

Purwarupa Penghangat Bayi Dengan Elemen Pemanas Keramik, Sensor Thermofil dan Mikrokontroler ESP32

Fatahah Dwi Ridhani[#], Nur Hasanah Ahniar

Jurusan Teknik Elektromedik Poltekkes Kemenkes Jakarta II

Jl. Hang Jebat III/F3, Kebayoran Baru, Jakarta Selatan, DKI Jakarta, 12120, Indonesia

[#]ridhani@poltekkesjkt2.ac.id

Abstract—Infant warmers is the essential apparatus in the neonatal care unit. These units consist of heating element and controlled by the mean of monitored infant skin temperature to maintain the warmth at 37-37.5°C. This paper delve with non contact thermophile temperature sensor performance used in infant warmer. The infant warmer sistem that was built consist of 600 watt ceramic heating element and controlled via a BT136 Triacs. ESP32 microcontroller was the chosen controller while monitoring the bed area temperature with AMG8833 thermopile sensor. The control scheme was the Proportional+Integral+Derivatif (PID) type for temperature above 35°C with sensor reading updated twice per second or at 2 Hz. The bed area temperature status was displayed on an OLED graphic display with 128x64 pixels resolutions. This system was calibrated using Fluke INCU II calibrator. The evaluation of the system performance focusing on the ability to reach the regulated temperature above using the said component and the control scheme. This system could reach the target temperature after 113 minutes in a 25°C air conditioned room. The regulated temperature was maintained with no more than 5% deviation for any period of time. The use of thermophile sensor was a good candidate for auxiliary sensor to control infant warmers based on acquired measurement result.

Keywords—infant warmer; sensor termopile; amg8833; ESP32;

Abstrak—Penghangat bayi adalah perangkat utama yang digunakan pada bangsal unit perawatan bayi baru lahir. Perangkat ini terdiri dari elemen pemanas dan dikendalikan berdasarkan bacaan suhu kulit bayi untuk menjaga suhu stabil antara 37-37,5°C. Penelitian ini menelaah performa pembacaan sensor suhu non kontak yang menggunakan prinsip termofil pada penghangat bayi. Sistem penghangat bayi yang dibuat terdiri dari elemen pemanas keramik berdaya 600 watt yang dikendalikan melalui Triacs BT136. Mikrokontroler ESP32 adalah pengendali yang dipakai dan memantau suhu tempat tidur dengan sensor termofil AMG8833. Skema kontrol menggunakan metoda Proporsional+Integral+Derivatif (PID) untuk temperatur di atas 35 °C dengan laju pengendalian 2 Hz atau 2 perubahan per detik. Pembacaan status temperatur tempat tidur ditampilkan pada layar OLED grafis beresolusi 128x64 pixel. Metode kalibrasi performa sistem dilakukan dengan kalibrator Fluke INCU II. Evaluasi performa sistem berfokus pada penggunaan pemanas keramik dan sensor termofil dengan skema kontrol di atas untuk mencapai suhu target penghangatan bayi. Perangkat penghangat bayi ini dapat mencapai suhu ini dari keadaan padam setelah 113 menit pada ruangan berpendingin udara dengan suhu ruangan 25°C. Setelah suhu setelan tercapai, selanjutnya sistem dapat mengendalikan suhu dengan galat tidak lebih dari 5% untuk periode waktu selanjutnya. Penggunaan sensor termofil merupakan kandidat yang baik untuk sensor tambahan pada pengendalian penghangat bayi berdasarkan kesimpulan hasil pengukuran.

Kata Kunci—penghangat bayi; sensor termofil; amg8833; ESP32;

I. PENDAHULUAN

Penggunaan penghangat bayi pada bayi baru lahir sangat penting untuk mencegah hipotermia [1]. Perangkat utama yang digunakan pada fasilitas perawatan bayi salah satunya adalah open infant warmer atau penghangat bayi tipe terbuka [2]. WHO merekomendasikan serangkaian tindakan pada bayi baru lahir [3]. Suhu yang dianjurkan antara 36,5°-37,5°C. Perangkat ini juga diatur dalam Keputusan Menteri Kesehatan No. 118 tahun 2014 tentang Kompendium Alat Kesehatan [4]. Dalam

Keputusan Menkes ini, penghangat bayi elektrik atau dikenal dengan nama radiant warmer adalah alat kesehatan yang menggunakan elemen pemanas infra merah. Alat ini dapat berupa satu kesatuan unit atau diletakkan di atas tempat tidur bayi.

