

Model dan prototipe inkubator mobile menggunakan kontroler PID berbasis Arduino Uno

Model and prototype of mobile incubator using PID controller based on Arduino Uno

Munadi^{1*)}, R. Andhika Pandu¹⁾, Rizky Wiradinata¹⁾, Hari Peni Julianti²⁾, Rudy Setiawan³⁾

¹⁾Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro
Jln. Prof. Sudharto, SH, Tembalang, Semarang, Indonesia 50275

²⁾Program Studi Ilmu Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi, Fakultas Kedokteran, Universitas Diponegoro
Jln. Prof. Sudharto, SH, Tembalang, Semarang, Indonesia 50275

³⁾Jurusan Listrik Kapal, Fakultas Kemaritiman, Universitas Ivet Semarang
Jl. Pawiyatan Luhur I, Bendan Duwur, Kec. Gajahmungkur, Semarang, Indonesia 50235

Cara sitasi: M. Munadi, R. A. Pandu, R. Wiradinata, H. P. Julianti, and R. Setiawan, "Model dan prototipe inkubator mobile menggunakan kontroler PID berbasis Arduino Uno," *Jurnal Teknologi dan Sistem Komputer*, vol. 8, no. 1, pp. 69-77, 2020. doi: [10.14710/jtsiskom.8.1.2020.69-77](https://doi.org/10.14710/jtsiskom.8.1.2020.69-77), [Online].

Abstract - One of the causes of the high infant mortality rate in Indonesia is the lack of health support facilities in remote areas, including incubators, to keep the baby's body warm at a specific temperature. This research develops a model and prototype of a mobile incubator to carry and maintain the baby's temperature during emergencies to get further treatment to hospitals that have better facilities than incomplete health clinic facilities. The mobile incubator prototype uses a PID controller system with the optimum gain value K_p 1.501, K_i 0.016, and K_d -1,319 from the results of modeling and tuning in Matlab. The results of the bode plot analysis show that system stability was achieved with a gain margin of 109 dB. The incubator's operational mobility can last up to 59.6 minutes with two 12 V, 5 Ah batteries.

Keywords - mobile incubator; Matlab/Simulink; PID controller; Arduino Uno

Abstrak - Salah satu penyebab tingginya angka kematian bayi di Indonesia adalah minimnya fasilitas pendukung kesehatan di daerah terpencil, di antaranya inkubator untuk membuat tubuh bayi tetap hangat pada temperatur tertentu. Penelitian ini mengembangkan model dan prototipe inkubator mobile yang digunakan untuk membawa dan menjaga temperatur bayi saat kondisi darurat untuk mendapatkan penanganan lebih lanjut ke rumah sakit yang memiliki fasilitas lebih baik. Prototipe inkubator ini menggunakan sistem kontroler PID dengan gain optimum bernilai K_p 1,501, K_i 0,016, dan K_d -1,319 dari hasil pemodelan dan tuning di Matlab. Hasil analisis kestabilan bode plot menunjukkan kestabilan sistem tercapai dengan nilai margin gain 109 dB.

Mobilitas operasional inkubator dapat bertahan hingga 59,6 menit dengan 2 buah baterai 12 V, 5 Ah.

Kata kunci – inkubator mobile; Matlab/Simulink; kontroler PID; Arduino Uno

I. PENDAHULUAN

Angka kematian bayi baru lahir yang cukup tinggi merupakan salah satu masalah yang terjadi karena kurangnya fasilitas kesehatan, khususnya di daerah terpencil. Salah satu penyebabnya adalah minimnya fasilitas pendukung proses persalinan, yaitu inkubator. Inkubator adalah sebuah wadah atau tempat khusus untuk bayi *premature* (bayi yang lahir tidak pada waktunya atau kurang dari 9 bulan) yang dapat bekerja secara otomatis untuk mempertahankan temperatur bayi menjadi lebih stabil dengan pengaturan temperatur ruang dan kelembapan yang ada di dalam inkubator.

Pengembangan dan kajian tentang inkubator telah banyak dilakukan. Surbakti dan Ambarita [1] mengembangkan inkubator tenaga surya untuk daerah tanpa listrik menggunakan lilin yang dijemur dalam kotak sebagai penyimpan panas. Lebih lanjut, desain material inkubator yang efektif untuk menyimpan panas dikaji dalam [2]. Nurfandi [3] mengembangkan inkubator bayi dengan kontrol *on-off* otomatis yang ekonomis untuk klinik persalinan. Soler [4] mengembangkan inkubator dengan menggunakan kontrol loop tertutup untuk mengatur temperatur menggunakan LabVIEW sesuai dengan standart IEC-60601 [5].

Beragam metode kontrol diterapkan dalam pengembangan inkubator. Ele dkk. [6] mengkaji parameter pemodelan dan menggunakan sistem kontrol fuzzy untuk *neonatal incubator* menggunakan model *heat exchanger* antara bayi dan temperatur lingkungan yang dinamis. Theopaga dkk. [7] mengembangkan

^{*)}Penulis korespondensi (Munadi)
Email: munadi@lecturer.undip.ac.id

inkubator dengan kontrol PID untuk mengatur temperatur dengan pemanas dan kipas. Zermani dkk. [8] mengkaji penerapan *indirect adaptive generalized predictive control* (IAGPC) pada inkubator neonatal yang lebih efektif dalam mengatur temperatur daripada menggunakan *on-off* dan PID, namun detail perangkat keras dan mekanik inkubator yang digunakan tidak dijabarkan. Eneh dkk. [9] menggunakan kontrol ANFIS untuk mengontrol temperatur dalam inkubator.

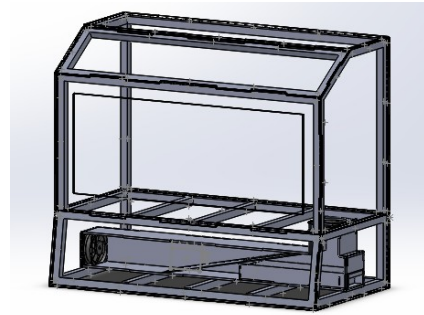
Beberapa kajian pengembangan inkubator lainnya menambah fungsi dalam inkubator. Kapen dkk. [10] mengembangkan inkubator otomatis yang dilengkapi dengan fototerapi, pembaca sidik jari biometrik, pemantauan jarak jauh, dan modul kontrol denyut jantung untuk negara-negara berkembang. Shaib dkk. [11] mengembangkan inkubator portabel dan nirkabel menggunakan Wi-fi dan infrared untuk mengukur detak jantung, level oksigen dalam darah, dan temperatur. Sendra dkk. [12] mengembangkan inkubator cerdas yang terhubung ke server basis data medis menggunakan LoRa.

