



Implementasi Kontrol PID Pada Alat *Negative Pressure Wound Therapy*

Naufal Adkha^{1*}, Eka Nuryanto Budisusila²

^{1,2}Program Studi Magister Teknik Elektro, Universitas Islam Sultan Agung

Email author: naufal.adkha@yahoo.co.id¹, ekans@unissula.ac.id²

Article Info

Article history:

Received February 5, 2026

Revised May 21, 2026

Accepted June 11, 2026

Keywords:

Negative Pressure Wound Therapy;

PID Control;

XGZP101DB1R Sensor;

Therapy Modes;

Pressure Precision;

ABSTRACT

This study aims to implement Proportional-Integral-Derivative (PID) control in a Negative Pressure Wound Therapy (NPWT) device to improve the precision and stability of negative pressure applied to wounds. NPWT is a standard therapy for complex wounds that applies subatmospheric pressure to accelerate healing. The developed system consists of three operating modes, namely continuous, intermittent, and dynamic, to tailor therapy based on wound type and patient needs. The prototype was built using main components including the XGZP101DB1R pressure sensor, ESP32 microcontroller, DC vacuum motor, and LCD Nextion interface. The PID algorithm was optimized through a trial-and-error method to achieve a stable response with minimal overshoot and fast response time. Test results show that the system can operate in a pressure range of -25 mmHg to -150 mmHg with very high accuracy, as indicated by an error percentage below 2% across all modes. PID control proved effective in maintaining pressure according to the setpoint, with a response time ranging from 12.8 to 15.8 seconds depending on the target pressure. Thus, this research successfully developed a precise, stable, and adaptive NPWT system, ready for further testing in clinical applications.

Corresponding Author:

Naufal Adkha,

Universitas Islam Sultan Agung

Jl. Kaligawe Raya No.Km.4, Terboyo Kulon, Kec. Genuk, Kota Semarang

Email: naufal.adkha@yahoo.co.id



1. INTRODUCTION

Luka didefinisikan sebagai terputusnya kontinuitas jaringan akibat cedera atau tindakan pembedahan. Proses penyembuhannya merupakan dinamika biologis kompleks yang dipengaruhi oleh berbagai faktor intrinsik dan ekstrinsik. Perawatan luka, khususnya yang bersifat kronis atau terinfeksi, memerlukan pendekatan multidisiplin yang tidak hanya bertujuan untuk membersihkan area luka tetapi juga menciptakan lingkungan yang kondusif untuk regenerasi jaringan. Perkembangan ilmu perawatan luka terus berfokus pada metode yang dapat mempercepat fase proliferasi dan epitelisasi, salah satunya melalui terapi mekanis menggunakan tekanan negatif.

Negative Pressure Wound Therapy (NPWT) telah menjadi standar perawatan untuk berbagai jenis luka kompleks sejak diperkenalkan oleh Winter dan Argenta pada 1990-an. Prinsip kerjanya adalah menerapkan tekanan subatmosfer secara terkendali pada permukaan luka melalui balutan khusus yang

tertutup rapat. Teknik ini terbukti mampu mengurangi edema, meningkatkan perfusi lokal, merangsang granulasi, serta mengurangi kontaminasi bakteri. Efektivitas NPWT sangat bergantung pada kemampuan sistem untuk mempertahankan tingkat tekanan yang presisi, stabil, dan sesuai dengan kondisi fisiologis luka yang selalu berubah.

Inovasi dalam sistem NPWT terus berkembang, terutama pada aspek kontrol dan automasi. Penelitian-penelitian sebelumnya, seperti yang dilakukan oleh Hou Tan Jia dkk. dengan kontrol fuzzy logic dan Fikri Fahriansyah dkk. yang memanfaatkan mikrokontroler Arduino, telah membuktikan bahwa pendekatan kontrol cerdas dapat meningkatkan kinerja alat. Namun, sistem-sistem tersebut umumnya masih beroperasi pada mode continuous atau intermittent sederhana, dengan keterbatasan dalam kemampuan adaptasi dinamis terhadap variasi respons jaringan atau kebocoran sistem yang mungkin terjadi.

Kontrol PID (*Proportional, Integral, Derivative*) menawarkan solusi algoritmik yang robust untuk mencapai stabilitas dan respons cepat dalam sistem dinamik seperti NPWT. Dengan memanfaatkan umpan balik dari sensor tekanan, kontrol PID secara terus-menerus menghitung dan mengoreksi kesalahan antara nilai tekanan yang diinginkan (*setpoint*) dan nilai aktual. Komponen proporsional (K_p) merespons kesalahan saat ini, integral (K_i) menghilangkan offset akumulatif, dan derivatif (K_d) mengantisipasi perubahan di masa depan. Implementasi ini diharapkan dapat menghasilkan tekanan yang lebih stabil, mengurangi osilasi, dan meningkatkan keamanan terapi.

Sensor tekanan merupakan komponen kritis yang menentukan akurasi seluruh sistem. Penelitian ini memilih sensor XGZP101DB1R karena karakteristiknya yang dirancang untuk mengukur tekanan negatif dengan rentang yang sesuai, respons linier, dan reliabilitas tinggi. Akurasi pembacaan sensor ini menjadi fondasi bagi performa kontrol PID, di mana sinyal umpan balik yang tepat akan menentukan presisi koreksi yang dihasilkan oleh algoritma kontrol terhadap kerja motor DC vakum.

Selain kontrol yang presisi, fleksibilitas terapi juga merupakan kebutuhan klinis yang penting. Jenis luka dan kondisi pasien yang berbeda sering kali memerlukan pola tekanan yang berbeda. Oleh karena itu, penelitian ini mengintegrasikan tiga mode operasi: continuous (tekanan konstan), intermittent (siklus tekanan nyala-mati periodik), dan dinamis (tekanan dapat divariasikan sesuai protokol yang dapat diatur). Mode dinamis khususnya merupakan pengembangan yang memungkinkan personalisasi terapi berdasarkan tahap penyembuhan atau jenis jaringan dominan di dasar luka.