Penghangat bayi terbuka merupakan solusi yang murah untuk menjaga suhu bayi baru lahir, meskipun perlu perhatian khusus untuk mencegah terjadinya hipertermia dalam waktu singkat pada kondisi tertentu. Penggunaan material yang salah

dapat meningkatkan resiko hipertermia bahkan dalam waktu kurang dari 11 menit [5]. Efek unit penghangat bayi disekitarnya pun dapat menimbulkan potensi bahaya, sehingga disarankan dipisahkan dengan jarak antara 80-100cm antar penghangat bayi [6]. Penghangat bayi juga lebih rentan akan dehidrasi dibandingkan dengan menggunakan inkubator [7].

Elemen pemanas infra merah yang umum digunakan pada penghangat bayi beberapa jenis salah satunya adalah tipe keramik, quartz dan filamen. Elemen keramik dapat dengan mudah dibedakan dari penampakkannya yang berwujud seperti keramik [8], dibandingkan dengan quartz yang berupa tabung berbahan gelas atau filamen yang berwujud kumparan dalam selubung. Tingkat efisiensi pemanas infra merah berkisar pada tingkat lebih dari 86% [9].

Penghangat bayi ataupun inkubator dikendalikan dengan sensor suhu yang ditempelkan pada kulit bayi. Pemanasan dengan infra merah hanya akan berinteraksi dengan material padatan, dan kurang berinteraksi dengan udara [10]. Maka pengukuran yang paling akurat adalah dengan mengukur bidang yang menjadi obyek pemanasan. Hal ini berbeda dengan pemanasan pada inkubator yang mengendalikan pemanasan konveksi, yaitu pemanasan melalui interaksi fluida bergerak [11]. Hal ini penting karena material-material pemanas ini tidak memiliki pembatasan suhu integral seperti yang dimiliki oleh komponen LED [12]. Elemen pemanas umumnya memiliki suhu permukaan yang jauh lebih panas dan berbahaya apabila tidak dikontrol.

Sensor-sensor yang ditemukan pada penelitian penghangat bayi pada [13] dan [14], menurut hemat penulis kurang tepat apabila digunakan sebagai pembacaan suhu penghangat bayi yang akurat. Hal ini karena sensor tersebut harus dimodifikasi kembali supaya dapat diletakkan pada kulit atau di atas badan bayi. Apabila sensor ditempatkan pada pinggiran tempat tidur bayi, maka bacaan yang terbaca ada kemungkinan adalah suhu udara bukan suhu aktual dari kulit bayi. Pembacaan sensor secara langsung tanpa adanya phantom tubuh bayi akan berbeda dengan interaksi pemanas karena adanya obyek bayi yang merupakan obyek yang memiliki massa termal. Maka secara praktis hasil dari penelitian memanfaatkan sensor tersebut hanya untuk keperluan uji coba.

Sensor nonkontak memiliki potensi untuk bisa menggantikan sensor suhu kulit. Banyak penelitian menggunakan sensor AMG8833 yang menggunakan prinsip termofil untuk mendeteksi suhu tubuh dari jarak jauh [15], telah membuat sistem pengukur suhu tubuh non kontak dengan jarak maksimal 7m dengan tingkat galat rerata kurang dari 2% atau kurang dari 1°C. Dengan desain yang baik, tingkat akurasi dapat dinaikkan menjadi bahkan rata-rata 0,10°C atau 0,28% [16]. Sensor ini pun bersifat memindai wilayah dengan besar medan sapuan (field of view) sebesar 60°, sehingga dapat dipakai untuk memantau bagian tubuh bayi lainnya di luar jangkauan sensor suhu kulit. Prinsip termofil adalah perbedaan temperatur pada lapisan termoresistif akan menghasilkan tegangan pada kutub-kutubnya [17]. Pada AMG8833 [18], inframerah hasil radiasi termal akan diakselerasi dalam ruangan dalam sensor dan

ditangkap oleh lapisan termoresistif dan menghasilkan pengukuran suhu non kontak. Karakteristik tentang penggunaan sensor ini pada penghangat bayi belum banyak dipublikasikan.

Massa dan kapasitas panas dari obyek yang dipanaskan juga perlu masuk dalam perhitungan kebutuhan kalor. Penghangat bayi terbuka memerlukan suplai energi lebih karena sangat dipengaruhi oleh lingkungan. Berbeda dengan inkubator yang ternyata cukup hanya dengan 8 lampu pemanas 25 watt dan dapat memanaskan ruangan sebesar 108 liter sampai ke suhu setting inkubator hanya dalam waktu 4 menit [19]. Penghangat bayi komersil umumnya mengkonsumsi listrik berkisar antara 400-800W [20]. Kalibrator penghangat bayi menggunakan sensor temperatur yang terbungkus oleh material dengan kapasitas panas yang sudah diperhitungkan. Pembacaan temperatur hanya di bagian permukaan dan hasil pengukuran kalibrator akan terdapat perbedaan atau selisih sebagaimana yang nanti akan dibahas di dalam tulisan ini.

