan yang terkontrol, termasuk suhu ruangan, posisi sensor tetap dan vertikal relatif terhadap objek, jarak, dan karakteristik objek yang diuji. Semua data pengujian dicatat dan dianalisis untuk mengevaluasi kinerja dan

keamanan sistem terapi inframerah otomatis.

### III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Bagian ini menguraikan capaian uji coba sistem terapi inframerah, khususnya terkait konsistensi suhu berbasis algoritma PID. Analisis mengenai dampak fluktuasi jarak terhadap kinerja alat juga turut disajikan untuk memvalidasi keandalan sistem.

#### A. Hasil Uji Stabilitas Suhu Tanpa dan Dengan PID

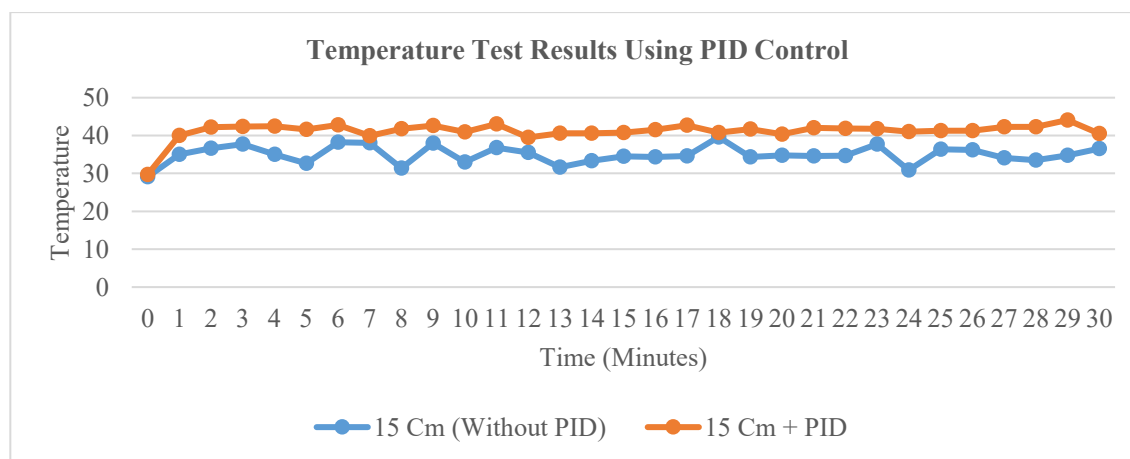
Pengujian ini dilakukan untuk menilai dampak penerapan metode kontrol PID terhadap stabilitas suhu dalam terapi. Sistem diuji dalam dua kondisi: tanpa kontrol PID dan dengan kontrol PID, dengan *set point* suhu yang sama. Parameter yang diamati meliputi suhu rata-rata dan besarnya penyimpangan suhu selama pengujian.

**Tabel 1.** Tabel Perbandingan Respons Suhu Tanpa PID dan Dengan PID

No.	Without PID			PID + Moving Average Filter			
	I	II	III	I	II	III	III
0	27.10	28.90	31.30	33.49	31.79	23.83	
1	39.90	33.60	31.50	44.55	39.54	36.07	
2	40.00	33.90	36.00	44.90	45.00	36.71	
3	36.00	34.00	43.10	44.93	44.95	37.27	
4	27.90	34.00	43.20	44.95	44.74	37.78	
5	32.20	34.10	31.80	42.11	44.73	38.10	
6	40.30	42.50	31.80	44.98	45.00	38.46	
7	28.20	42.60	43.30	39.69	41.24	38.74	
8	32.50	29.80	32.00	44.90	41.44	39.07	
9	40.80	29.80	43.30	44.96	43.08	39.94	
10	32.60	30.00	36.30	43.79	39.46	39.57	
11	32.80	34.50	43.10	44.99	44.42	39.75	
12	28.60	41.70	36.20	38.86	39.63	39.99	
13	33.00	30.20	31.80	40.73	41.05	40.15	
14	28.90	34.90	36.10	39.65	41.77	40.32	
15	41.30	30.50	31.80	40.74	41.17	40.51	
16	29.10	42.10	31.80	42.09	41.88	40.70	
17	41.40	30.70	31.60	44.98	42.38	40.77	

