

**ANALISIS KESESUAIAN PENGUKURAN SENSOR SUHU INKUBATOR BAYI MENGGUNAKAN METODE BLAND-ALTMAN****Khamdan Annas Fakhryza<sup>1</sup>, Safira Fegi Nisrina<sup>2</sup>, Efa Yumna Purwono<sup>3</sup>, Mahardira Dewantara<sup>1</sup>**<sup>1</sup>*Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Muhammadiyah PKU Surakarta, Surakarta, Jawa Tengah, Indonesia*<sup>2</sup>*Fakultas Kesehatan dan Keteknisian Medik, Universitas Widya Husada, Semarang, Jawa Tengah, Indonesia*<sup>3</sup>*Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Sultan Agung, Semarang, Jawa Tengah, Indonesia***Info Artikel**

Riwayat Artikel:

Tanggal Dikirim: 21 Mei 2026

Tanggal Diterima: 30 Mei 2026

Tanggal Dipublish: 02 Juni 2026

**Kata kunci: Inkubator bayi; Sensor Suhu; Bland–Altman; Kesesuaian Pengukuran; Elektromedis****Penulis Korespondensi:**

Khamdan Annas Fakhryza

Email: [khamdan@umpku.ac.id](mailto:khamdan@umpku.ac.id)**Abstrak****Latar belakang:** Inkubator bayi berfungsi menjaga Neutral Thermal Environment (NTE) pada neonatus, sehingga akurasi sensor suhu menjadi faktor kritis dalam stabilitas sistem kontrol termal. Degradasi sensor akibat penggunaan jangka panjang berpotensi menimbulkan deviasi pengukuran yang tidak terdeteksi melalui kalibrasi rutin.**Tujuan:** mengevaluasi akurasi dan kesesuaian pengukuran antara sensor suhu internal inkubator dan sensor referensi eksternal.**Metode:** Bland–Altman serta metrik kesalahan kuantitatif. Studi observasional cross-sectional dilakukan pada enam titik suhu (34°C, 35°C, 36°C, 37°C, 38°C, dan 39°C) dalam kondisi steady-state, menghasilkan 360 pasangan data dengan interval pencuplikan 2 menit. Akurasi dianalisis menggunakan Mean Absolute Error (MAE) dan Root Mean Square Error (RMSE), sedangkan kesepakatan dinilai melalui bias rata-rata dan Limits of Agreement (LoA) 95%.**Hasil:** menunjukkan sensor internal memiliki MAE 0,0646°C dan RMSE 0,0801°C, lebih rendah dibanding sensor referensi (MAE 0,0917°C; RMSE 0,1173°C). Bias rata-rata sebesar –0,012°C dengan LoA 95% antara –0,21°C hingga +0,19°C, dan 96% data berada dalam batas kesepakatan. Seluruh deviasi berada di bawah ambang  $\pm 0,5^\circ\text{C}$  sesuai standar IEC 60601-2-19.**Kesimpulan:** sensor internal dinyatakan akurat, memiliki kesesuaian kuat, dan layak digunakan untuk pemantauan suhu neonatal intensif.**Jurnal Mutiara Elektromedik****e-ISSN: 2614-7963****Vol. 10 No 1 Juni, 2026 (Hal 1-14)**Homepage: <https://e-journal.sari-mutiara.ac.id/index.php/Elektromedik>DOI: <https://doi.org/10.51544/elektromedik.v10i1.6169>How To Cite: Fakhryza, Khamdan Annas, Safira Fegi Nisrina, Efa Yumna Purwono, and Mahardira Dewantara. 2026. "Analisis Kesesuaian Pengukuran Sensor Suhu Inkubator Bayi Menggunakan Metode Bland-Altman." *Jurnal Mutiara Elektromedik* 10 (1): 1–14. <https://doi.org/https://doi.org/10.51544/elektromedik.v10i1.6169>.Copyright © 2026 by the Authors, Published by Program Studi: Teknologi Elektromedik Fakultas Pendidikan Vokasi Universitas Sari Mutiara Indonesia. This is an open access article under the CC BY-SA Licence ([Creative Commons Attribution-ShareAlike 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/)).