Omadi dkk. [13] menyoroti tentang pengaruh suhu kamar tinggi yang diinduksi secara meteorologis pada inkubator dalam iklim tropis. Sementara itu, Allen [14] membandingkan dua model inkubator, yaitu kontrol servo dan manual, untuk mengoptimalkan termoregulasi. Zacarias dkk. [15] membandingkan level derau yang dihasilkan oleh inkubator terhadap rekomendasi IEC60601-2-19: 2009 dan menunjukkan bahwa inkubator menghasilkan tingkat kebisingan secara terus menerus sebesar 53,5-58 dB yang mendekati batas rekomendasi (60 dBA). Pengaruh emisi frekuensi radio yang dibangkitkan perangkat inkubator dan pengaruhnya bagi bayi prematur dikaji dalam [16].

Beragam model kontrol dan fungsi telah diaplikasikan dalam inkubator dan sebagian kecil desain inkubator mengikuti standar perangkat elektrik untuk medis (IEC 60601-2-19). Secara khusus, penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan prototipe inkubator yang dapat digunakan secara *mobile* berbasis kontroler PID, seperti [7], [17], dengan menggunakan papan Arduino dan desainnya mengikuti standar IEC 60601-2-19. *Mobile incubator* ini ditujukan untuk dapat digunakan di Puskesmas daerah terpencil di Indonesia yang minim sarana fasilitas kesehatan. Desain memperhatikan tingkat kebersihan inkubator yang harus dilakukan pengawasan rutin terhadap berbagai aspek proses disinfeksi [18], [19]. Dengan adanya prototipe *mobile incubator* ini, dapat dimungkinkan membantu proses persalinan di daerah yang memiliki fasilitas kurang atau pada saat kondisi darurat.

II. METODE PENELITIAN

Tahap pengembangan *mobile incubator* meliputi tahap desain menggunakan *software* CAD SolidWorks serta desain perangkat keras mekanik dan elektronika inkubator. Desain inkubator dibuat dengan menekankan agar dapat digunakan secara *mobile/transport* dengan fitur dan fasilitas yang cukup jika bayi dalam kondisi



Gambar 1. Desain prototipe inkubator *mobile*

darurat dan perlu penanganan lebih lanjut ke rumah sakit yang lebih lengkap fasilitasnya. Dimensi inkubator dirancang sesuai ukuran rata-rata bayi di Indonesia. Inkubator ini dilengkapi dengan sumber daya internal sehingga tetap dapat digunakan saat kondisi darurat (di mobil atau sepeda motor) atau tidak dapat menemukan sumber listrik PLN.

A. Desain prototipe inkubator *mobile*

Desain prototipe inkubator *mobile* menggunakan *software* SolidWorks dengan mengikuti standar IEC 60601-2-19 (*medical electrical equipment*) [5]. Inkubator yang dirancang terdiri dari beberapa bagian utama, yaitu *frame*, *body* dan sistem *ducting*. *Frame* menjadi salah satu bagian yang terpenting pada inkubator karena berfungsi sebagai struktur penahan beban. Yadav [2] telah mengkaji material yang efektif untuk inkubator dalam menyimpan panas.

Bahan *frame* pada inkubator *mobile* ini menggunakan material aluminium *hollow* yang dikenal memiliki berat yang ringan, namun memiliki kekuatan yang cukup. Aluminium *hollow* yang digunakan berukuran 20 mm x 20 mm. Bagian *body* dibuat menggunakan *acrylic* dengan tebal 5 mm yang didesain mengikuti bentuk *frame* inkubator. Pembuatan *body*-nya sendiri dilakukan tiap bagian dan dipasangkan ke *frame* menggunakan sistem *puzzle*. Proses pemotongan *acrylic* menggunakan *laser cutting* untuk menjaga kepresisian ukuran *part*.

Inkubator ini dilengkapi dengan sistem pemanas. Sistem pemanas ini digunakan untuk mendistribusikan panas dalam inkubator melalui saluran udara tertutup (*ducting*). Material untuk *ducting* menggunakan *acrylic* tebal 3 mm yang dibuat perbagian sebelum disatukan menggunakan sistem *puzzle*. Pada sistem *ducting* ini terdapat wadah air yang dapat dilepas-pasang pada salah satu ujungnya. Gambar 1 menunjukkan desain inkubator *mobile* secara keseluruhan.

Desain inkubator yang sudah di-*assembly* dianalisis *safety factor*-nya menggunakan simulasi Solidworks. Nilai *safety factor* menggambarkan kapasitas struktural dari suatu sistem terhadap beban aktual. Nilai *safety factor* diperoleh dari nilai *yield stress* (σ_{yield}) material dibagi dengan *actual stress* (σ_{actual}). Hasil simulasi ditunjukkan pada Gambar 2 dengan nilai *safety factor*

sebesar 15,66 yang berarti desain inkubator aman untuk digunakan.

B. Perangkat keras elektrik inkubator *mobile*

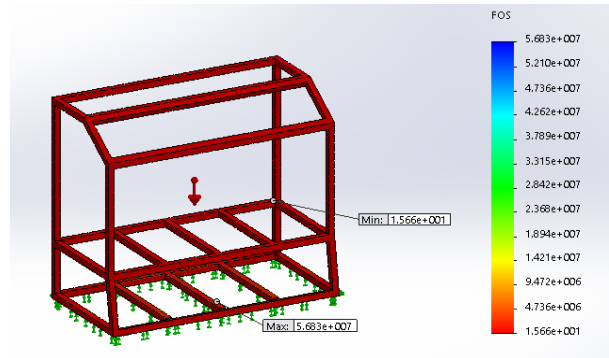
Sistem elektrik inkubator terdiri atas beberapa komponen elektronika yang disusun membentuk sebuah diagram perangkat keras mengikuti standard dari SNI 16-4221-1996. Diagram perangkat keras inkubator ditunjukkan pada Gambar 3. Hasil perakitan prototipe inkubator ditunjukkan pada Gambar 4.