Tulisan ini akan memaparkan rancang bangun dan hasil uji dengan kalibrasi suatu purwarupa penghangat bayi yang menggunakan pemanas keramik berdaya 600 W dengan dimensi 65x245mm dan dikendalikan berdasarkan pembacaan suhu dari sensor suhu termofil nonkontak dengan tipe AMG8833. Suhu yang menjadi target pengendalian adalah titik tengah dari rekomendasi WHO yaitu suhu 27°C. Meskipun sensor ini dapat mengukur area yang luas, penulis hanya menggunakan elemen pengukuran yang terletak di tengah-tengah, tepatnya elemen ukur suhu nomor 28, 29, 38 dan 39. Hasil pengukuran empat elemen ini akan dirata-ratakan dan dianggap sebagai pengukuran satu titik. Harapannya, hasil pengujian ini dapat dipakai sebagai pertimbangan penggunaan pengukur suhu nonkontak untuk melengkapi sensor suhu kulit yang sudah jamak dipakai pada penghangat bayi ataupun inkubator bayi.

II. BAHAN-BAHAN DAN METODE

A. Setting Percobaan

Pengukuran performa penghangatan akan dilakukan dengan dua langkah utama yaitu menyusun alat penghangat bayi kemudian mewujudkan fungsi dari penghangat bayi ini. Sebelum fungsi dari penghangat bayi ini diwujudkan, harus diketahui terlebih dahulu karakteristiknya, lalu direkayasa berdasarkan karakteristik tersebut. Langkahnya adalah dengan menguji setiap komponen dan melihat interaksinya terhadap setiap komponen sistem Setelah mendapatkan karakteristik dari alat ukur dan sistemnya, dilanjutkan dengan memanfaatkan karakteristik ini untuk digunakan sebagai pengendalian penghangat bayi dalam bentuk program atau rekayasa mekanis.

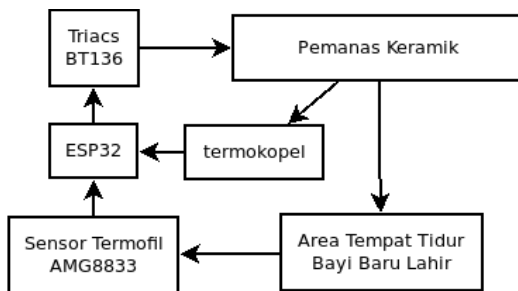
1) Bahan dan Alat

Purwarupa penghangat bayi dibuat dengan mengikuti standar dan ukuran pada umumnya. Terdapat tempat tidur bayi, struktur alat sekaligus penyangga pemanas dan komponennya. Kalibrator infant warmer Fluke NICU II digunakan untuk pengukuran dan mengkalibrasi alat.

2) Eksperimen

Skema eksperimen pertama adalah menghidupkan pemanas keramik sampai mencapai suhu 40°C . Di atas suhu ini tidak diujikan karena sudah masuk suhu yang berbahaya bagi pengguna. Suhu elemen pemanas juga dibatasi tidak melebihi suhu 45°C , tetapi tidak diujikan karena selama percobaan tidak pernah bisa mencapai suhu tersebut. Eksperimen ini diujikan sebanyak 3x dan dirata-ratakan dari semua hasil pengukuran.

Skema eksperimen kedua adalah mengendalikan pemanas dengan skema kendali campuran, yaitu pemanas dihidupkan 100% ketika pembacaan temperatur di bawah 35°C dan dilanjutkan dengan skema kendali Proporsional-Integral-Derivatif. Uji ini dicobakan sampai alat mencapai target suhu 37°C , dilanjutkan pada pada wilayah tunak atau steady-state-nya. Batasannya adalah sistem tidak mengalami overshoot melebihi suhu 40°C .