Motor DC vakum dipilih sebagai aktuator karena kemudahan dalam pengendalian kecepatan melalui modulasi lebar pulsa (*Pulse Width Modulation/PWM*). Integrasi antara kontrol PID, sensor XGZP101DB1R, dan motor DC ini diharapkan dapat menciptakan sistem NPWT generasi baru yang tidak hanya kuat dan stabil, tetapi juga cerdas dan adaptif. Sistem akan dikendalikan oleh platform mikrokontroler yang juga menampilkan parameter terapi secara real-time pada antarmuka LCD, memudahkan monitoring oleh tenaga klinis.

Berdasarkan uraian tersebut, penelitian dengan judul "Implementasi Kontrol PID Pada Alat *Negative Pressure Wound Therapy*" ini diusulkan untuk mengembangkan prototipe sistem NPWT yang unggul dalam hal presisi, stabilitas, dan fleksibilitas. Diharapkan, hasil penelitian ini dapat memberikan kontribusi nyata bagi dunia rekayasa alat kesehatan, khususnya dalam menyediakan solusi terapi luka yang lebih efektif, aman, dan dapat disesuaikan dengan kebutuhan pasien secara individual, sekaligus mengurangi beban kerja manual tenaga medis.

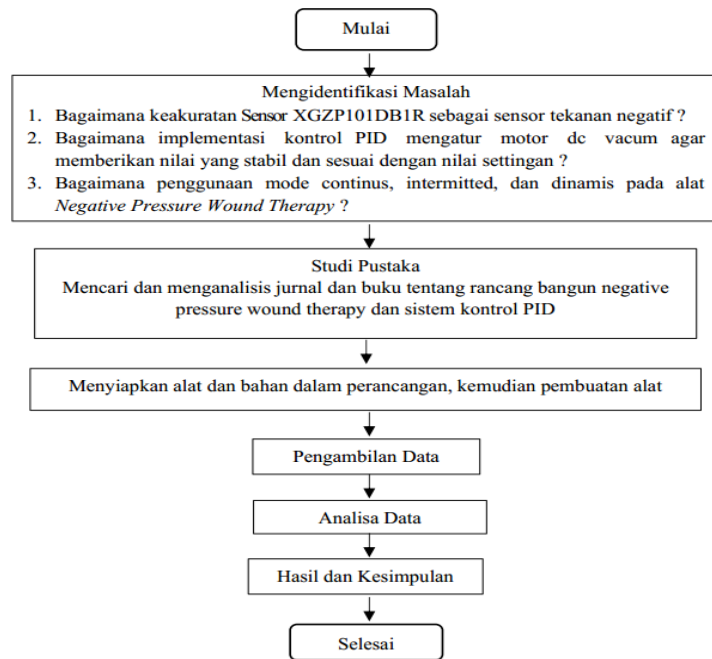
2. METHOD

Penelitian ini bertujuan untuk mengimplementasikan kontrol PID pada alat *Negative Pressure Wound Therapy* (NPWT) guna mencapai tekanan negatif yang stabil dan sesuai *setpoint* pada mode *continuous*, *intermittent*, dan *dinamis*. Metode penelitian yang digunakan mencakup desain sistem, pembuatan prototipe, pengujian fungsional, serta analisis data untuk mengevaluasi kinerja alat.

2.1. Desain dan Tahapan Penelitian

Penelitian ini mengikuti diagram alur yang terdiri dari identifikasi masalah, studi literatur, perancangan alat, pengambilan data, analisis data, dan penarikan kesimpulan. Identifikasi masalah meliputi evaluasi keakuratan sensor XGZP101DB1R, implementasi kontrol PID, serta penggunaan tiga

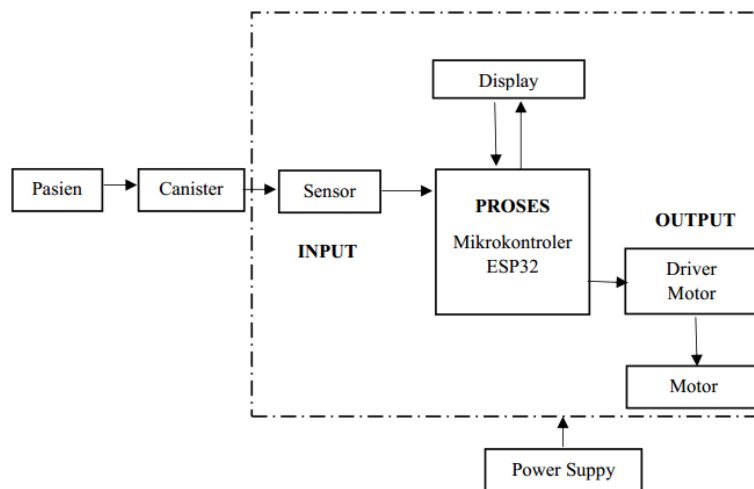
mode terapi. Studi pustaka dilakukan untuk mendukung desain sistem dan algoritma kontrol. Perancangan melibatkan desain *hardware* dan *software*, serta integrasi komponen utama seperti sensor, mikrokontroler ESP32, motor DC vakum, dan antarmuka LCD Nextion.