18	33.50	42.20	43.20	41.74	39.77	40.93
19	29.20	30.80	43.10	38.82	45.38	41.03
20	41.50	30.80	31.90	40.07	39.79	41.16
21	29.40	42.40	31.90	44.96	39.81	41.34
22	29.40	42.60	32.00	41.14	43.05	41.50
23	41.60	39.80	31.90	38.98	44.63	41.69
24	29.50	31.20	31.90	38.96	42.40	41.78
25	41.60	31.40	36.20	39.67	42.37	41.88
26	33.80	42.80	31.90	41.78	40.05	41.92
27	23.30	35.90	43.10	44.96	39.84	42.07
28	28.40	35.90	36.20	44.96	39.86	42.17
29	28.20	35.90	40.30	45.01	44.92	42.37
30	42.00	31.50	36.20	39.76	39.42	42.43

Tabel 1 menunjukkan bahwa penggunaan kontrol PID secara signifikan mengurangi penyimpangan suhu dibandingkan dengan sistem tanpa PID. Sistem yang dikendalikan PID menunjukkan stabilitas suhu yang lebih baik dan mempertahankan suhu terapeutik mendekati nilai yang ditetapkan. Hal ini sejalan dengan prinsip dasar kontrol PID, yang bertujuan untuk mengurangi kesalahan dan meminimalkan variasi suhu melalui mekanisme umpan balik.



**Gambar 6.** Grafik Hasil Uji Suhu Menggunakan Kontrol PID

Menurut Gambar 6, sistem tanpa mekanisme kontrol menunjukkan fluktuasi suhu yang relatif besar dan kecenderungan suhu untuk naik melebihi nilai yang ditetapkan sebelum mencapai kondisi stabil. Kondisi ini menunjukkan bahwa pemanasan tanpa sistem kontrol tidak dapat menjaga suhu pada titik yang ditetapkan secara konsisten. Di sisi lain, penggunaan kontrol proporsional menghasilkan *respons* suhu yang lebih terarah dengan karakteristik dinamika sistem yang lebih baik. Analisis dilakukan melalui observasi terhadap parameter respons transien, yang meliputi *settling time*, *rise time*, *steady-state error* serta *overshoot*. Implementasi *P-control* terbukti mampu mengakselerasi durasi sistem dalam menjangkau nilai *setpoint* (*rise time*) sekaligus mempercepat pencapaian kondisi ajek (*settling time*) jika dikomparasikan dengan sistem *open-loop*.

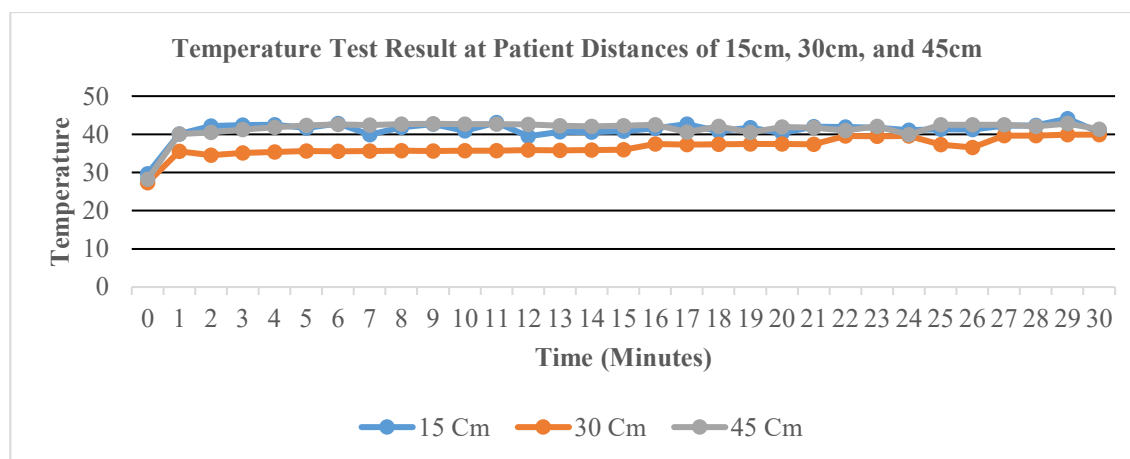
Meskipun demikian, respons sistem masih menunjukkan *overshoot*, yaitu ketika suhu melampaui *set point* sebelum akhirnya stabil. Integrasi *P-control* bukanlah satu-satunya faktor penyebab, terdapat beberapa parameter teknis lainnya yang memiliki pengaruh signifikan terhadap fenomena tersebut. Salah satu faktor utama adalah nilai *gain* proporsional yang relatif tinggi, yang menyebabkan sistem merespons kesalahan dengan kuat dan cepat. Selain itu, inersia thermal media pemanas menyebabkan panas yang terakumulasi terus meningkatkan suhu bahkan ketika sinyal kontrol mulai menurun. Faktor lain yang juga memengaruhi hal ini adalah keterlambatan pembacaan sensor suhu, interval pengambilan sampel dalam sistem kontrol digital, dan karakteristik *respons* dinamis cahaya inframerah, yang tidak dapat berubah secara instan. Di sisi lain, meskipun *P-control* dapat mempercepat *respons* sistem, metode ini masih memungkinkan terjadinya kesalahan keadaan tunak, yaitu perbedaan kecil antara suhu aktual dan *set point* dalam keadaan tunak. Oleh karena itu, karakteristik sistem yang diamati adalah hasil interaksi antara parameter penyetelan pengontrol dan dinamika thermal komponen pemanas yang digunakan.