Gambar 1. Diagram blok purwarupa sistem penghangat bayi

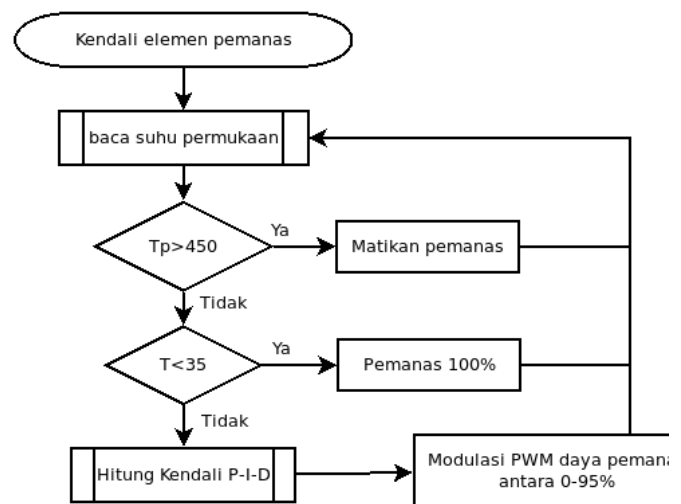
B. Diagram Blok

Perangkat dan komponen yang terdiri dari area tempat tidur bayi (dan kerangka alat), pemanas keramik, TRIACS, termokopel dan sensor termofil AMG8833 serta mikrokontroler ESP32+tampilan OLED dihubungkan sebagaimana diilustrasikan pada gambar 1. Area tempat tidur bayi dikendalikan suhunya oleh pemanas yang dikendalikan oleh mikrokontroler ESP32 melalui Triacs. Termokopel dan sensor termofil adalah sensor yang mengambil bacaan temperatur masing-masing elemen pemanas dan area tempat tidur bayi.

C. Diagram Alir Kendali Pemanas

Hasil dari karakterisasi pembacaan suhu pada kalibrator dibandingkan bacaan sensor suhu termofil digunakan untuk mengendalikan pemanas supaya mencapai suhu target. Sebagai pengaman, batas temperatur maksimum elemen pemanas keramik sebagai batas atas, sedangkan batas bawahnya dipilih suhu target yang dikurangi 2 derajat. Hal ini karena reaksi sistem sangat lambat dengan kenaikan temperatur rata-rata 1 derajat per 2 menit, maka skema kontrol on-off masih cukup untuk digunakan dan juga untuk menghindari overshoot yang berbahaya bagi pengguna. Kontrol PID yang mengatur modulasi pulsa untuk mengatur daya pada elemen pemanas akan membantu sistem untuk mencapai set point yang ditetapkan. Kontrol beraksi untuk mengoreksi keluaran sebanyak 2 kali tiap detik. Konstanta sistem kendali ditetapkan

secara ujicoba. Hal yang penting adalah perangkat penghangat bayi dapat mencapai target suhu yang diperlukan. Diagram alir kendali suhu purwarupa penghangat bayi ditampilkan pada gambar 2. Suhu batas bawah untuk menyala penuh adalah suhu tempat tidur bayi T yang di setel minimal 35°C , sedangkan batas atas adalah temperatur elemen pemanas T_p yang dibatasi tidak lebih dari 450°C . Di antara kedua batas temperatur ini, digunakan skema pengaturan berbasis *pulse width modulation* (PWM) pada elemen pemanas.



Gambar 2. Diagram alir kendali suhu purwarupa penghangat bayi

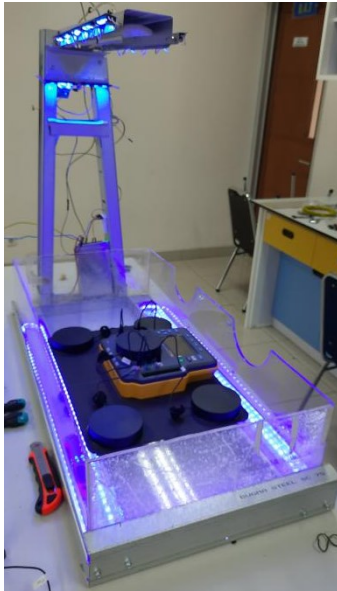
D. Komponen Purwarupa

Penyusunan purwarupa penghangat bayi ini terdiri dari struktur alat dan komponennya. Beberapa penjelasan tentang penyusunan purwarupa ini.

1) Kerangka Alat

Penghangat bayi dibuat dengan kerangka berbahan galvalum 0,75 mm dan tempat tidur dari akrilik ketebalan 5 mm. Ukuran tempat tidur dibuat dengan dimensi 40×100 cm, dengan ketinggian dinding yang tetap setinggi 15 cm, dan terdapat 2 bukaan di sebelah kanan untuk tempat tangan perawat untuk meletakkan bayi dengan titik paling rendah bukaan setinggi 7 cm dan diameter 13 cm. Bagian tengah tempat tidur diberikan lubang berdiameter 3 cm untuk jalur pembuangan. Struktur alat ditunjukkan pada gambar 3.

Rangka ini berlanjut di bagian “kepala” penghangat bayi dengan dipasangkan tiang tempat menyimpan komponen-komponen elektronik penyusun sistem pengendali. Tampilan informasi status suhu tempat tidur bayi ditayangkan dengan memanfaatkan OLED beresolusi 128×64 pixels. 2 buah tombol dipasang untuk mengatur keadaan pemanas.