Gambar 1. Diagram alur penelitian

2.2. Perancangan Hardware

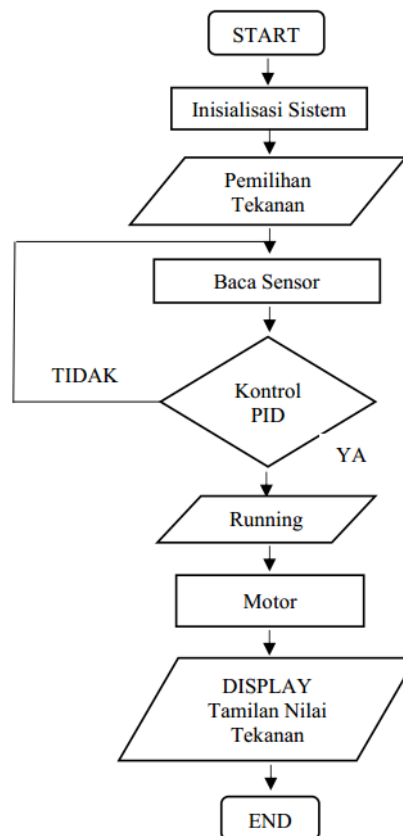
Sistem dirancang dalam tiga blok utama: *input*, *proses*, dan *output*. Blok *input* terdiri dari sensor tekanan XGZP101DB1R, tombol pemilihan mode, dan *setpoint* tekanan. Blok *proses* menggunakan mikrokontroler ESP32 untuk mengolah sinyal sensor dan menjalankan algoritma PID. Blok *output* meliputi motor DC vakum yang dikendalikan melalui *driver* MOSFET, solenoid valve, dan LCD Nextion untuk tampilan. Rangkaian *power supply* dirancang untuk menyediakan tegangan 3.3V dan 5V yang stabil bagi seluruh komponen.



Gambar 2. Blog diagram perancangan hardware

2.3. Perancangan Software

Algoritma utama terdiri dari tiga modul: pembacaan sensor, kontrol PID, dan antarmuka pengguna. Data dari sensor dikonversi ke satuan mmHg dan difilter. Kontrol PID menghitung sinyal kendali berdasarkan selisih (*error*) antara nilai tekanan aktual dan *setpoint*, dengan parameter K_p , K_i , dan K_d yang diatur berbeda untuk setiap target tekanan (-25 mmHg hingga -150 mmHg). Antarmuka pada LCD Nextion memungkinkan pemilihan mode, pengaturan tekanan dan waktu, serta visualisasi grafik tekanan *real-time*.



Gambar 3. Flowchart perancangan hardware

2.4. Tuning Parameter PID

Tuning parameter PID dilakukan dengan metode *trial and error* bertahap. Tahap awal menetapkan K_i dan K_d nol, kemudian K_p dinaikkan hingga sistem mendekati *setpoint*. K_i ditambahkan untuk menghilangkan *steady-state error*, sedangkan K_d dioptimalkan untuk meredam osilasi dan *overshoot*. Nilai akhir parameter berbeda untuk setiap tekanan, dengan K_p lebih besar pada tekanan tinggi dan *basespeed* motor ditambahkan pada tekanan rendah (-25 mmHg) untuk menghindari *delay*.

2.5. Pengujian dan Analisis Data

Pengujian meliputi kalibrasi sensor dengan alat standar berakreditasi, pengujian respon transien sistem, serta evaluasi stabilitas tekanan pada ketiga mode. Data yang diukur meliputi tekanan aktual, waktu respon, dan *error* sistem. Analisis dilakukan dengan menghitung rata-rata, standar deviasi, dan persentase kesalahan untuk menilai akurasi sensor, keefektifan kontrol PID, serta kinerja masing-masing mode terapi.

2.6. Variabel Penelitian

Variabel bebas adalah nilai tekanan negatif yang diatur (*setpoint*). Variabel terikat berupa tekanan aktual yang terbaca pada setiap mode. Variabel terkontrol meliputi mikrokontroler ESP32, algoritma PID, dan komponen elektronika pendukung. Pengukuran dilakukan menggunakan Digital Pressure Meter (DPM), multimeter, dan osiloskop untuk memverifikasi sinyal kontrol dan respon sistem.

2.7. Prototipe dan Integrasi Sistem

Prototipe dirakit dalam *casing* terstruktur dengan tata letak komponen yang ergonomis. Pengujian integrasi dilakukan untuk memastikan komunikasi antara sensor, kontroler, aktuator, dan antarmuka berjalan sesuai desain. Sistem dilengkapi dengan fitur keselamatan seperti *buzzer* notifikasi dan *timer* otomatis.

Dengan pendekatan eksperimental ini, penelitian diharapkan dapat menghasilkan sistem NPWT yang presisi, stabil, dan adaptif dengan berbagai kebutuhan klinis, sekaligus menjawab pertanyaan penelitian mengenai akurasi sensor, efektivitas kontrol PID, dan penerapan mode terapi yang berbeda.

3. HASIL DAN ANALISIS

Penelitian ini berhasil mengembangkan dan menguji prototipe alat *Negative Pressure Wound Therapy* (NPWT) yang mengimplementasikan kontrol PID untuk mencapai stabilitas tekanan pada tiga mode terapi. Hasil pengujian menunjukkan bahwa sistem yang dirancang mampu menghasilkan tekanan negatif sesuai *setpoint* dengan akurasi tinggi dan respons yang cepat.

3.1. Karakteristik Kinerja Alat

Alat berhasil beroperasi pada rentang tekanan -25 mmHg hingga -150 mmHg dengan tiga mode terapi: *continuous*, *intermittent*, dan *dynamic*. Antarmuka pengguna pada LCD Nextion memungkinkan pengaturan tekanan, waktu terapi, serta parameter *rise time* dan *fall time* untuk mode *intermittent* dan *dynamic*. Sistem dapat dihidupkan dan dimatikan melalui tombol fisik serta antarmuka perangkat lunak.



Gambar 4. Tampilan display mode continuous



Gambar 5. Tampilan display mode intermittent



Gambar 6. Tampilan display mode dynamic

3.2 Pengujian Akurasi Sensor dengan Digital Pressure Meter (DPM)

Akurasi sistem divalidasi dengan membandingkan pembacaan modul NPWT terhadap alat ukur standar Digital Pressure Meter (DPM). Pengujian dilakukan pada berbagai setpoint tekanan negatif dari -50 mmHg hingga -150 mmHg. Hasil menunjukkan bahwa modul NPWT memiliki performa yang sangat baik pada mode continuous dan intermittent, dengan persentase kesalahan (error) 0% pada seluruh setpoint. Pada mode dynamic, error tertinggi tercatat sebesar 1,13% pada setpoint -75 mmHg, yang masih berada dalam batas penerimaan klinis (dibawah 2%).