**Tabel 2.** Perbandingan Hasil Uji Stabilitas Suhu Tanpa PID dan Dengan PID

No.	Temperature (°C)								
	15Cm			30 Cm			45 Cm		
	I	II	III	I	II	III	I	II	III
0	33.49	31.79	23.83	31.57	25.35	25.17	25.95	25.53	33.19
1	44.55	39.54	36.07	34.67	35.38	36.63	37.51	40.01	42.74
2	44.90	45.00	36.71	29.95	35.93	37.68	39.21	41.02	41.12
3	44.93	44.95	37.27	30.64	36.30	38.38	40.07	41.69	41.89
4	44.95	44.74	37.78	30.77	36.69	38.65	40.90	41.98	42.50
5	42.11	44.73	38.10	31.03	36.87	38.94	41.41	42.97	42.61
6	44.98	45.00	38.46	31.12	36.65	38.96	42.17	42.74	42.73
7	39.69	41.24	38.74	31.41	36.24	39.13	41.77	42.71	42.74
8	44.90	41.44	39.07	31.38	36.37	39.41	42.36	42.77	42.78
9	44.96	43.08	39.94	31.58	36.14	39.25	42.33	43.11	42.72
10	43.79	39.46	39.57	31.64	36.21	39.24	42.05	43.23	42.82
11	44.99	44.42	39.75	31.71	36.17	39.31	42.16	42.92	43.00
12	38.86	39.63	39.99	31.80	36.29	39.42	42.04	42.90	42.82
13	40.73	41.05	40.15	31.89	36.16	39.33	40.91	42.81	42.99
14	39.65	41.77	40.32	32.00	36.27	39.39	40.11	43.16	42.90
15	40.74	41.17	40.51	32.01	36.35	39.42	40.13	43.75	42.87
16	42.09	41.88	40.70	36.96	35.98	39.59	40.83	43.90	42.74
17	44.98	42.38	40.77	36.70	35.72	39.58	35.10	43.94	42.71

18	41.74	39.77	40.93	36.75	35.90	39.56	39.47	44.05	42.83
19	38.82	45.38	41.03	37.00	36.08	39.37	34.52	44.32	42.64
20	40.07	39.79	41.16	36.88	36.00	39.54	38.73	44.32	42.80
21	44.96	39.81	41.34	37.03	35.68	39.56	39.22	43.38	42.70
22	41.14	43.05	41.50	43.31	35.77	39.56	36.40	43.70	42.85
23	38.98	44.63	41.69	43.41	35.70	39.35	39.31	44.08	42.86
24	38.96	42.40	41.78	43.53	35.54	39.59	32.53	44.04	43.11
25	39.67	42.37	41.88	43.42	29.11	39.49	40.54	44.03	42.94
26	41.78	40.05	41.92	43.41	27.07	39.26	40.06	44.32	43.10
27	44.96	39.84	42.07	43.52	35.91	39.42	40.35	44.09	43.16
28	44.96	39.86	42.17	43.55	36.19	39.21	40.32	42.93	43.09
29	45.01	44.92	42.37	43.64	36.62	39.48	41.11	44.10	43.21
30	39.76	39.42	42.43	43.64	36.78	39.30	38.26	42.50	43.16