Komponen elektronika yang digunakan dalam inkubator terdiri dari Arduino Uno, sensor temperatur dan kelembapan DHT 11, sensor temperatur LM35, sensor jarak HC SR04, modul LCD, kipas, modul *driver* motor, lampu 35 Watt, *power supply* 20 Ampere, dan baterai 12 Volt. Arduino Uno berfungsi sebagai mikrokontroler utama. Sensor DHT 11 digunakan untuk membaca temperatur dan kelembapan di dalam inkubator secara *realtime*. Sensor LM35 digunakan sebagai sensor temperatur untuk mempermudah pada saat pengambilan data suhu dengan keluaran berupa sinyal analog. Sensor HC SR04 digunakan untuk menghitung jarak objek menggunakan sonar atau gelombang ultrasonik. Modul sensor ini memberikan jarak akurasi yang baik, pembacaan stabil, dan operasionalnya tidak terpengaruh oleh sinar matahari atau material gelap.

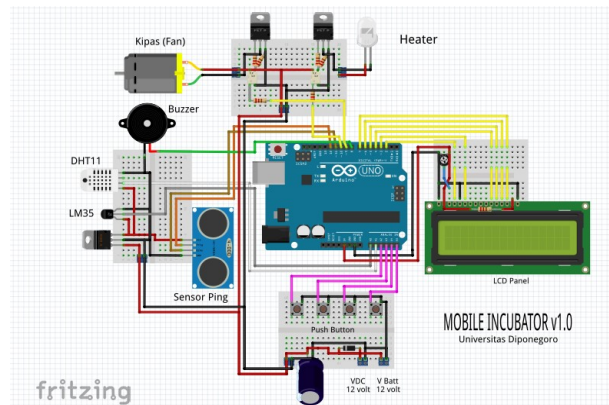
Modul LCD digunakan untuk menampilkan informasi inkubator yang diberikan oleh Arduino. Pada inkubator ini, LCD LMB162A digunakan untuk menampilkan temperatur dan kelembapan dalam inkubator yang terbaca sensor. Kipas berukuran 8 mm digunakan untuk mengalirkan udara panas dari pemanas ke dalam ruang inkubator, dimana aliran udara mengalir melalui sistem *ducting* yang berasal dari dua buah kipas pada *inlet* dan *outlet* sistem *ducting*. Kipas ini memegang peranan penting terhadap timbulnya suara oleh inkubator. Zacarias dkk. [15] menunjukkan bahwa inkubator umumnya menghasilkan tingkat kebisingan secara terus menerus sebesar 53,5-58 dB. Isolasi sumber bising utama ini perlu dilakukan agar bising tidak melebihi 60 dB(A).

Modul *driver* menggunakan IRF540 yang merupakan semikonduktor keluarga MOSFET untuk aplikasi *fast switching*. IC LM293 digunakan sebagai *driver* motor DC dan dapat dikendalikan dengan mikrokontroler. Kedua *driver* ini, yang berfungsi untuk menyuplai daya dan juga sebagai jalur data, digunakan untuk membagi arus dari sumber daya (*power supply*).

Sistem pemanas (*heater*) digunakan untuk menaikkan temperatur di dalam ruangan inkubator. Pada inkubator *mobile* ini, sistem pemanasnya menggunakan panas yang dihasilkan oleh lampu sepeda motor 35 Watt, 12 Vdc dengan pertimbangan kemudahan mendapatkan *spare-part* bila sumber panas (lampu) rusak. Temperatur keluaran dari sistem pemanas dijaga selalu pada kisaran 34 °C dengan sistem umpan balik tertutup (*close loop*) dan ditampilkan pada LCD secara *realtime*. Sistem umpan balik tertutup sistem menggunakan kontrol PID dan memanfaatkan bacaan dari sensor



Gambar 2. Hasil simulasi *safety factor*



Gambar 3. Diagram perangkat keras elektrik



Gambar 4. Hasil perakitan prototipe inkubator *mobile* (tampak depan dan tampak atas).

DHT11 yang diatur melalui program Arduino sehingga temperatur di dalam inkubator dapat selalu terjaga pada temperatur yang optimal.

Inkubator *mobile* ini menggunakan dua sumber daya, yaitu arus AC sebagai penyuplai daya utama, dan arus DC dari baterai sebagai penyuplai tegangan di saat

tidak ada sumber daya listrik AC. Inkubator ini menggunakan *power supply* 20 Ampere yang digunakan untuk memberikan daya pada Arduino dan sistem elektronika lainnya. Baterai digunakan sebagai *power supply* pendukung pada saat inkubator digunakan pada kondisi darurat (*emergency*) dimana sulit menemukan sumber daya listrik AC. Baterai yang digunakan adalah dua baterai kering 12 Volt yang dirangkai paralel. Kapasitas maksimum yang mampu dikeluarkan tiap baterai sebesar 10 Ah.

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Pemodelan *plant* pada inkubator

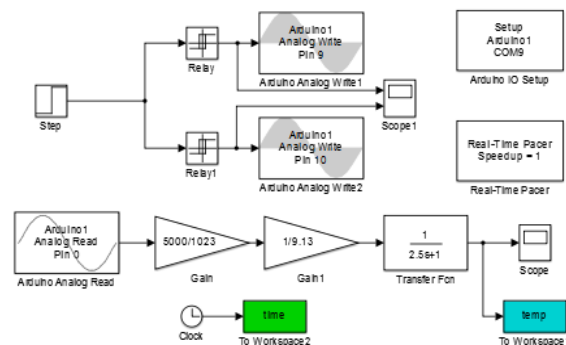
Pemodelan *plant* pada inkubator *mobile* dilakukan untuk melinierisasi sistem pemanas agar dapat diperhitungkan dan disimulasikan menggunakan Matlab. Prosesnya dilakukan dengan cara pengukuran langsung pada waktu tertentu untuk mendapatkan fungsi alih atau respons dari *plant* secara *realtime*. Pengukuran dilakukan dalam keadaan pemanas dan kipas dinyalakan maksimal dan dibaca oleh sensor yang dihubungkan ke Arduino (dikomunikasikan secara serial dengan laptop). Proses pengukuran dilakukan dalam rentang waktu tertentu dari temperatur ruangan hingga sistem pemanasnya mencapai temperatur *steady state*. Data hasil pengukuran diubah menjadi persamaan matematis (fungsi alih) dan digunakan sebagai pengganti *plant* pada inkubator.