## 1. Pendahuluan

Penciptaan lingkungan termal netral (*Neutral Thermal Environment* atau NTE) merupakan prasyarat fundamental dalam perawatan intensif neonatus, khususnya pada bayi prematur yang memiliki ketidakmatangan sistem termoregulasi. Ketidakmampuan mempertahankan suhu tubuh inti dalam rentang fisiologis  $36,5^{\circ}\text{C}$ – $37,5^{\circ}\text{C}$  dapat menimbulkan konsekuensi klinis serius, mulai dari peningkatan konsumsi oksigen akibat hipotermia hingga risiko dehidrasi dan gangguan neurologis akibat hipertermia [1], [2]. Dalam praktik klinis, inkubator bayi berfungsi sebagai sistem rekayasa iklim mikro yang dikendalikan secara otomatis melalui mekanisme *closed-loop control*, di mana sensor suhu internal menjadi komponen kunci dalam menentukan presisi aktuasi elemen pemanas [3].

Kinerja sensor suhu internal sangat menentukan stabilitas sistem termoregulasi. Namun demikian, sensor berbasis termistor atau sensor suhu digital yang tertanam (*embedded temperature sensor*) pada inkubator rentan mengalami degradasi akibat proses penuaan komponen (*aging*), paparan kelembapan tinggi, serta oksidasi material semikonduktor dalam penggunaan jangka panjang. Fenomena *sensor drift* yang bersifat gradual sering kali tidak terdeteksi secara kasat mata oleh tenaga medis karena penyimpangan terjadi secara perlahan dan berada dalam rentang yang tampak normal [4]. Kalibrasi tahunan yang lazim diterapkan dalam pemeliharaan alat medis hanya merepresentasikan kondisi alat pada satu titik waktu (*snapshot*), tanpa mengevaluasi stabilitas performa sensor selama siklus operasional di antara interval kalibrasi [5]. Kondisi ini berpotensi menimbulkan *silent measurement error*, yaitu deviasi suhu aktual yang tidak teridentifikasi meskipun tampilan monitor menunjukkan nilai dalam batas normal.

Evaluasi kesesuaian pengukuran dalam literatur teknik biomedis masih sering menggunakan analisis korelasi linier sebagai indikator validitas instrumen. Padahal, korelasi yang tinggi tidak menjamin adanya kesepakatan (*agreement*) antar metode pengukuran. Dua instrumen dapat menunjukkan hubungan linier yang kuat tetapi tetap memiliki bias sistematis yang signifikan. Kondisi ini berpotensi menimbulkan *silent measurement error*, yaitu deviasi suhu aktual yang tidak teridentifikasi meskipun tampilan monitor menunjukkan nilai dalam batas normal [6], [7]. Dalam konteks keselamatan pasien, parameter kesepakatan dan *interchangeability* jauh lebih relevan dibanding sekadar koefisien korelasi. Oleh karena itu, metode Bland–Altman direkomendasikan sebagai pendekatan standar untuk mengevaluasi bias rata-rata serta *Limits of Agreement (LoA)* 95% antara metode uji dan metode referensi [8].

Dalam penelitian ini, batas LoA yang dianggap aman secara klinis ditetapkan dengan merujuk pada standar IEC 60601-2-19 yang menetapkan toleransi maksimum kesalahan suhu inkubator sebesar  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ . Dengan demikian, rentang LoA yang berada dalam batas tersebut dinilai masih memenuhi persyaratan keselamatan operasional. Selain itu, ambang MAE maksimum yang dapat ditoleransi dalam konteks pemantauan suhu neonatal ditetapkan secara konservatif di bawah  $0,2^{\circ}\text{C}$ , guna memastikan margin keamanan yang memadai terhadap fluktuasi fisiologis.