Tabel 4.1 dan 4.2 menunjukkan bahwa modul menghasilkan pembacaan yang stabil dan identik dengan nilai setpoint, sementara DPM menunjukkan variasi kecil dengan error antara 0,18% hingga 0,96%. Hal ini mengkonfirmasi bahwa sensor XGZP101DB1R memiliki linearitas dan akurasi yang sangat baik untuk aplikasi NPWT.

Tabel 4.1 Hasil Pengukuran Mode Continous

| Setting | Alat Ukur | Hasil | | | | | Mean | SD | Error |
|---------|-----------|---------|---------|---------|---------|---------|-------|------|-------|
| | | 1 Menit | 2 menit | 3 Menit | 4 menit | 5 Menit | | | |
| 50 | DPM | 43 | 42,5 | 43,5 | 43 | 43 | 43 | 0,35 | 0,82% |
| | Modul | 50 | 50 | 50 | 50 | 50 | 50 | 0,00 | 0,00% |
| 75 | DPM | 73,5 | 72,5 | 73 | 73 | 73 | 72,7 | 0,35 | 0,48% |
| | Modul | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 0,00 | 0,00% |
| 100 | DPM | 101 | 101,5 | 101,5 | 101,5 | 101 | 101,3 | 0,27 | 0,27% |
| | Modul | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 | 0,00 | 0,00% |
| 125 | DPM | 125,5 | 126 | 125 | 125 | 125 | 125,3 | 0,45 | 0,36% |
| | Modul | 125 | 125 | 125 | 125 | 125 | 125 | 0,00 | 0,00% |
| 150 | DPM | 150,5 | 150,5 | 150 | 150 | 150,5 | 150,3 | 0,27 | 0,18% |
| | Modul | 150 | 150 | 150 | 150 | 150 | 150 | 0,00 | 0,00% |

Tabel 4.2 Hasil Pengukuran pada mode intermittent

| Setting | Alat Ukur | Hasil | | | | | Mean | SD | Error |
|---------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-------|------|-------|
| | | 1 Periode | 2 Periode | 3 Periode | 4 Periode | 5 Periode | | | |
| 50 | DPM | 44 | 44 | 43,5 | 43,5 | 43 | 43,6 | 0,42 | 0,96% |
| | Modul | 50 | 50 | 50 | 50 | 50 | 50 | 0,00 | 0,00% |
| 75 | DPM | 72,5 | 72,5 | 73 | 73 | 72,5 | 72,7 | 0,27 | 0,38% |
| | Modul | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 0,00 | 0,00% |
| 100 | DPM | 101,5 | 101 | 101,5 | 101,5 | 101 | 101,3 | 0,27 | 0,27% |
| | Modul | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 | 0,00 | 0,00% |
| 125 | DPM | 125 | 126 | 126,5 | 126,5 | 126 | 126 | 0,61 | 0,49% |
| | Modul | 125 | 125 | 125 | 125 | 125 | 125 | 0,00 | 0,00% |
| 150 | DPM | 150,5 | 150 | 150,5 | 150 | 150,5 | 150,3 | 0,27 | 0,18% |
| | Modul | 150 | 150 | 150 | 150 | 150 | 150 | 0,00 | 0,00% |

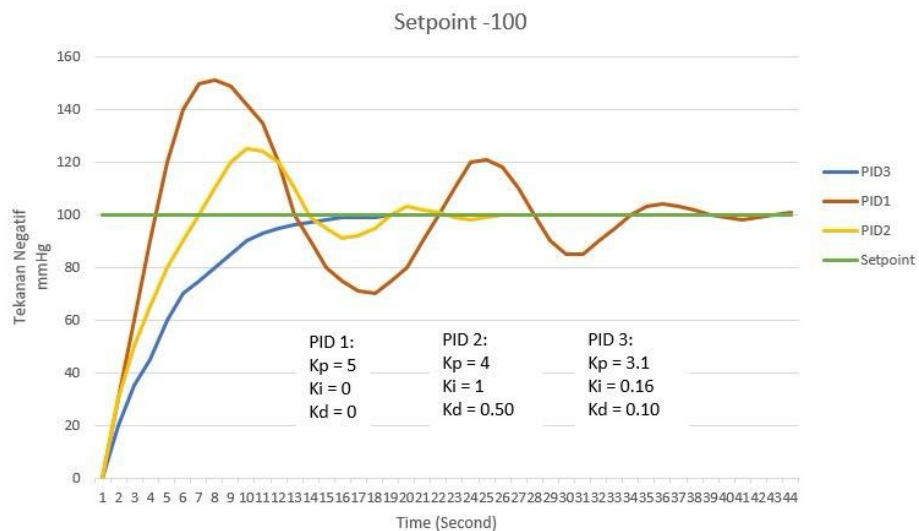
3.3 Optimasi Kontrol PID dengan Metode Trial and Error

Tuning parameter PID dilakukan secara bertahap untuk mendapatkan respon sistem yang optimal. Tiga konfigurasi parameter diuji (Tabel 4.4):

- PID 1 ($K_p=5, K_i=0, K_d=0$): Memberikan respon paling cepat namun menghasilkan overshoot besar dan osilasi tinggi.
- PID 2 ($K_p=4, K_i=1, K_d=0.5$): Meningkatkan respon dengan amplitudo osilasi yang lebih kecil, namun overshoot masih signifikan.
- PID 3 ($K_p=3.1, K_i=0.16, K_d=0.10$): Menghasilkan respon paling stabil dengan overshoot minimal dan osilasi yang hampir tidak terdeteksi. Konfigurasi ini dipilih sebagai parameter akhir karena mampu mencapai dan mempertahankan setpoint dengan baik.