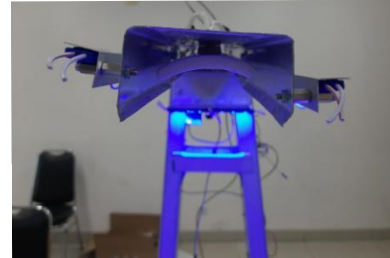
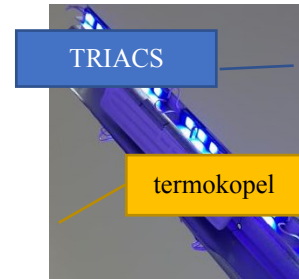
Gambar 3. Kerangka alat penghangat bayi

2) Pemanas keramik

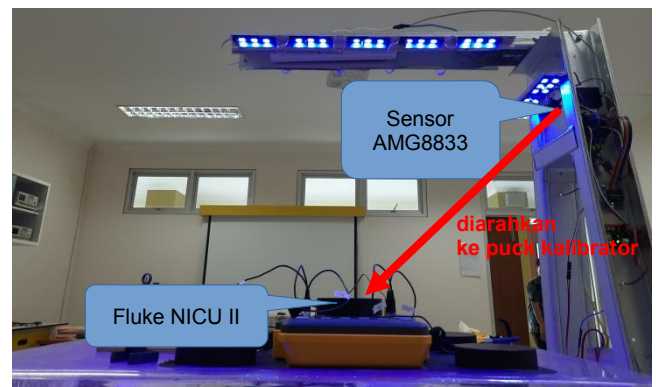
Pemanas keramik dipasang di atas dan ditengah-tengah area tempat tidur bayi, dengan jarak bebas sebesar 65 cm antara elemen pemanas sampai dasar tempat tidur bayi. Pemanas ini diselubungi dengan bahan galvalum sehingga diharapkan sinar IR terfokuskan hanya pada bidang tempat tidur bayi. Pada bagian pinggir pemanas keramik dipasangkan termokopel tipe-K yang menempel pada bagian keramiknya. Termokopel tipe-K ini memiliki rentang pembacaan antara 0-700°C. Termokopel ini dipakai untuk memonitor suhu kerja pemanas keramik supaya tidak melebihi suhu maksimal elemen pemanas. Tata letaknya ditunjukkan pada gambar 4. Pemanas dikendalikan dengan rangkaian TRIACS BT136 yang dilengkapi dengan antarmuka optoisolator.

3) Sensor suhu termofil AMG8833

Sensor suhu nonkontak AMG8833 diposisikan pada posisi sudut tiang yang paling jauh dari elemen pemanas keramik. Posisi sensor dapat diarahkan supaya nanti titik fokusnya jatuh pada elemen ukur suhu kalibrator. Skema komunikasi yang dipakai adalah I2C dan memanfaatkan pustaka dari Adafruit. Posisinya dapat dilihat pada gambar 5.



Gambar 4. Pemanas keramik, termokopel dan bentuk selubungnya



Gambar 5. Posisi sensor AMG8833 dan kalibrator pada penghangat bayi.

4) Mikrokontroler ESP32

Mikrokontroler yang dipakai pada alat ini adalah ESP32 dari espressif. ESP32 memakai catuan 3,3V, sama dengan catuan yang digunakan pada sensor AMG8833. Pengolah sensor termokopel menggunakan MAX6675 diberi catuan 3,3V supaya dapat langsung disambungkan dengan mikrokontroler dengan skema komunikasi SPI. Tampilan OLED sudah terpasang pada papan mikrokontroler dan langsung menggunakan pustaka grafis yang ada. Pembacaan suhu dan keadaan internal yang dipantau ditampilkan di layar ini. Pengendalian TRIACS langsung disambungkan dengan pin keluaran yang disertai dengan resistor 1k ohm. Sumber daya yang dipakai adalah adaptor 5V dengan suplai maksimum 2A.



Gambar 6. Mikrokontroler ESP32 + tampilan OLED

5) Kalibrator Fluke INCU II

Kalibrator buatan Fluke tipe INCU II dibuat khusus untuk mengkalibrasi open infant warmer dan inkubator. Kalibrator ini memiliki 5 buah sensor temperatur yang mencakup wilayah tempat tidur bayi. Terdapat juga sensor-sensor tambahan seperti termokopel tipe-K untuk pembacaan suhu ruangan, tingkat kebisingan, laju aliran udara dan sensor suhu kulit. Sensor suhu untuk keperluan kalibrasi open infant warmer berupa puck yang memiliki massa dan kapasitas kalor yang mensimulasikan keadaan tubuh bayi. Permukaannya cepat menerima dan melepas panas, tetapi suhu keseluruhan berubah dengan lambat. Kalibrator ini yang menjadi acuan performa dari purwarupa penghangat bayi yang dibuat. Secara garis besar tata letak kalibrator Fluke NICU II diberikan pada gambar 7.