Blok diagram untuk pemodelan *plant* pada inkubator dibuat dalam software Matlab/Simulink menggunakan fitur pustaka Arduino IO sebagai penghubung komunikasi serial antara Arduino dan laptop. Blok diagram sistem dibagi menjadi dua rangkaian utama, yaitu untuk rangkaian sensor dan rangkaian aktuator. Data hasil pemodelan disimpan secara otomatis didalam *workspace* untuk memudahkan analisis. Rangkaian blok diagram yang dibuat di *software* Matlab ditunjukkan pada Gambar 5.

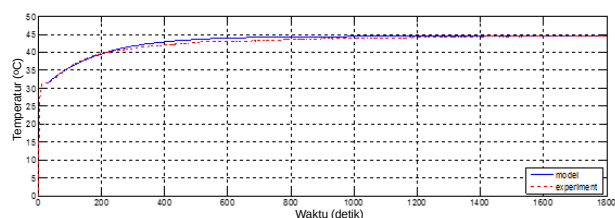
Pengambilan data (pengukuran) dilakukan selama 1.800 detik untuk mengetahui respons sistem pemanas terhadap beban. Setelah data pengukuran selesai, diperoleh data respons temperatur terhadap waktu yang ditunjukkan pada Gambar 6 (garis warna merah). Hasil pengukuran ini menunjukkan bahwa dinamika termal sistem pemanas adalah persamaan dalam orde satu. Oleh karena itu, sistem dicocokkan dengan fungsi alih pada Persamaan 1. Parameter $P(s)$ adalah fungsi alih model, K adalah DC *gain*, dan τ_s adalah *time constant*. Hasil pembandingnya ditunjukkan oleh garis biru pada Gambar 6.

$$P(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{K}{\tau_s s + 1} \quad (1)$$

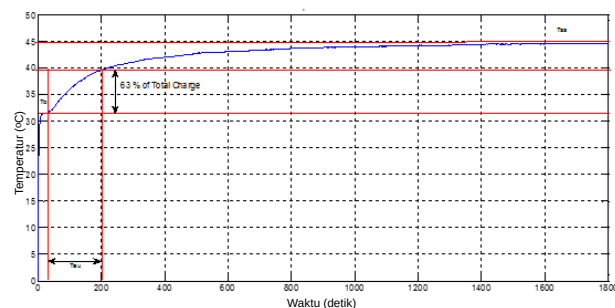
Berdasarkan data respons sistem pemanas, temperatur lingkungan pada saat pengujian sekitar 31,5 °C dan temperatur *steady*-nya 44,5 °C. Masukan yang diberikan bernilai maksimal (100% *duty cycle*) dan menghasilkan selisih temperatur 13 °C. Hal ini berarti



Gambar 5. Blok diagram untuk pemodelan *plant*



Gambar 6. Kurva respons step sistem pemanas



Gambar 7. Analisis respons step sistem pemanas

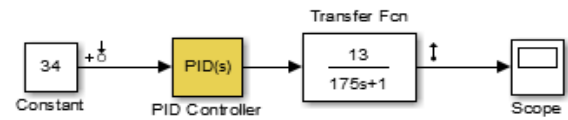
DC *gain* K pada sistem adalah 13 °C. Waktu yang dibutuhkan sistem ini untuk mencapai 63 % dari total perubahan (*time constant*) adalah 205 detik, seperti ditunjukkan pada Gambar 7. Pada detik 205 ini, nilai temperatur adalah 39,5 °C atau sebesar 63 % dari total perubahan. Karena masukan mulai dari 30 detik, maka konstanta waktunya adalah 175 detik.

Berdasarkan hasil identifikasi konstanta waktu tersebut, hasil perhitungan dimasukkan lagi ke Persamaan 1 sehingga diperoleh perkiraan model termal dinamik sistem pemanas seperti dinyatakan dalam Persamaan 2. Parameter $\Delta T(s)$ adalah selisih temperatur dan $D(s)$ adalah *duty cycle*. Hasil pemodelan sistem ini diubah menjadi fungsi alih yang disimulasikan bersama kontrol PID. Hal ini berbeda dengan [7] yang tidak memodelkan *plant* dalam perancangan PID.

$$P(s) = \frac{\Delta T(s)}{D(s)} = \frac{13}{175s + 1} \text{ } ^\circ\text{C} \quad (2)$$

Dengan menggunakan fungsi alih dalam Persamaan 2, diagram blok kontrol PID ditunjukkan seperti pada

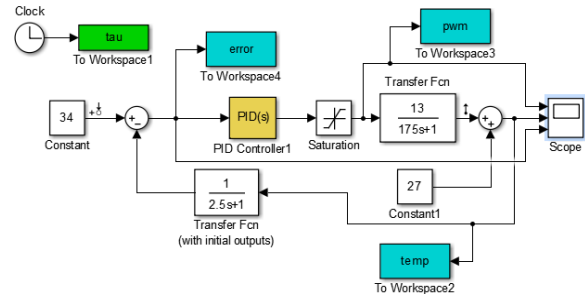
Gambar 8. Rancangan diagram tersebut digunakan untuk mencari nilai *gain* terbaik pada Matlab. Hasil paling optimal yang diperoleh adalah nilai $K_p = 1,501$, $K_i = 0,056$, dan $K_d = -1,319$. Nilai *gain* ini mungkin dapat berbeda sesuai dengan karakter sistem yang diinginkan, namun untuk inkubator *mobile* ini, nilai *gain* tersebut sudah cukup optimal.



Gambar 8. Diagram blok kontrol PID dengan fungsi alih *plant*

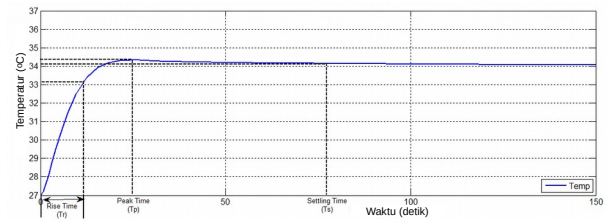
B. Simulasi kontroler PID

Simulasi kontrol PID pada sistem inkubator dilakukan dengan menggunakan Matlab/Simulink. Simulasi ini bertujuan untuk karakteristik respons kontrol PID yang diperoleh pada proses pemodelan di sistem pemanas inkubator. **Gambar 9** menunjukkan diagram blok sistem kontrol PID. Sistem tersusun dari beberapa blok yang mewakili *set-point*, kontroler PID, fungsi alih *plant*, sensor, dan temperatur ruangan. *Set-point* menggunakan masukan konstan pada $34\text{ }^{\circ}\text{C}$. Pada diagram blok ditambahkan *low-pass filter* sebagai *feedback* bagi sistem dan untuk memperhalus hasil bacaan sensor temperatur.