Tabel 4.4 Trial and error PID

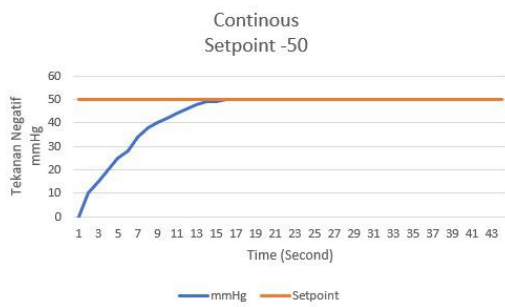
| Tahapan | | Hasil |
|--|--|---|
| PID 1 $K_p = 5$ $K_i = 0$ $K_d = 0$ | Menunjukkan respon paling cepat | <ul style="list-style-type: none"> - Menghasilkan overshoot yang besar - Menghasilkan osilasi yang cukup tinggi |
| PID 2 $K_p = 4$ $K_i = 1$ $K_d = 0,5$ | Memberikan respon yang lebih baik dibanding PID1 | <ul style="list-style-type: none"> - Menghasilkan overshoot yang besar - Menghasilkan osilasi yang cukup tinggi - Amplitudo yang lebih kecil |
| PID 3 $K_p = 3,1$ $K_i = 0,16$ $K_d = 0,10$ | Menghasilkan respon paling stabil | <ul style="list-style-type: none"> - Menghasilkan overshoot yang relative kecil - Menghasilkan osilasi minimal - Sistem mampu mencapai serta mempertahankan nilai setpoint yang baik |



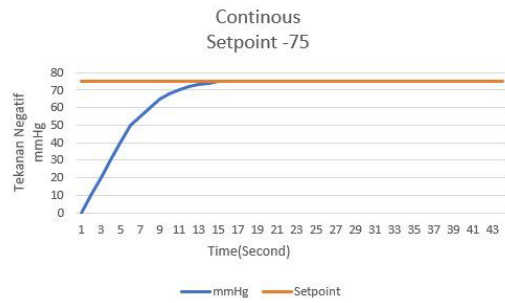
Gambar 7. Trial and error PID

3.4 Respons Sistem pada Mode Continuous

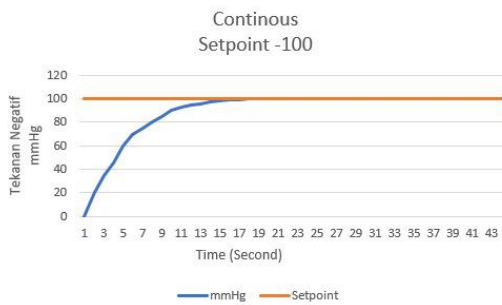
Grafik respons sistem pada mode continuous (Gambar 4.5 hingga 4.9) menunjukkan kemampuan kontrol PID dalam mencapai tekanan target dengan waktu stabilisasi antara 13,5 hingga 15,8 detik. Waktu tercapai tercepat adalah pada setpoint -75 mmHg (13,5 detik). Tidak terdapat overshoot yang signifikan pada semua setpoint, yang menunjukkan stabilitas dan keamanan sistem.



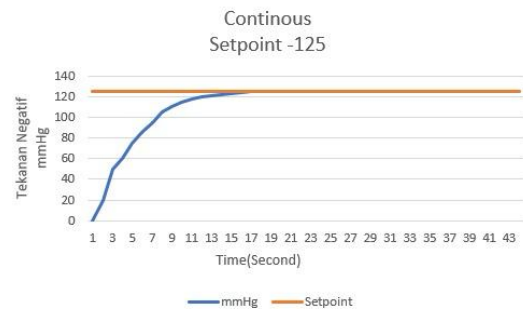
Gambar 4.5 Grafik mode *continuous setpoint* -50



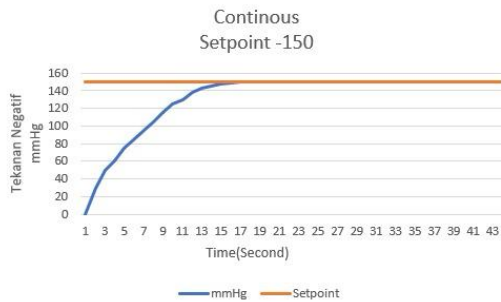
Gambar 4.6 Grafik mode *continuous setpoint* -75



Gambar 4.7 Grafik mode *continuous setpoint* -100



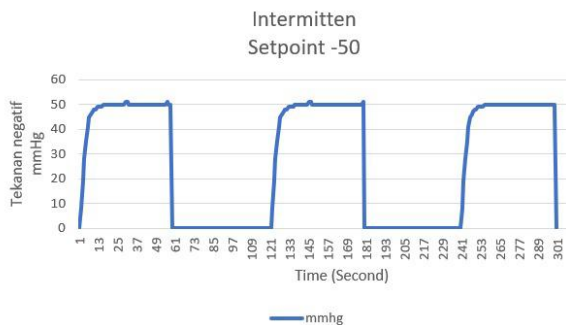
Gambar 4.8 Grafik mode *continuous setpoint* -125



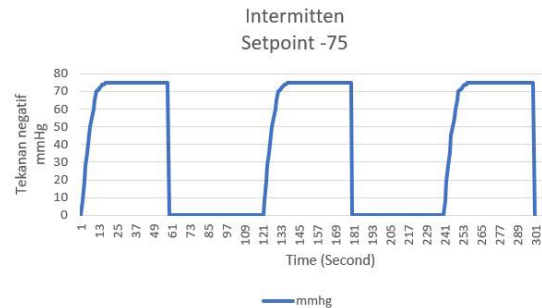
Gambar 4.9 Grafik mode *continuous setpoint* -150