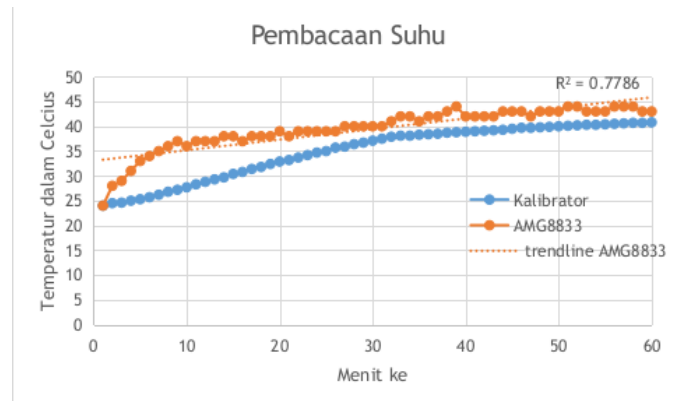


Gambar 7. Kalibrator Fluke NICU II

III. HASIL

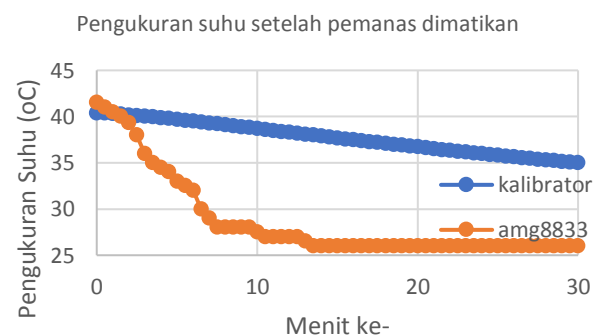
Percobaan skema pertama menghasilkan pengukuran sebagai berikut: suhu yang terbaca pada sensor AMG8833 dan kalibrator sama-sama berada pada temperatur 25°C atau sama dengan suhu ruangan. Kemudian pemanas keramik dialiri arus maksimum dan penghitung waktu diaktifkan. Pembacaan suhu AMG8833 naik lebih cepat daripada pembacaan oleh kalibrator INCU III. Setelah menit ke 10, pembacaan suhu oleh AMG8833 melandai tetapi selalu lebih tinggi pembacaan suhunya daripada oleh kalibrator INCU II. Suhu target 37°C dicapai setelah menit ke 31 dan selanjutnya tetap meningkat selama pemanas dinyalakan meskipun peningkatan temperatur melandai. Data secara grafis dari rata-rata 5x percobaan dapat dilihat pada gambar 8. Data AMG8833 dicatat secara manual mengikuti waktu yang tertera pada alat kalibrator, sedangkan pembacaan

kalibrator INCU II diunduh langsung dengan spasi pembacaan per 30 detik.



Gambar 8. Kurva pembacaan suhu sensor AMG8833 dan Kalibrator ketika elemen pemanas dihidupkan penuh

Sebagai acuan perubahan suhu permukaan setelah pemanas dimatikan, dapat dilihat di gambar 9. Suhu permukaan yang terbaca oleh sensor suhu AMG8833 turun dengan cepat setelah pemanas dimatikan. Sedangkan suhu yang terbaca pada kalibrator turun secara gradual.

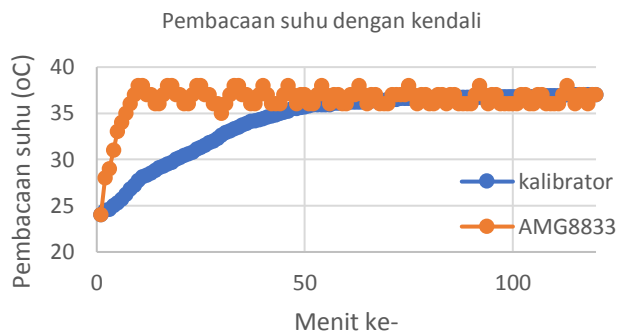


Gambar 9. Kurva pembacaan suhu sensor AMG8833 dan Kalibrator ketika elemen pemanas dipadamkan setelah mencapai suhu 40°C

Percobaan skema kedua, yaitu ketika pemanas dikendalikan secara aktif oleh sistem berdasarkan pembacaan sensor AMG8833. Skema kendali yang digunakan merupakan skema campuran, yaitu elemen pemanas akan menyala 100% apabila suhu yang terbaca di bawah 35°C, dan apabila telah melewati batas suhu ini, skema kendali proporsional+integral+derivatif dipergunakan. Konstanta tiap elemen kendali adalah $K_p = 30$, $K_i = 2$ dan $K_d = -1$. Data selisih terhadap titik kendali diambil 2x per detik. Penjumlahan seluruh elemen kendali diproyeksikan langsung ke besar koefisien lebar pulsa.