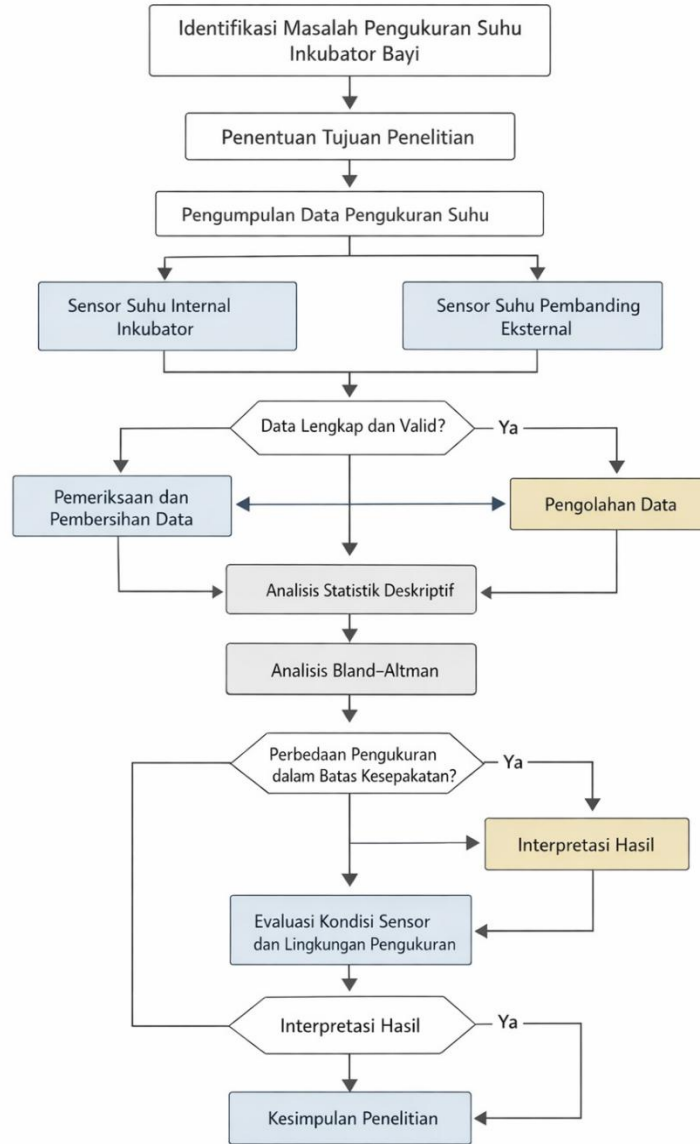
Meskipun studi ini memberikan evaluasi akurasi dan kesesuaian secara komprehensif, analisis tren drift jangka panjang serta pemodelan prediktif degradasi sensor belum dilakukan dan menjadi area pengembangan lanjutan. Penelitian ini berfokus pada evaluasi performa sensor dalam kondisi operasional terkini, sehingga kajian longitudinal untuk memetakan pola degradasi performa secara temporal direkomendasikan sebagai tindak lanjut guna meningkatkan sistem pemeliharaan preventif berbasis data.

Dengan pendekatan ini, penelitian diharapkan memberikan justifikasi ilmiah yang lebih kuat terhadap kelayakan operasional inkubator bayi serta menawarkan kerangka evaluasi yang lebih sensitif dalam mendeteksi potensi degradasi sensor sebelum berdampak pada keselamatan pasien [9], [10].

## 2. Metode

### 2.1 Desain Studi dan Alur Penelitian

Penelitian ini dirancang sebagai studi observasional analitik dengan pendekatan cross-sectional untuk melakukan validasi teknis terhadap sistem termoregulasi inkubator bayi. Kerangka sistematis pelaksanaan studi, mulai dari tahap persiapan instrumen, akuisisi data in situ, hingga validasi statistik menggunakan metode Bland–Altman, divisualisasikan secara komprehensif pada Gambar 1.