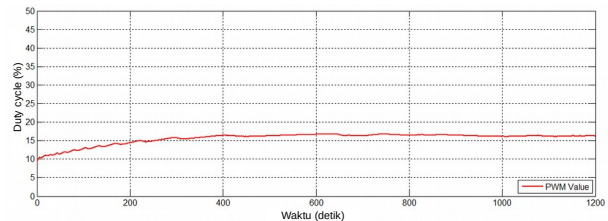
Gambar 9. Diagram blok sistem kontrol PID

Simulasi dilakukan selama beberapa waktu untuk melihat respons sistem inkubator. Data yang dibaca dalam simulasi adalah data temperatur, PWM, dan nilai galat temperatur. Semua data hasil simulasi disimpan secara otomatis dalam *workspace* untuk memudahkan analisis. Perubahan temperatur di dalam inkubator *mobile* terhadap waktu merupakan nilai yang sangat diperhatikan pada simulasi ini.



Gambar 10. Analisis waktu: *rise time*, *peak time*, dan *settling time*

Proses penghangatan ruang di dalam inkubator dilakukan tanpa memerlukan waktu lama, namun tetap stabil pada saat sudah mencapai temperatur targetnya (*set-point*). Respons temperatur berdasarkan simulasi ditunjukkan pada **Gambar 10**. Respons temperatur perlahan naik dari temperatur lingkungan ke temperatur *set-point*. Sistem stabil dengan nilai *steady-state error* mendekati 0. Namun, responsnya menjadi lambat dan terjadi *overshoot* sekitar 4,47 %. Untuk mencapai temperatur targetnya, dibutuhkan waktu sekitar 200 detik. Nilai parameter waktu yang diperoleh adalah *rise time* sebesar 12 detik, *peak time* pada 25 detik, dan *settling time* pada 85,6 detik.



Gambar 11. Perubahan *duty cycle* PWM terhadap waktu

Parameter lain yang diukur adalah perubahan *duty cycle* PWM terhadap waktu. *Duty cycle* yang berkerja pada aktuator ini menunjukkan persentase lamanya sinyal 1 (*high*) pada satu periode berdasarkan hasil perhitungan kontrol PID terhadap nilai galat. Nilai *duty cycle* ini berbanding lurus dengan besarnya nilai galat. Sinyal PWM dengan *duty cycle* tertentu digunakan sebagai nilai masukan pada sistem pemanas. **Gambar 11** menunjukkan grafik perubahan *duty cycle* terhadap waktu pada simulasi inkubator. Nilai *duty cycle* mencapai titik tertingginya di 9,9 sebelum menurun secara gradual ke sekitar 0,5 seiring dengan kenaikan temperatur dari temperatur lingkungan ke temperatur target. Pada kondisi riilnya, nilai PWM selalu naik turun untuk menjaga temperatur dalam inkubator dan menyesuaikan dengan kondisi lingkungan.

pemanas. Besaran nilai ini menentukan besar nilai keluaran kontroler PID pada aktuator untuk mendapat nilai sesuai *set-point*. Besaran nilai galat pada simulasi sistem ditunjukkan pada **Gambar 12**. Nilai galat pada sistem naik hingga $7\text{ }^{\circ}\text{C}$ pada awal simulasi sebelum secara perlahan menurun hingga nilai galat mendekati $0\text{ }^{\circ}\text{C}$. Pada awal simulasi, nilai galat sangat besar karena sistem baru dihidupkan dan sensor baru mulai membaca temperatur dari kondisi $27\text{ }^{\circ}\text{C}$ (temperatur ruangan). Sistem kontrol PID terbukti dapat menekan nilai galat pada saat simulasi hingga mendekati 0, dimana nilai galat tersebut baru tercapai pada kisaran 330 detik.

Nilai galat menunjukkan nilai selisih temperatur antara target (*set-point*) dengan temperatur sistem

C. Implementasi kontroler PID

Setelah melakukan simulasi kontrol PID pada Simulink, dilakukan implementasi hasil simulasi tersebut terhadap target perangkat keras yang dituju. Target perangkat keras yang dituju adalah Arduino

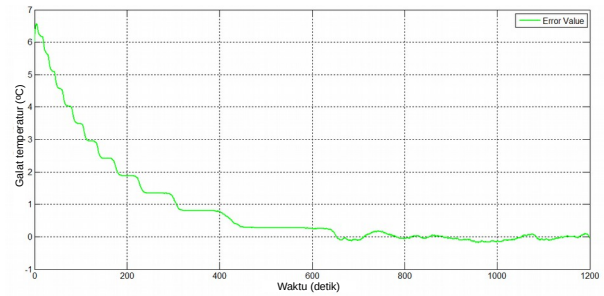
sebagai mikrokontroler dan sistem *heater* sebagai pemanas ruangan pada inkubator. Implementasi dilakukan dengan tujuan membandingkan hasil aktual dari simulasi tersebut pada keadaan nyata. Implementasi dilakukan dengan menggunakan metode *hardware in the loop* dimana sistem kontrol pada inkubator *mobile* dihubungkan secara serial dengan laptop. Hasil implementasi direkam langsung ke dalam Matlab agar bisa dianalisis responsnya. **Gambar 13** menunjukkan diagram desain implementasi inkubator pada Simulink.

Respons temperatur berdasarkan pengujian langsung di dalam inkubator ditunjukkan dalam **Gambar 14**. Temperatur inkubator perlahan naik dari $\pm 27^\circ\text{C}$ hingga 34°C pada detik 650. Bentuk kurva respons temperatur hasil implementasi relatif sama dengan simulasi, namun responsnya lebih lambat dibanding hasil simulasi dan hanya mengalami sedikit *overshoot*. Setelah mencapai 34°C , temperatur terus dijaga pada temperatur targetnya oleh kontroler. Berdasarkan hasil pengujian diperoleh nilai *rise time* sebesar 220 detik, nilai *peak time* sebesar 680 detik, dan nilai *settling time* sebesar 710 detik.