3.5 Respons Sistem pada Mode Intermittent

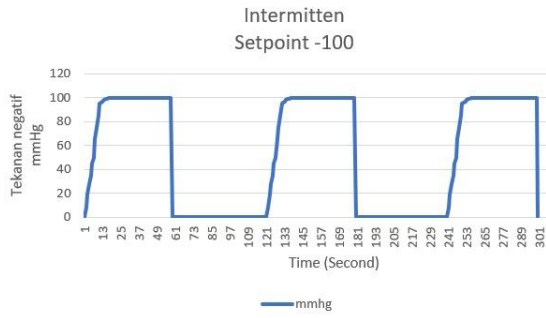
Pada mode intermittent dengan rise time dan fall time masing-masing 1 menit, sistem berhasil mengikuti pola tekanan periodik (Gambar 4.10 hingga 4.14). Waktu yang dibutuhkan untuk mencapai tekanan stabil pada setiap siklus berkisar antara 12,8 hingga 15,7 detik. Hasil ini membuktikan algoritma PID mampu beradaptasi dengan perubahan setpoint yang dinamis dan menjaga siklus terapi sesuai protokol yang diatur.



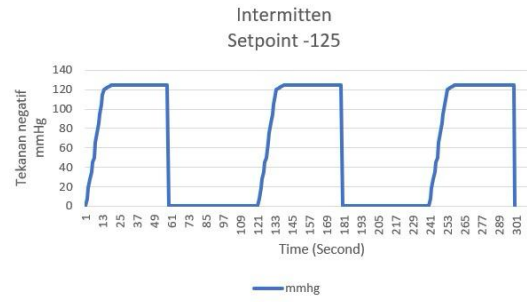
Gambar 4.10 Grafik mode *intemitten setpoint* -50



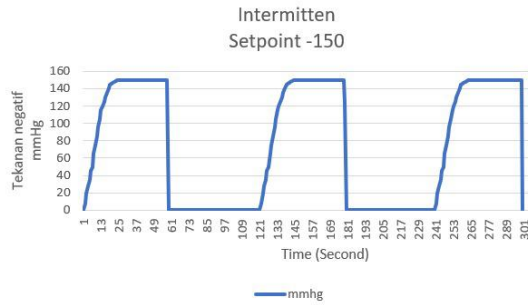
Gambar 4.11 Grafik mode *intemitten setpoint* -75



Gambar 4.12 Grafik mode *intemitten setpoint -100*



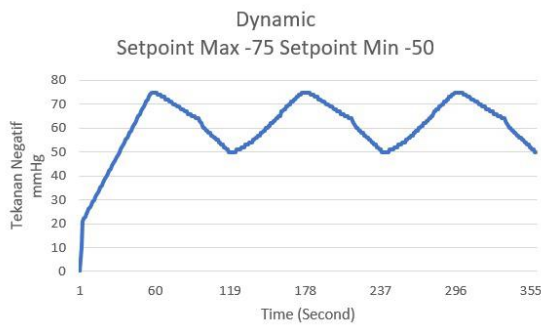
Gambar 4.13 Grafik mode *intemitten setpoint -125*



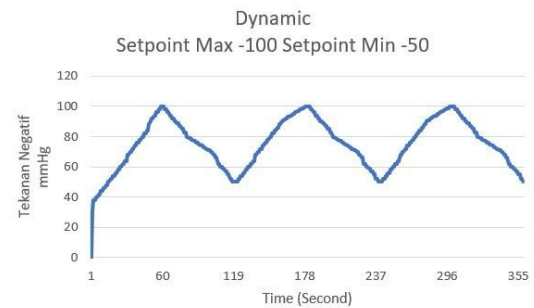
Gambar 4.14 Grafik mode *intemitten setpoint -150*

3.6 Respons Sistem pada Mode Dynamic

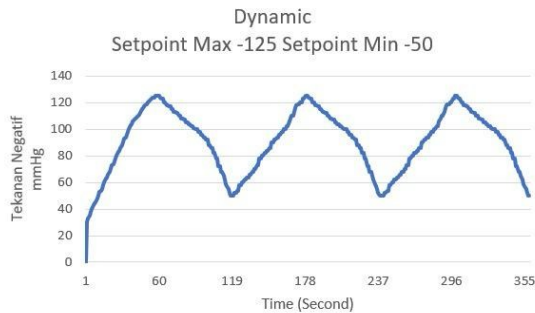
Mode dynamic menguji kemampuan sistem untuk beralih antara tekanan maksimum dan minimum yang telah ditentukan (contoh: -150 mmHg max, -50 mmHg min). Hasil grafik (Gambar 4.15 hingga 4.18) menunjukkan sistem dapat mencapai tekanan mendekati setpoint maksimum dengan deviasi kecil (misalnya -148 mmHg untuk target -150 mmHg). Pola siklus tekanan naik-turun dapat dipertahankan dengan baik, menunjukkan fleksibilitas sistem untuk terapi yang lebih personalisasi.



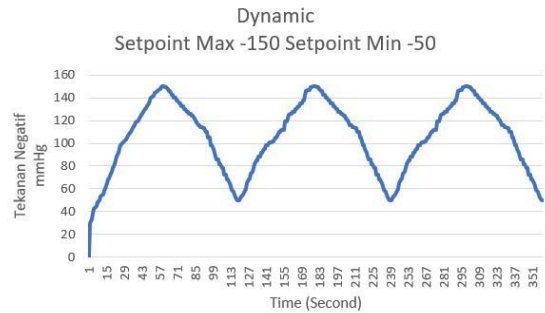
Gambar 4.15. Grafik mode dinamis setpoint -75



Gambar 4.16. Grafik mode dinamis setpoint -100



Gambar 4.17. Grafik mode dinamis setpoint -125



Gambar 4.18. Grafik mode dinamis setpoint -150

3.7 Analisis Statistik Kinerja

Analisis statistik (*mean, Standard Deviation/SD, dan persentase error*) menunjukkan konsistensi sistem yang tinggi. Variasi pengukuran (SD) sangat kecil (≤ 1.64) pada semua mode. Error sistem secara keseluruhan berada dibawah 2%, yang memenuhi standar akurasi untuk perangkat medis. Error tertinggi terjadi pada mode dynamic, yang dapat diakibatkan oleh dinamika perubahan tekanan yang lebih kompleks.