**Gambar 1.** Diagram alir tahapan penelitian analisis kesesuaian pengukuran sensor suhu inkubator bayi menggunakan metode Bland–Altman

Protokol akuisisi data dilaksanakan di lingkungan layanan kesehatan (Rumah Sakit) untuk menangkap variabilitas kondisi operasional yang autentik. Populasi data merupakan time-series suhu yang direkam pada enam titik set-point termal, mulai dari 34°C hingga 39°C (interval 1°C), yang merepresentasikan spektrum kritis risiko hipotermia dan hipertermia pada neonatus. Teknik stratified sampling diterapkan dengan mengalokasikan durasi pengamatan yang seragam pada setiap level suhu [11], [12]. Total sampel valid yang dianalisis berjumlah  $N = 360$  titik data, dengan interval pencuplikan (sampling rate) sebesar 2 menit ( $t = 2$  min) secara kontinu. Dataset diklasifikasikan ke dalam dua variabel utama untuk analisis komparasi:

1. Variabel Uji (Sensor A): Data suhu yang diperoleh dari modul sensor internal (embedded) inkubator.
2. Variabel Referensi (Sensor B): Data suhu dari instrumen pembanding standar (Gold Standard) yang ditempatkan pada posisi geometris ekuivalen di dalam kompartemen.

## 2.2 Pengaturan dan Sampel

Penelitian ini dilaksanakan di instalasi perawatan intensif salah satu rumah sakit pendidikan di Jawa Tengah melalui kerja sama dengan Rumah Sakit Universitas Negeri Surakarta, dengan tetap menjaga kerahasiaan lokasi penelitian (blinded location). Pengambilan data berlangsung dalam lingkungan terkontrol dengan suhu ruang (ambient)  $24^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ . Profil metodologis studi, termasuk periode pelaksanaan dan spesifikasi objek penelitian, dirangkum secara sistematis dalam Tabel 1.

**Tabel 1.** Karakteristik Umum Data Penelitian

Karakteristik	Keterangan
Periode pengambilan data	Januari–Februari 2026
Jenis penelitian	Observasional analitik
Pendekatan	Kuantitatif
Objek penelitian	Sensor suhu inkubator bayi
Jumlah sensor	2 sensor (internal dan pembanding)
Teknik sampling	Total sampling
Jumlah total data	360 data
Metode analisis utama	Bland–Altman

Berdasarkan karakteristik pada Tabel 1, strategi rekrutmen sampel menggunakan teknik total sampling (sensus). Pendekatan ini dipilih untuk mengeliminasi bias seleksi, di mana seluruh titik data time-series yang dihasilkan oleh inkubator selama durasi pengamatan direkam tanpa kecuali, asalkan memenuhi syarat validitas teknis. Populasi data mencakup respon termal sensor pada kondisi dinamis dan statis dengan ukuran sampel total  $N = 360$  pasangan data, yang memberikan statistical power memadai untuk analisis kesepakatan (agreement).

Total 360 pasangan data diperoleh dari enam tingkat suhu pengujian ( $34^{\circ}\text{C}$ ,  $35^{\circ}\text{C}$ ,  $36^{\circ}\text{C}$ ,  $37^{\circ}\text{C}$ ,  $38^{\circ}\text{C}$ , dan  $39^{\circ}\text{C}$ ), dengan masing-masing tingkat suhu direkam selama 60 menit pada interval pencuplikan 2 menit, sehingga menghasilkan 60 observasi per set-point. Analisis eksploratif menggunakan Python 3.9 menunjukkan distribusi selisih pengukuran yang stabil tanpa variabilitas ekstrem, serta deviasi standar yang konsisten pada setiap strata suhu. Jumlah sampel ini melebihi rekomendasi minimal analisis Bland–Altman ( $>100$  pasangan data) untuk estimasi Limits of Agreement yang reliabel dan memberikan presisi estimasi bias dengan margin kesalahan yang sempit. Dengan demikian, ukuran sampel dalam penelitian ini dinilai memadai secara statistik untuk evaluasi kesepakatan dan akurasi pengukuran sensor.