Ketika pemanas aktif, suhu permukaan naik dengan cepat sampai mencapai batas bawah temperatur dan masuk ke pengaturan oleh skema PID. Pemanas tetap aktif tetapi dengan kekuatan bergantung pada hasil perhitungan kendali. Terjadi osilasi pada suhu permukaan, tetapi pada pengukuran kalibrator

suhu tetap naik secara perlahan. Hal ini berlangsung terus sampai suhu pengendalian sampai ke batas temperatur yang ditetapkan. Suhu target dicapai pada waktu rata-rata 113 menit. Osilasi suhu permukaan tetap terjadi, tetapi suhu yang terekam pada kalibrator tetap konstan. Kurva pembacaan sensor ini disajikan pada gambar 10.



Gambar 10. Kurva pembacaan suhu sensor AMG8833 dan Kalibrator ketika elemen pemanas dikendalikan dengan suatu skema kontrol

IV. PEMBAHASAN

Respon pembacaan suhu oleh kalibrator mencirikan suatu massa termal yang besar. Kelembaman dalam perubahan suhu pengukuran baik ketika kenaikan suhu ataupun penurunan suhu merupakan indikasinya. Pemanasan permukaan puck sensor tidak serta merta menaikkan suhu sensor, bahkan permukaannya pun cenderung lebih dingin daripada permukaan di sekitar puck. Kebanyakan sistem pengukuran suhu pada penelitian sejenis seperti pada [13],[14] dan [19], atau pada sistem inkubator seperti pada [11] dan [19] memanfaatkan sensor yang bersifat mengukur permukaan atau secara konduksi ataupun konveksi. Akan menarik apabila pada sistem-sistem tersebut diberikan suatu massa kalor yang dapat menyerap panas yang diberikan oleh sistem. Oleh karena itu, pengukuran oleh kalibrator lebih dapat dipercaya daripada pembacaan sensor-sensor tersebut secara langsung.

Respon suhu permukaan yang berosilasi menunjukkan sistem kendali kurang optimal. Sistem pemanas ini merupakan sistem yang lambat dalam penampakan perubahan keadaan sistem. Dua hal yang bisa diperbaiki yaitu menambahkan analisa kaitan antara suhu permukaan dengan suhu badan termal serta memperbaiki skema sistem kendali.

Apabila data kalibrator dijadikan patokan performa sistem, setelah mencapai suhu yang dijadikan target yaitu 37°C, maka tingkat galat berada di bawah 5%, bahkan masih termasuk di bawah tingkat kesalahan 1%. Sistem telah dijalankan selama 6 jam dan tidak teramati adanya ketidakstabilan suhu yang berarti.

V. KESIMPULAN

Studi rancang-bangun purwarupa penghangat bayi telah memenuhi target pembuatan alat yaitu terwujudnya penghangat

bayi yang dapat memenuhi spesifikasi stabilitas suhu sesuai standar WHO dan performanya telah dikalibrasi dengan kalibrator Fluke INCU II dengan tingkat kepercayaan pengukuran yang tinggi. Pemanas dengan daya 600 watt dapat mencapai suhu target 37°C dalam waktu 31 menit. Akan tetapi, suhu permukaan yang terbaca kurang mencerminkan keadaan dari massa termal yang menyelubungi sensor dari kalibrator. Meskipun demikian, skema kontrol dapat diterapkan dengan mudah karena respon sistem sangat lambat. Bahkan skema kendali yang tidak optimal pun hanya berdampak pada lamanya waktu yang diperlukan untuk mencapai suhu target dan tetap berada pada suhu kerja aman di bawah 40°C.

Dari data yang ada, penggunaan sensor termofil sangat direkomendasikan sebagai sensor tambahan utama disamping sensor temperatur kulit tipe kontak pada alat penghangat bayi. Hal ini karena pembacaan sensor yang akurat meskipun keakuratannya hanya pada pembacaan permukaan. Diperlukan studi lebih lanjut untuk mengetahui hubungan antara suhu yang terbaca oleh sensor termofil dengan keadaan termal suatu massa.