**Gambar 7.** Grafik Hasil Uji Suhu pada Jarak Pasien 15cm, 30cm dan 45cm



Hasil pada Gambar 7 menunjukkan bahwa sistem kontrol suhu tetap stabil dalam rentang jarak efektif 15 hingga 45 cm. Selama periode ini, sistem masih mampu mempertahankan suhu mendekati titik referensi dengan *respons* yang cukup konsisten. Pembacaan suhu awal yang rendah disebabkan oleh kondisi pemanasan sistem sebelum mencapai keseimbangan *thermal*. Namun, pada jarak yang lebih jauh, *respons* suhu menjadi kurang stabil, ditunjukkan oleh laju kenaikan suhu yang lebih lambat, karena intensitas energi inframerah yang diterima oleh objek menurun. Hal ini terkait dengan penurunan energi radiasi seiring bertambahnya jarak, menyebabkan proses pemanasan melambat dan menjadi kurang responsif terhadap perubahan kontrol. Di sisi lain, pada jarak yang lebih dekat, laju kenaikan suhu menjadi lebih tinggi karena jumlah energi radiasi yang diterima lebih besar, sehingga sistem cenderung memanaskan lebih cepat. Situasi ini, bersamaan dengan penumpukan panas pada objek yang dipanaskan, menyebabkan suhu terus meningkat meskipun sinyal kontrol telah menurun. Akibatnya, terjadi *overshoot* yang lebih signifikan, yang tidak hanya dipengaruhi oleh karakteristik P-control tetapi juga oleh dinamika *thermal* dan akumulasi energi di dalam sistem.

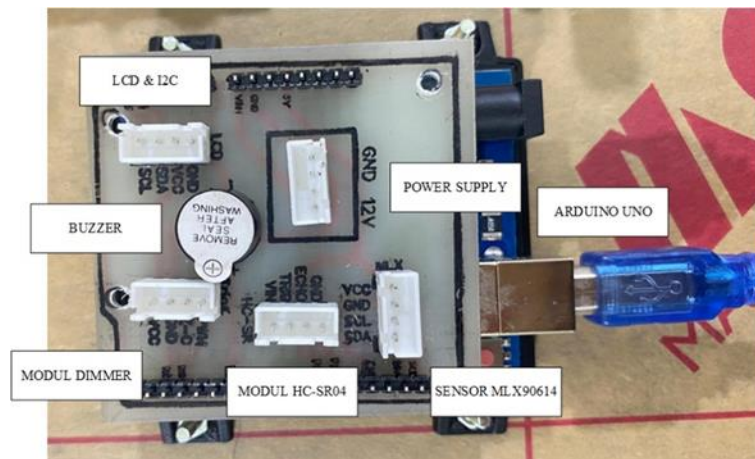
**Tabel 3.** Ringkasan Suhu Rata-rata dan Deviasi Standar

No.	Distance	Mean Temp	Std Dev
1.	15 Cm (Trial I)	42,13	2,91
2.	15 Cm (Trial II)	41,76	2,80
3.	15 Cm (Trial III)	39,68	3,41
4.	30 Cm (Trial I)	36,06	5,29
5.	30 Cm (Trial II)	35,27	2,76
6.	30 Cm (Trial III)	38,72	2,59
7.	45 Cm (Trial I)	39,28	3,44
8.	45 Cm (Trial II)	42,61	3,33
9.	45 Cm (Trial III)	42,46	1,77

**Gambar 9.** Implementasi Perangkat di Area Pasien

### B. Implementasi Sirkuit Perangkat Keras

Sistem perangkat keras terapi inframerah dibangun sesuai dengan desain yang ditentukan dalam metodologi penelitian. Perangkat ini terdiri dari sensor suhu *non-contact* MLX90614, mikrokontroler Arduino Uno, modul *dimmer* berbasis TRIAC, lampu inframerah, layar LCD untuk informasi, *buzzer* untuk sinyal peringatan, dan sumber daya pendukung.



**Gambar 8.** Sirkuit Perangkat Keras Sistem Terapi Inframerah

Implementasi ini memungkinkan sistem untuk mengukur suhu secara langsung dan secara otomatis menyesuaikan intensitas lampu inframerah. Komponen terintegrasi bekerja dengan baik bersama-sama dan membantu mempertahankan pengaturan suhu yang tepat untuk kebutuhan terapi.