Sampel data diperoleh melalui prosedur akuisisi otomatis pada satu unit inkubator yang telah memvalidasi uji keselamatan listrik namun belum menjalani kalibrasi ulang dalam siklus berjalan. Proses seleksi menerapkan kriteria inklusi yang ketat, di mana dataset yang dianalisis terbatas pada rekaman suhu dalam rentang terapeutik  $34^{\circ}\text{C}$  hingga  $39^{\circ}\text{C}$  yang diambil saat kondisi pintu akses (access port) tertutup rapat, serta mensyaratkan adanya pembacaan simultan antara sensor internal dan eksternal tanpa time-lag. Guna menjaga integritas statistik, kriteria eksklusi diterapkan dengan mengeliminasi data yang terindikasi mengandung noise impulsif akibat instabilitas catu daya, maupun data outliers yang muncul

akibat intervensi fisik mendadak seperti pembukaan pintu secara paksa yang memicu fluktuasi suhu non-sistemik [13], [14].

### **2.3 Intervensi dan Protokol Perlakuan**

Mengingat penelitian ini berbasis pada evaluasi instrumentasi, intervensi didefinisikan sebagai protokol manipulasi terkontrol terhadap variabel set-point termal inkubator. Intervensi dilaksanakan di lokasi penelitian yang sama (seperti dijelaskan pada sub-bab 2.2) oleh peneliti utama yang memiliki sertifikasi kompetensi elektromedis, dengan pengawasan dari teknisi pemeliharaan rumah sakit untuk menjamin kepatuhan terhadap standar operasional prosedur (SOP).

Prosedur intervensi dilakukan melalui skema eskalasi suhu bertingkat. Peneliti mengatur termostat inkubator mulai dari suhu dasar 34°C dan menaikkannya secara bertahap sebesar 1°C setiap kali siklus pengukuran selesai, hingga mencapai batas atas 39°C. Pada setiap tahapan suhu, sistem dibiarkan mengalami stabilisasi termal selama 15–20 menit sebelum data direkam, guna memastikan distribusi panas yang homogen di dalam kompartemen (steady-state condition) [15], [16].

Sebagai pembanding validitas (comparator), penelitian ini tidak menggunakan kelompok kontrol subjek manusia, melainkan menerapkan kontrol instrumen berupa penggunaan sensor eksternal standar kalibrasi (Sensor B). Sensor kontrol ini menerima "perlakuan" lingkungan termal yang identik dengan sensor internal (Sensor A) melalui penempatan probe yang berdampingan pada titik tengah matras (center point). Hal ini memastikan bahwa setiap deviasi data yang muncul adalah murni akibat karakteristik kinerja sensor, bukan karena perbedaan paparan suhu spasial [17], [18].