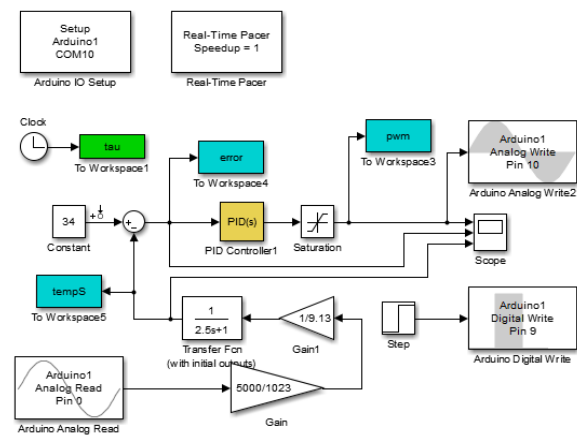
Nilai *rise time* sistem lebih lambat sebesar 20,47 detik daripada [7], namun dengan galat *steady-state* lebih rendah. Hal ini disebabkan karena perbedaan jangkauan temperatur yang dikontrol oleh PID, yaitu $27\text{--}34^\circ\text{C}$, sedangkan dalam [7] hanya pada jangkauan $32\text{--}37^\circ\text{C}$. Berdasarkan parameter ini, respons temperatur saat implementasi lebih lambat daripada respons temperatur saat simulasi. Salah satu penyebabnya adalah dibutuhkan waktu untuk perpindahan panas dari sistem pemanas ke udara yang dialirkan melalui sistem *ducting* sehingga membuat respons temperaturnya relatif lebih lambat. Desain *ducting* mempengaruhi karakteristik sistem kontrol di perangkat nyata.

Implementasi kontroler PID pada sistem kontrol inkubator ini menghasilkan nilai *duty cycle* PWM tertinggi 16,5 dan nilainya cenderung stabil. **Gambar 15** menunjukkan grafik *duty cycle* terhadap waktu pada inkubator. Kurva bergerak secara perlahan dari kisaran *duty cycle* 9 naik hingga ke kisaran 16. Pada kondisi riilnya, nilai PWM selalu naik turun untuk menjaga temperatur di dalam inkubator *mobile* menyesuaikan dengan kondisi lingkungan.

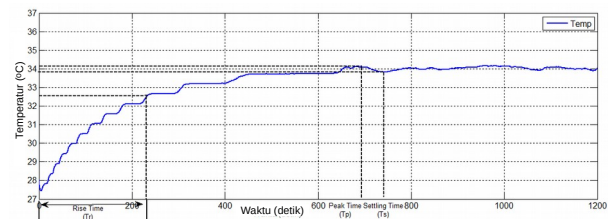
Gambar 16 menunjukkan nilai galat implementasi kontrol pada inkubator. Pada saat awal dinyalakan, galat yang terjadi hingga 7°C , kemudian perlahan menurun hingga nilai galat mendekati 0°C . Pada awal pengujian, nilai galat sangat besar karena sistem baru saja dihidupkan dan sensor baru mulai membaca temperatur lingkungan (27°C). Sistem kontrol PID terbukti dapat menekan nilai galat temperatur pada saat pengujian hingga mendekati 0, dimana nilai galat tersebut baru tercapai pada kisaran 710 detik. Saat sudah mencapai temperatur targetnya (*set-point*), sistem kontroler terbukti mampu menahan nilai galat seminimal mungkin. Hal ini menunjukkan sistem pemanas dari inkubator *mobile* dapat bekerja dengan cukup baik.



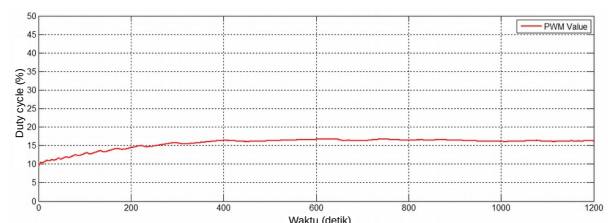
Gambar 12. Nilai galat temperatur pada simulasi inkubator di Simulink



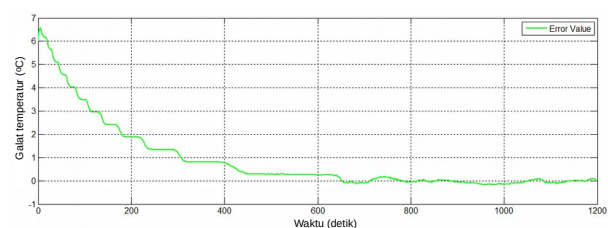
Gambar 13. Desain implementasi kontrol PID pada inkubator *mobile*



Gambar 14. Analisis waktu: *rise time*, *peak time* dan *settling time*



Gambar 15. Respons *duty cycle* PWM terhadap waktu



Gambar 16. Nilai galat temperatur pada inkubator

D. Pengujian respons temperatur sistem terhadap gangguan panas

Pengujian implementasi kontrol PID dilakukan untuk melihat respons sistem inkubator *mobile* secara *real time* bila diberikan gangguan seperti diindikasikan dalam [13]. Proses pengujian dilakukan dengan mengikuti standard dari ISO 10993-1: 1992 *Biological Evaluation of Medical Devices*. Sebagai emulasi gangguan panas dari lingkungan, sistem diberi gangguan berupa panas api lilin.

Gambar 17 menunjukkan hasil pengujian respons temperatur atas gangguan kondisi lingkungan yang lebih panas. Temperatur dalam inkubator perlahan naik dari $\pm 27^\circ\text{C}$ ke 34°C sebelum naik hingga 37°C karena sistem diberi gangguan panas dari luar. Sistem dapat merespons gangguan panas dengan menurunkan temperatur untuk menjaga temperatur tetap pada *set-point* 34°C . Gangguan panas pada sistem dilakukan sebanyak dua kali pada detik 750 dan 1000 dengan rentang waktu 50 detik pada tiap sesi gangguan.

Berdasarkan hasil pengujian respons temperatur terhadap gangguan panas, dapat disimpulkan bahwa sistem kontrol PID di dalam inkubator dapat merespons perubahan panas dengan cukup baik dan masih dalam batas aman. Hal ini menunjukkan bahwa inkubator *mobile* ini dapat digunakan walaupun kondisi di luar ruang yang panas, terutama jika digunakan di daerah tropis agar sesuai [13].