VI. UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terimakasih atas pembiayaan penelitian ini melalui DIPA Politeknik Kesehatan Kementerian Kesehatan RI Jakarta II.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Hidayati, N., Puspitasari, Y. & Anggraeni, S., "Perbandingan Inisiasi Menyusui Dini Dan Infant Warmer Pada Persalinan Spontan Terhadap Suhu Tubuh Bayi Baru Lahir di RSM Ahmad Dahlan Kota Kediri". *Journal of Health Science Community*, 1(1). 2020.
- [2] WHO. "Medical Devices, Infant Radiant Warmer". 2013.
- [3] WHO. "Thermal Protection of The Newborn, a Practical Guide". 1997.
- [4] Kemenkes, "Permenkes No.118 Menteri Kesehatan RI 2014: Tentang Kompendum Alat Kesehatan". 2014.
- [5] Lahana, A., Delanaud, S., Erhani, R., Glusko-Charlet, A., Durand, E., Haraux, E., Ghyselen, L., Libert, J.P. & Tourneux, P., "Warming the premature infant in the delivery room: Quantification of the risk of hyperthermia". *Medical engineering & physics*, 59, pp.70-74. 2018.
- [6] Sonia, D.F., Luthfiyah, S., Skep, M. & Indrato, T.B., "PENGARUH RADIUS PENYEBARAN SUHU TERHADAP PENEMPATAN JARAK MINIMAL OPERASIONAL RADIANT WARMER".
- [7] Flenady, V. & Woodgate, P.G., "Radiant warmers versus incubators for regulating body temperature in newborn infants". *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (4). 2003.
- [8] Rahmat, M.R., "Perancangan Dan Pembuatan Tungku Heat Treatment". *Jurnal Ilmiah Teknik Mesin Unisma* 45" Bekasi, 3(2), p.97884. 2015.
- [9] Handbook, A.S.H.R.A.E., "Heating, ventilating, and air-conditioning systems and equipment". Atlanta, GA: ASHRAE. 2008.
- [10] Baghel, D.K., Sinha, S.L. & Dewangan, S.K., "Numerical analysis of heat transfer under a radiant warmer". *Heat Transfer*, 49(4), pp.2406-2421. 2020.
- [11] Nurcahya, B., Widhiada, I.W. & Subagia, I.D.G.A., "Sistem Kontrol Kestabilan Suhu Pada Inkubator Bayi Berbasis Arduino Uno Dengan Matlab/Simulink". *Jurnal METTEK*, 2(1), pp.35-42. 2016.
- [12] Hendryani, A. & Azhim, H., "Design of Led Base Bell's Palsy Therapy Device Using Microcontroller ATmega 8535". *Sanitas*, 10(1), pp.14-25. 2019.

- [13] Sijabat, S., Dabukke, H. & Adiansyah, A., "RANCANG BANGUN INFANT WARMER BERBASIS MIKROKONTROLER ATMEGA8535". *JURNAL ONLINE KEPERAWATAN INDONESIA*, 3(1), pp.32-43. 2020.
- [14] Wahyudi, B., Miftahudin, M. & Firdaus, I., "Rancang Bangun Mobile Infant Warmer dengan Menggunakan Pemanas DC". *Jurnal Teori dan Aplikasi Fisika*, 7(2), pp.145-152. 2019.
- [15] Wahyu, M.F.W.A., "TA: Sistem Pengukuran Suhu Tubuh Menggunakan Camera Thermal AMG 8833 untuk Mengidentifikasi Orang Sakit" (*Doctoral dissertation, Universitas Dinamika*). 2020.
- [16] Nasir, M., "MONITORING OF BODY TEMPERATURE NON CONTACT USING AMG8833 THERMAL CAMERA AND FACE DETECTION". In *Prosiding Seminar Nasional Terapan Riset Inovatif (SENTRINOV)* (Vol. 6, No. 1, pp. 396-403). 2020.
- [17] Mukherjee, R., Basu, J., Mandal, P. & Guha, P.K., "A review of micromachined thermal accelerometers". *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 27(12), p.123002. 2017.
- [18] Panasonic Industries. "Infrared Array Sensor Grid-EYE". *AMG8833 datasheet*. Mei 2020. <https://industrial.panasonic.com/cdbs/ww-data/pdf/ADI8000/ADI8000C66.pdf>. diakses 24 November 2020.
- [19] Kurniawan, A. & Suprianto, B., "Rancang Bangun Sistem Pengendalian Suhu Pada Inkubator Bayi Berbasis PID Dan LabVIEW 2014". *JURNAL TEKNIK ELEKTRO*, 7(3). 2018.
- [20] Thavaraj, V., Ramji, S., Sastry, O.S. & Sharma, N.N., "Solar powered baby/infant radiant warmer installed in neonatal intensive care unit in a Tertiary Care Hospital". *Journal of Clinical Neonatology*, 6(1), p.15. 2017.