#### IV. SIMPULAN

Berdasarkan implementasi, hasil pengujian, dan evaluasi kinerja, dapat disimpulkan bahwa sistem terapi inframerah otomatis yang menggunakan sensor MLX90614 dan pengontrol suhu *P-control* yang dikombinasikan dengan *moving average filter* mampu secara signifikan meningkatkan stabilitas suhu terapi dibandingkan dengan sistem tanpa kontrol. Penerapan *P-control* terbukti mampu menciptakan *respons* suhu yang lebih stabil dengan minimalisasi fluktuasi, sehingga nilai suhu tetap konsisten berada di sekitar *setpoint*. Hal ini secara langsung meningkatkan standar keamanan serta kenyamanan bagi pengguna. Melalui sinergi antara perangkat keras dan perangkat lunak, sistem secara efisien melakukan penyesuaian intensitas radiasi inframerah berdasarkan umpan balik suhu secara *real-time*. Namun, penggunaan *P-control* masih menghasilkan kesalahan keadaan tunak dan *overshoot* yang kecil, menunjukkan perlunya implementasi kontrol PID penuh di masa mendatang. Selain itu, penelitian ini masih memiliki beberapa keterbatasan, seperti faktor lingkungan seperti suhu sekitar dan aliran udara yang tidak sepenuhnya terkontrol, yang berpotensi memengaruhi hasil pengukuran dan *respons* sistem. Oleh karena itu, pengembangan lebih lanjut harus mencakup penambahan komponen kontrol integral dan derivatif untuk meningkatkan akurasi, menerapkan metode penyetelan PID yang lebih adaptif, dan melakukan pengujian klinis tambahan dalam kondisi penggunaan dunia nyata dalam jangka waktu yang lebih lama untuk mengevaluasi efektivitas terapi secara lebih menyeluruh.

#### UNGKAPAN TERIMA KASIH

Terimakasih juga apresiasi penulis haturkan pada Universitas Muhammadiyah Sidoarjo atas dukungan sarana prasarana selama penelitian berlangsung. Tak lupa, ucapan terima kasih juga ditujukan bagi Klinik Rehabilitasi Medik RSU Assakinah Medika atas bantuan dan penyediaan tempat pengujian selama tahap validasi alat. Apresiasi turut diberikan kepada fisioterapis yang telah membantu dalam pelaksanaan pengujian alat.

#### REFERENSI

- [1] Y. A. Al-Ajlouni *et al.*, "Quantifying the Strain: A Global Burden of Disease (GBD) Perspective on Musculoskeletal Disorders in the United States Over Three Decades, 1990 - 2019," *J. Clin. Med.*, vol. 13, pp. 1–21, 2024, doi: <https://doi.org/10.3390/jcm13226732>.
- [2] E. Arianto and B. S. Widodo, "Rancang Bangun Sistem Terapi Infrared Otomatis Untuk Terapi Far-Infrared Pada Spinal Cord," *J-Innovation*, vol. 11, no. 1, pp. 12–16, 2022, doi: 10.55600/jipa.v11i1.127.
- [3] L. Lusiana, A. F. Wardani, and I. Asif, "Development of Infrared Therapy Device Based on Android Application Using Bluetooth Communication to Minimize the Patient Contact," *J. Teknokes*, vol. 15, no. 1, pp. 28–34, 2022, doi: 10.35882/teknokes.v15i1.5.
- [4] A. F. Ibadillah, R. Alfita, R. V. Nahari, K. A. Wibisono, and H. W. Aprilyanto, "Rancang Bangun Alat Infrared Therapy Berbasis STM 32 Untuk Deteksi Nyeri Otot," *J. Teknol. Elektro*, vol. 13, no. 1, p. 35,