3.8 Diskusi Hasil

Implementasi kontrol PID pada alat NPWT ini telah berhasil menjawab pertanyaan penelitian:

- Keakuratan Sensor XGZP101DB1R: Sensor ini terbukti akurat dan reliabel untuk mengukur tekanan negatif, dengan error yang sangat rendah dibandingkan alat kalibrasi standar.
- Efektivitas Kontrol PID: Algoritma PID berhasil mengatur kecepatan motor DC vakum untuk mempertahankan tekanan sesuai setpoint dengan stabil, cepat, dan minim overshoot. Metode trial and error efektif dalam mendapatkan parameter optimal ($K_p=3.1, K_i=0.16, K_d=0.10$).
- Penerapan Tiga Mode Terapi: Sistem berhasil mengimplementasikan mode continuous, intermittent, dan dynamic. Masing-masing mode menunjukkan karakteristik kinerja yang spesifik, memberikan fleksibilitas untuk disesuaikan dengan jenis luka dan tahap penyembuhan.
- Prototipe yang dikembangkan berkontribusi pada pengembangan NPWT yang lebih cerdas, presisi, dan adaptif. Dengan akurasi tinggi dan waktu respon yang cepat, sistem ini berpotensi meningkatkan efektivitas terapi dan kenyamanan pasien, serta mengurangi kebutuhan pemantauan manual oleh tenaga medis. Penelitian ini siap untuk dilanjutkan ke tahap pengujian dalam skenario klinis yang lebih kompleks.

4. CONCLUSION

Berdasarkan hasil penelitian implementasi kontrol PID pada alat negative pressure wound therapy dengan menggunakan mode continuous, intermittent dan dinamis dapat disimpulkan bahwa :

- Sensor tekanan menggunakan XGZP101DB1R untuk mendeteksi tekanan negatif.
- Rancang bangun ini dilengkapi dengan baterai sehingga alat portable mudah untuk di bawa kemana saja.
- Terbuatnya rangkaian kontrol PID pada negative pressure wound therapy yang bisa mengatur kondisi pompa vakum, ketika pompa vakum sudah mendekati tekanan setting maka pompa vakum mengisap lebih pelan dimana hal itu guna mempertahankan kondisi tekanan negatif sesuai dengan yang telah di setting.
- Terbuatnya alat NPWT dengan menggunakan 3 mode yaitu continous, intermittent dan dinamis terbukti mampu meningkatkan kestabilan sistem dan mencapai nilai setpoint dengan lebih presisi.
- Metode tuning trial and error memberikan hasil yang efektif dalam memperoleh parameter optimal sesuai karakteristik respon yang berbeda. Sedangkan pada parameter PID2 penambahan K_i membantu mengurangi error steady-state, sementara K_d mulai meredam osilasi meskipun system belum sepenuhnya stabil. Pada PID3 menjadi parameter dengan respon paling mendekati karakteristik sistem yang diinginkan. Secara keseluruhan metode trial and error menunjukkan bahwa kombinasi pada PID3 merupakan konfigurasi terbaik karena menghasilkan keseimbangan antara kestabilan, *overshoot* yang kecil, dan ketepatan pada setpoint.
- Setelah dilakukan pengukuran sebanyak 5 kali, nilai kesalahan tertinggi standar deviasi error pengukuran terhadap setting adalah 1,51% dan terendah 0 % pada alat digital *pressure meter*.

ACKNOWLEDGEMENTS

Penulis menyampaikan penghargaan kepada institusi Universitas Islam Sultan Agung Semarang, atas penyediaan fasilitas, pendampingan dan sumber daya penelitian. Ucapan terima kasih

juga disampaikan untuk Kontribusi teknis dari berbagai pihak dalam pengembangan prototipe dan pengujian alat diakui dengan apresiasi.