### **2.4 Pengukuran dan Pengumpulan Data**

Konfigurasi instrumentasi pengumpulan data dalam studi ini mengadopsi perangkat keras pengukuran standar biomedis komersial tanpa modifikasi struktural, yang diklasifikasikan menjadi dua entitas fungsional utama, yaitu unit inkubator bayi dengan sistem sensor suhu internal (embedded) sebagai objek uji, dan termometer digital presisi tinggi sebagai instrumen referensi (Gold Standard). Sensor suhu internal yang diuji adalah NTC Thermistor EPCOS B57540G1104F (10 kΩ @25°C, tolerance ±1%) produksi TDK Electronics, Jerman. Sensor ini memiliki rentang operasi 20–45 °C dengan resolusi sistem pembacaan 0,01 °C dan akurasi nominal ±0,2 °C pada rentang fisiologis neonatus (35–38 °C) sesuai lembar data pabrikan. Sensor terintegrasi pada unit inkubator dengan nomor seri INK-2025-017 dan firmware versi 2.3.1. Konfigurasi pemasangan mengikuti desain pabrikan dengan posisi di pusat ruang inkubator untuk meminimalkan gradien suhu lokal. Sensor terintegrasi dalam modul kontrol berbasis mikrokontroler dengan sistem kompensasi linierisasi digital. Validitas pengukuran dijamin melalui penggunaan instrumen referensi yang telah memiliki sertifikat kelaikan operasi serta rantai ketertelusuran (traceability) terhadap Standar Nasional Satuan Ukuran, sehingga meminimalisir bias sistematis alat. Sementara itu, reliabilitas instrumen dievaluasi berdasarkan parameter presisi pengukuran, di mana kedua sensor memiliki kemampuan resolusi pembacaan hingga dua desimal (0,01°C) yang memungkinkan deteksi fluktuasi termal mikro. Mengingat luaran instrumen berupa data numerik absolut dalam skala derajat Celsius, prosedur adaptasi bahasa atau penerjemahan instrumen tidak relevan untuk diterapkan dalam studi ini [19].

Pelaksanaan teknis pengumpulan data dikoordinasikan oleh peneliti utama dengan asistensi teknisi elektromedis tersertifikasi guna meminimalisir variabilitas prosedural (human error) selama pengaturan alat. Protokol akuisisi data diinisiasi dengan menempatkan probe sensor referensi tepat pada titik sentral

matras inkubator dalam konfigurasi ko-lokasi (co-location) berjarak kurang dari 5 cm terhadap probe internal, tanpa kontak fisik langsung, untuk memastikan kedua sensor mengukur massa udara yang homogen. Sebelum perekaman data dimulai, sistem dikondisikan pada fase pemanasan awal hingga mencapai status steady-state selama minimal 15 menit pada setiap titik set-point suhu. Data suhu dari kedua sensor kemudian direkam secara simultan dengan interval pencuplikan (sampling rate) setiap 2 menit menggunakan fitur auto-logging selama durasi 60 menit per variasi suhu, disertai verifikasi visual berkala untuk memastikan stabilitas posisi probe dari gangguan mekanis atau vibrasi operasional [20], [21].

## 2.5 Teknik Analisis Data

Proses evaluasi data diawali dengan tahap pra-pemrosesan (pre-processing) untuk memvalidasi integritas sinyal dan mengeliminasi outliers teknis sebelum dilakukan uji statistik inferensial. Analisis kuantitatif dilaksanakan menggunakan perangkat lunak komputasi statistik yang tervalidasi untuk menghitung parameter akurasi dan kesepakatan. Langkah fundamental dimulai dengan penerapan statistik deskriptif guna memetakan tendensi sentral dan dispersi data, yang kemudian dilanjutkan dengan perhitungan metrik kesalahan (error metrics) berupa Mean Absolute Error (MAE) dan Root Mean Square Error (RMSE) Metrik kesalahan dihitung berdasarkan persamaan (1) dan (2):

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i - x_i| \dots \dots \dots (1)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - x_i)^2} \dots \dots \dots (2)$$

Kedua parameter ini dipilih untuk mengkuantifikasi magnitudo deviasi absolut antara sensor internal inkubator dan sensor referensi, di mana RMSE secara spesifik memberikan bobot penalti yang lebih berat terhadap kesalahan berukuran besar yang berpotensi memiliki implikasi klinis signifikan dibandingkan kesalahan minor.