- 2022, doi: 10.22441/jte.2022.v13i1.007.
- [5] E. Erliwati, "Rancang Bangun Alat Kontrol Terapi Infrared Berbasis Arduino Uno," *J. Tek. Ind. Terintegrasi*, vol. 6, no. 1, pp. 349–353, 2023, doi: 10.31004/jutin.v6i1.18018.
- [6] I. H. Tanjung, J. Jufrizel, A. Faizal, and P. S. Maria, "Non Contact Thermometer Using Infrared Temperature Sensor MLX90614 As Body Temperature Measuring Body Based On SMS Gateway," vol. 2, no. June, pp. 19–28, 2022.
- [7] J. Y. Mahardika, I. Anshory, D. H. R. Saputra, and I. Sulistiyowati, "Rancang Bangun Sistem Pembersih Saluran Air Pada Kluster Perumahan Berbasis Arduino Uno," *Jambura J. Electr. Electron. Eng.*, vol. 6, pp. 124–131, 2024.
- [8] M. A. Primasyukra, K. J. Siringoringo, S. Ulina, and D. Soleha, "Rancang Bangun Sensor HC-SR04 pada Alat Terapi Infrared Berbasis Arduino Uno SMD ATMEGA 328P," *J. Mutiara Elektromedik*, vol. 8, no. 2, pp. 37–42, 2024, doi: <https://doi.org/10.51544/elektromedik.v8i2.5516>.
- [9] F. I. Negara, S. Syahririni, A. H. Falah, and I. Sulistiyowati, "Sistem Pengendali Berat Sampah Organik Pada Mesin Pencacah Sampah Organik Berbasis Fuzzy," *JEECOM J. Electr. Eng. Comput.*, vol. 5, no. 2, pp. 258–267, 2023, doi: 10.33650/jecom.v5i2.6913.
- [10] D. Hariyanto, N. Pertiwi, and R. A. Sirait, "Analisis Kinerja Termometer Nonkontak Berbasis Sensor IR MLX90614 dan Sensor Ultrasonik yang Diintegrasikan pada Web Server," *J. Inform. dan Tek. Elektro Terap.*, vol. 13, no. 3, 2025, doi: 10.23960/jitet.v13i3.6665.
- [11] S. N. A. Afiah *et al.*, "Kontrol Suhu Pada Teko Listrik Menggunakan PID dengan Arduino Uno," *J. Inform. dan Tek. Elektro Terap.*, vol. 13, no. 1, pp. 1193–1200, 2025, doi: 10.23960/jitet.v13i1.5874.
- [12] C. G. Santoso, T. Hamzah, S. Syaifudin, and M. U. F. Mujahid, "PID Temperature Control on Blood Warmer Equipped with Patient Temperature and Blood Temperature," *Indones. J. Electron. Electromed. Eng. Med. Informatics*, vol. 5, no. 3, pp. 125–134, 2023, doi: 10.35882/ijeemi.v5i3.286.
- [13] R. Arifuddin, S. Subairi, A. B. Setiawan, M. A. Ridlo, and A. N. Ziliwu, "Determining PID Parameters For Temperature Control System in Cavendish Banana Storage Room," *JEEE-U (Journal Electr. Electron. Eng.*, vol. 8, no. 1, pp. 15–23, 2024, doi: 10.21070/jeeeu.v8i1.1683.
- [14] A. Wisaksono and M. U. Mokhtar, "Kontrol Lampu Otomatis dengan Sistem Hybrid," *J. Cakrawala Ilm.*, vol. 39, no. 10, pp. 2359–2366, 2022.
- [15] A. Wisaksono, R. A. Pratama, and H. Hindarto, "Kontrol Kursi Roda Menggunakan Sinyal Suara Melalui Bluetooth," *J. Pros. SENAPAS*, vol. 1, pp. 26–30, 2023.
- [16] M. Alamsyah, I. Anshory, A. Ahfas, and D. H. R. Hadidjaja, "Sabuk Pengaman Tunanetra untuk Mendeteksi Objek Penghalang Menggunakan Sensor Ultrasonic dan GPS," *J. Electr. Eng. Comput.*, vol. 5, No. 2, no. xx, pp. 115–123, 2023, doi: 10.33650/jecom.v4i2.
- [17] M. Saickoni, A. H. Falah, I. Anshory, and A. Wisaksono, "Utilization of a Pressure Sensor as a Pressure Regulator in an Autoclave Machine for Medical Equipment Sterilization and IoT-Based Monitoring," *J. Electr. Eng. Comput.*, vol. 7, no. 2, pp. 364–373, 2025, doi: 10.33650/jecom.v7i2.12222.

**Conflict of Interest Statement:**

The author declares that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.