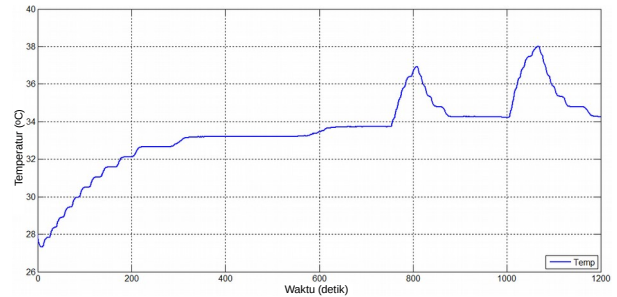
E. Pengujian respons temperatur sistem terhadap gangguan dingin

Pada pengujian ini, inkubator *mobile* dioperasikan dengan mendapat gangguan dingin dengan menggunakan air es. Respons sistem pemanas secara simultan direkam dalam Matlab. Gambar 18 menunjukkan respons temperatur dalam inkubator perlahan naik dari temperatur lingkungan sebesar $\pm 27^\circ\text{C}$ hingga $33,7^\circ\text{C}$. Temperatur bertahan beberapa saat sebelum turun ke $33,2^\circ\text{C}$ saat sistem merespons karena adanya gangguan dingin pada inkubator.

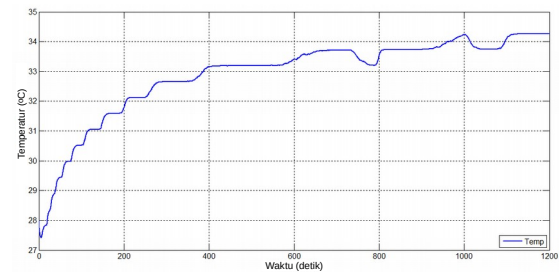
Gangguan dingin pada sistem dilakukan sebanyak dua kali pada detik 750 dan 1000 dengan rentang waktu 50 detik pada tiap sesi gangguan. Pada saat diberi gangguan dingin, terlihat sistem dapat kembali ke temperatur targetnya pada 34°C . Hasil ini menunjukkan bahwa sistem kontrol PID juga dapat bekerja dengan baik pada kondisi menurunkan temperatur, misalnya pada kondisi lingkungan sekitar inkubator sedang hujan.

F. Analisis kestabilan bode plot

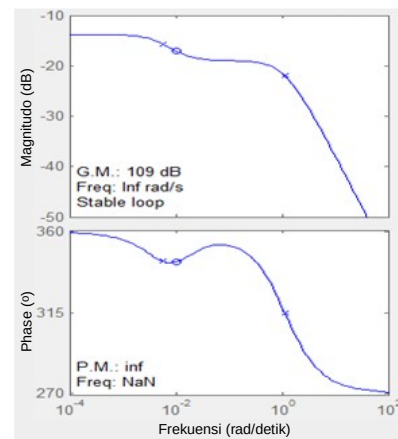
Analisis kestabilan kontrol PID pada inkubator ini menggunakan *bode plot* dalam *toolbox* Sisotool pada *software* Matlab. Nilai *gain* terbaik yang diperoleh dalam simulasi diuji kestabilannya. Gambar 19 menunjukkan hasil plot analisis kestabilan dimana sistem memperoleh nilai *gain margin* sebesar 109 dB dan nilai *phase margin* sebesar inf derajat. Hal ini menunjukkan bahwa sistem mencapai stabil karena



Gambar 17. Respons temperatur terhadap gangguan panas



Gambar 18. Respons temperatur terhadap gangguan dingin



Gambar 19. Hasil plot analisis kestabilan bode plot

kedua margin bernilai positif atau lebih besar dari 0. Kontrol PID pada sistem ini stabil dilihat dari analisis *bode plot*-nya. Analisis kestabilan ini tidak dilakukan dalam [7] sehingga perbandingannya tidak bisa dilakukan.

G. Estimasi daya tahan baterai

Berdasarkan pengujian, arus maksimal yang dibutuhkan sistem yang berjalan normal tanpa gangguan dari luar adalah sebesar 10,061 A. Baterai yang digunakan adalah baterai basah dengan spesifikasi 12 Volt, 5 Ah sebanyak dua buah dengan kapasitas total 10 Ah. Dengan asumsi sistem berjalan stabil dan baterai dalam kondisi baik, maka estimasi lama baterai dapat menahan inkubator agar tetap berjalan normal tanpa listrik adalah selama 0,99 jam atau 59,6 menit.

Hasil pada lapangan mungkin bisa berbeda, tergantung dari kondisi baterai, kondisi lingkungan, dan

beban kerja. Penggantian baterai menggunakan baterai berkapasitas lebih besar bisa membuat waktu *backup* baterai menjadi lebih lama, namun menyebabkan inkubator menjadi semakin berat.

Kajian lanjut desain dan material inkubator yang efektif dalam menyimpan panas seperti [1], [2] dapat dilakukan untuk mengurangi kerja pemanas dan kipas sehingga arus yang dipakai oleh inkubator bisa lebih efisien. Di sisi lain, penggunaan kontrol PID untuk menjaga temperatur dalam inkubator dalam kajian ini dapat menghemat daya baterai dibandingkan kontrol *on-off* dalam [3].

Fungsi lain dalam inkubator, selain kontrol temperatur, dapat diterapkan lebih lanjut, misalnya penambahan modul fototerapi untuk bayi dengan kekurangan bilirubin dan pemantauan denyut jantung seperti dalam [10], [11]. Penambahan modul nirkabel dapat juga dilakukan agar akses pemantauan data dari inkubator ke pengguna dan sistem kontrol dapat dilakukan secara nirkabel menggunakan Wi-fi atau infrared, seperti dalam [11], [12]. Selain itu, penerapan LoRa dapat dilakukan untuk menghimpun data dari banyak inkubator ke server basis data medis sehingga data dapat diolah dan digunakan oleh yang berkepentingan seperti [12]. Namun, pengaruh emisi radio dari modul nirkabel ini perlu diperhatikan seperti dinyatakan dalam [16].