REFERENCES

- [1] L. Sriwiyati and B. Kristanto, "Wound Characteristics and Use of Modern Wound Bandage," *Adi Husada Nurs. J.*, vol. 6, no. 1, pp. 8–18, 2020.
- [2] C. Cortell-Fuster, M. Gaspar-Carreño, R. Achau-Muñoz, T. Delgado-Ruiz, and A. Hortelano-Otero, "Negative pressure therapy with instillation for the treatment of infected wounds: Recommendations of utilization based on evidence," *Farm. Hosp.*, vol. 43, no. 1, pp. 6–12, 2019, doi: 10.7399/fh.11011.
- [3] D. P. Orgill and L. R. Bayer, "Update on negative-pressure wound therapy," *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 127, no. SUPPL. 1 S, pp. 105–115, 2011, doi: 10.1097/PRS.0b013e318200a427.
- [4] J. Webster, M. Stankiewicz, P. Scuffham, C. Wp, and S. Kl, "Terapi luka tekanan negatif untuk cangkok kulit dan penyembuhan luka bedah dengan tujuan utama (Protokol) Terapi luka tekanan negatif untuk cangkok kulit dan penyembuhan luka bedah dengan tujuan utama," 2011.
- [5] N. Kairinos, M. Solomons, and D. A. Hudson, "Negative-pressure wound therapy I: The paradox of negative-pressure wound therapy," *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 123, no. 2, pp. 589–598, 2009, doi: 10.1097/PRS.0b013e3181956551.
- [6] J. T. T. Tan, M. Rafiq, A. A. Z. Mat, and C. K. Teoh, "Menggabungkan Logika Fuzzy ke dalam Alat Terapi Luka Tekanan Negatif Adaptif," 2021.
- [7] F. F. Pramono, S. Luthfiyah, T. Rahmawati, and N. Hasanah Ahniar, "A Low Cost Negative Pressure Wound Therapy Based on Arduino," *Indones. J. Electron. Electromed. Eng. Med. informatics*, vol. 2, no. 2, pp. 68–73, 2020, doi: 10.35882/ijeemi.v2i2.2.
- [8] D. G. Armstrong, A. J. M. Boulton, and S. A. Bus, "Diabetic Foot Ulcers and Their Recurrence," *N. Engl. J. Med.*, vol. 376, no. 24, pp. 2367–2375, 2017, doi: 10.1056/nejmra1615439.
- [9] K. Kimia, D. Rumpit, and Y. Berbeda, "Di, Dalam, Di Dalam," vol. 02, no. 10, pp. 134–143, 2018.
- [10] A. Andreas, G. Priyandoko, M. Mukhsim, and S. A. Putra, "Kendali Kecepatan Motor Pompa Air Dc Menggunakan Pid – Csa Berdasarkan Debit Air Berbasis Arduino," *JASEE J. Appl. Sci. Electr. Eng.*, vol. 1, no. 01, pp. 1–14, 2020, doi: 10.31328/jasee.v1i01.3.
- [11] M. C. Lessing et al., "Perbandingan Efek Berbagai Mode Terapi Luka Tekanan Negatif — Kontinu , Nonkontinu , dan Dengan Instilasi — pada Luka Eksisi Babi," 2013.
- [12] M. Kusnaldi, Y. Yuliza, and E. Ihsanto, "Analisa Fetal Simulator yang Dilengkapi dengan Thermohygrometer," *J. Teknol. Elektro*, vol. 10, no. 3, p. 176, 2020, doi: 10.22441/jte.v10i3.005.
- [13] G. Andros, D. G. Armstrong, C. E. Attinger, J. M. Boulton, R. G. Frykberg, and W. S. Joseph, "Pernyataan Konsensus tentang Terapi Luka Tekanan Negatif (V . A . C . ® Terapi) untuk Penatalaksanaan Luka Kaki Diabetik," 2014.
- [14] M. S. Ummah, "NEGATIVE PRESSURE WOUND THERAPY (NPWT) FOR THE MANAGEMENT OF DIABETIC FOOT WOUND Wesiana Heris Santy," *Sustain.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–14, 2019.
- [15] I. Seth et al., "Advancements , applications , and safety of negative pressure wound therapy : a comprehensive review of its impact on wound outcomes," *Adv. , Appl. , Saf. Negat. Press. wound Ther. a Compr. Rev. its impact wound outcomes*, p. 6, 2024, doi: 10.20517/2347-9264.2024.05.
- [16] I. L. Putri and L. B. Adzalika, "Negative pressure wound therapy versus conventional wound care in cancer surgical wounds : A meta-analysis of observational studies and randomised controlled trials," no. October 2021, pp. 1578–1593, 2022, doi: 10.1111/iwj.13756.
- [17] S. Ji et al., "Consensus on the application of negative pressure wound therapy of diabetic foot wounds," no. 3002, 2021.
- [18] S. Version, "i . MX28 Applications Processors for Consumer," pp. 1–147, 2012.
- [19] S. Pumps, A. Machines, and E. Lamp, "XGZP160 Pressure Sensor (DIP6)".
- [20] M. Amin, R. Ananda, and J. Eska, "Analisis Penggunaan Driver Mini Victor L298N Terhadap Mobil Robot Dengan Dua Perintah Android Dan Arduino Nano," *JURTEKSI (Jurnal Teknol. dan Sist. Informasi)*, vol. 6, no. 1, pp. 51–58, 2019, doi: 10.33330/jurteks.v6i1.396.
- [21] I. R. Muttaqin and D. B. Santoso, "Prototype Pagar Otomatis Berbasis Arduino Uno Dengan Sensor Ultrasonic Hc-SR04," *JE-Unisla*, vol. 6, no. 2, p. 41, 2021, doi: 10.30736/je-unisla.v6i2.695.
- [22] Y. Koc, "Non-isolated high step-upDC / DC converters – An overview," *Non-isolated high step-up DC / DC Convert. – An Overv.*, vol. 3, no. step-upDC / DC converters, p. 7, 2021, doi: 10.1016/j.aej.2021.06.071.

- [23] M. N. Nizam, Haris Yuana, and Zunita Wulansari, "Mikrokontroler Esp 32 Sebagai Alat Monitoring Pintu Berbasis Web," JATI (Jurnal Mhs. Tek. Inform., vol. 6, no. 2, pp. 767–772, 2022, doi: 10.36040/jati.v6i2.5713.
- [24] A. Supriyadi, A. Setyawan, and J. E. Suseno, "Rancang Bangun Sistem Kendali Unit Pengolahan Air Bersih Berbasis Arduino Uno R3 Dan Nextion Nx4827T043_011R," Berk. Fis., vol. 22, no. 2, pp. 42–55, 2019.
- [25] Kementerian Kesehatan, "Metode Kerja Pengujian & Kalibrasi Alat Kesehatan," 2020.
- [26] K. J. Astrom and T. HÅgglund, "Advanced PID control," IEEE Control Syst., vol. 26, no. 1, pp. 98–101, 2006, doi: 10.1109/MCS.2006.1580160.
- [27] H. Wicaksono and J. Pramudijanto, "Kontrol PID Untuk Pengaturan Kecepatan Motor DC Dengan Metode Tuning Direct Synthesis," J. Tek. Elektro, vol. 4, no. 1, pp. 10–17, 2004.
- [28] R. Solekha and U. Latifa, "Sistem Kendali Proportional Integral Derivative (PID) Menggunakan Mikrokontroler Arduino Pada Thinkercad," ELECTRON J. Ilm. Tek. Elektro, vol. 5, no. 1, pp. 89–97, 2024, doi: 10.33019/electron.v5i1.108.
- [29] Zurich Instruments, "Principles of PID Controllers," White Pap., no. July, 2023.