IV. KESIMPULAN

Fungsi kontrol pada inkubator *mobile* dapat bekerja sesuai spesifikasi yang dikehendaki berdasarkan program dengan mikrokontroler Arduino menggunakan PID. *Gain* kontrol PID paling optimum pada pemanas dan kipas pada inkubator ini adalah K_p 1,501, K_i 0,015, dan K_d -1,319. Sistem ini bersifat stabil dengan nilai *gain margin* sebesar 109 dB dan *phase margin* sebesar inf derajat.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Y. M. K. Surbakti and H. Ambarita, "Rancang bangun inkubator bayi dengan menggunakan phase change material sebagai pemanas ruang inkubator bayi," *e-Dinamis*, vol. 3, no. 3, pp. 196-202, 2012.
- [2] S. Yadav, "Application of combined materials for baby incubator," *Procedia Manufacturing*, vol. 20, pp. 24-34, 2018. doi: [10.1016/j.promfg.2018.02.004](https://doi.org/10.1016/j.promfg.2018.02.004)
- [3] F. Nurlandi, "Desain inkubator bayi dengan kontrol otomatis yang ekonomis untuk klinik persalinan (ecobator)," *Skripsi*, Institut Teknologi Sepuluh November, Indonesia, 2010.
- [4] C. P. Soler, "Prototyping a closed loop control system for neonatal incubator," *Master thesis*, RWTH Aachen University, Germany, 2009.
- [5] Medical electrical equipment, part 2-19: particular requirements for the basic safety and essential performance of infant incubator, IEC 60601-2-19:2009, 2009.
- [6] P. Ele, J. B. Mbede, and E. Ondoua, "Parameter modelling and fuzzy control system of neonatal incubator," in *5th International Conference on Science of Electronic, Technologies of Information and Telecommunications*, Tunisia, Mar. 2009, pp. 1-6.
- [7] A.K. Theopaga, A. Rizal, and E. Susanto, "Design and implementation of PID control based baby incubator," *Journal of Theoretical and Applied Information Technology*, vol. 70, no. 1, pp. 19-24, 2014.
- [8] M. A. Zermani, E. Feki, and A. Mami, "Application of adaptive predictive control to a newborn incubator," *American Journal of Engineering and Applied Sciences*, vol. 4, no. 2, pp. 235-243, 2011. doi: [10.3844/ajeassp.2011.235.243](https://doi.org/10.3844/ajeassp.2011.235.243)
- [9] I. I. Eneh, E. O. Onugwu, P. C. Eneh, and P. U. Okafor, "Improving the control of preterm infant mass skin temperature using adaptive neuro fuzzy inference system," *International Journal of Research in Engineering & Science*, vol. 3, no. 3, pp. 1-10, 2019. doi: [10.26808/rs.re.v3i3.01](https://doi.org/10.26808/rs.re.v3i3.01)
- [10] P. T. Kapen, Y. Mohamadou, F. Momo, D. K. Jauspin, N. Kanmagne, and D. D. Jordan, "Development of a neonatal incubator with phototherapy, biometric fingerprint reader, remote monitoring, and heart rate control adapted for developing countries hospitals," *Journal of Neonatal Nursing*, vol. 25, no. 6, pp. 298-303, 2019. doi: [10.1016/j.jnn.2019.07.011](https://doi.org/10.1016/j.jnn.2019.07.011)
- [11] M. Shaib, M A. Rashid, L. Hamawy, M. Arnout, I. E. Majzoub, and A. J. Zaylaa, "Advanced portable preterm baby incubator," in *Fourth International Conference on Advances in Biomedical Engineering*, Beirut, Lebanon, Oct. 2017, pp. 1-4. doi: [10.1109/ICABME.2017.8167522](https://doi.org/10.1109/ICABME.2017.8167522)
- [12] S. Sendra, P. R. Diaz, J. N. Ortiz, and J. Lloret, "Smart infant incubator based on lora networks," in *International Conference on Computer Systems and Applications*, Aqaba, Jordan, Nov. 2018, pp. 1-6. doi: [10.1109/AICCSA.2018.8612863](https://doi.org/10.1109/AICCSA.2018.8612863)
- [13] H. O. Amadi, O. A. Mokuolu, and T. Obasa, "Effect of high sun intensity on neonatal incubator functionality in a tropical climate," *Journal of Neonatal Nursing*, vol. 19, no. 3, pp. 122-128, 2013. doi: [10.1016/j.jnn.2012.03.011](https://doi.org/10.1016/j.jnn.2012.03.011)
- [14] K. Allen, "Neonatal thermal care: a discussion of two incubator modes for optimising thermoregulation. A care study," *Journal of Neonatal Nursing*, vol. 17, no. 2, pp. 43-48, 2011. doi: [10.1016/j.jnn.2011.01.004](https://doi.org/10.1016/j.jnn.2011.01.004)
- [15] F. F. Zacarias, J. L. B. Jimenez, P. J. B. V. Gaztelu, R. H. Molina, and S. L. Lopez, "Noise level in neonatal incubators: a comparative study of three models," *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, vol. 107, pp. 150-154, 2018. doi: [10.1016/j.ijporl.2018.02.013](https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2018.02.013)
- [16] I. Calvente, A. V. Perez, M. F. Fernandez, M. I. Nunez, and A. M. Hoyos, "Radiofrequency exposure in the neonatal medium care unit,"

- Environmental Research*, vol. 152, pp. 66-72, 2017. doi: [10.1016/j.envres.2016.09.019](https://doi.org/10.1016/j.envres.2016.09.019)
- [17] M. Munadi, M. S. Nasir, M. Ariyanto, N. Iskandar, and J. D. Setiawan, "Design and simulation of PID controller for lower limb exoskeleton robot," in *AIP Conference Proceeding*, vol. 1983, no. 1, 2018. doi: [10.1063/1.5046300](https://doi.org/10.1063/1.5046300)
- [18] T. Belton, "The use of the elbow technique to access neonatal incubators: can this reduce the risk of cross infection?" *Journal of Neonatal Nursing*, vol. 13, no. 3, pp. 118-120, 2007. doi: [10.1016/j.jnn.2007.03.001](https://doi.org/10.1016/j.jnn.2007.03.001)
- [19] M. Fattorini et al., "Public health since the beginning: neonatal incubators safety in a clinical setting," *Journal of Infection and Public Health*, vol. 11, no. 6, pp. 788-792, 2018. doi: [10.1016/j.jiph.2018.03.001](https://doi.org/10.1016/j.jiph.2018.03.001)