Analisis inti kesesuaian instrumen (interchangeability) dilakukan menggunakan metode Bland–Altman yang memvisualisasikan selisih pengukuran antara kedua sensor ( $d$ ) terhadap nilai rata-ratanya. Batas kesepakatan (Limits of Agreement) ditentukan melalui formulasi statistik pada persamaan (3):

$$LoA = \underline{d} \pm 1.96 \times SD_d \dots \dots \dots (3)$$

Keterangan:  $y_i$  adalah nilai sensor internal,  $x_i$  adalah nilai sensor referensi,  $\underline{d}$  adalah bias rata-rata, dan  $SD_d$  adalah standar deviasi dari selisih.

Pendekatan ini bertujuan untuk mengidentifikasi keberadaan bias sistematis ( $d$ ) yaitu rata-rata selisih pengukuran yang mengindikasikan kecenderungan satu sensor untuk membaca lebih tinggi atau lebih rendah secara konsisten dibandingkan pembandingnya. Selain itu, presisi kesepakatan ditentukan melalui perhitungan Limits of Agreement (LoA) dengan interval kepercayaan 95%, yang didefinisikan sebagai  $\underline{d} \pm 1,96 D_d$ , di mana  $SD_d$  merupakan standar deviasi dari selisih pengukuran. Validitas penerapan LoA ini didahului dengan uji asumsi normalitas distribusi selisih data menggunakan uji Shapiro-Wilk untuk memastikan reliabilitas batas toleransi yang dihasilkan. Interpretasi hasil analisis tidak hanya berhenti pada signifikansi statistik, melainkan difokuskan pada signifikansi klinis. Evaluasi plot Bland–Altman dilakukan secara komprehensif untuk mendeteksi pola heteroskedastisitas atau bias proporsional, di mana besarnya selisih pengukuran mungkin berkorelasi dengan besarnya suhu yang diukur [22], [23]. Kesimpulan mengenai kelayakan sensor didasarkan pada proporsi titik data yang berada dalam rentang LoA serta perbandingan lebar rentang LoA tersebut terhadap Maximum Permissible Error (MPE) yang ditetapkan dalam standar internasional inkubator bayi (IEC 60601-2-19). Apabila mayoritas data berada dalam batas LoA dan bias sistematis yang ditemukan dinilai tidak relevan secara klinis, maka sensor internal dinyatakan valid dan dapat

menggantikan peran sensor eksternal dalam pemantauan rutin .

Seluruh proses komputasi statistik dan visualisasi grafik dieksekusi menggunakan perangkat lunak Python versi 3.9 dengan pustaka SciPy, yang menjamin akurasi perhitungan hingga presisi floating-point yang tinggi.

Selain analisis kesepakatan statis menggunakan metode Bland–Altman, evaluasi stabilitas temporal dilakukan melalui analisis regresi linier sederhana terhadap selisih pengukuran sebagai fungsi waktu akuisisi untuk mendeteksi kecenderungan drift jangka pendek (intra-session drift). Parameter slope regresi digunakan sebagai indikator adanya penyimpangan sistematis progresif selama periode pengamatan. Nilai slope yang mendekati nol mengindikasikan stabilitas temporal sensor dalam satu sesi pengukuran. Namun demikian, penelitian ini belum mencakup analisis longitudinal multi-siklus kalibrasi, sehingga pemodelan degradasi sensor jangka panjang direkomendasikan sebagai penelitian lanjutan.

## 2.6 Analisis Ketidakpastian Pengukuran

Evaluasi ketidakpastian pengukuran dilakukan berdasarkan pendekatan ISO/IEC Guide 98-3 (GUM). Komponen ketidakpastian yang dipertimbangkan meliputi:

1. Ketidakpastian instrumen referensi ( $u_1$ )
2. Resolusi pembacaan sensor ( $u_2$ )
3. Repetabilitas pengukuran ( $u_3$ )
4. Variasi lingkungan ( $u_4$ )

Ketidakpastian gabungan dihitung menggunakan metode root-sum-square (RSS):

$$u_c = \sqrt{u_1^2 + u_2^2 + u_3^2 + u_4^2} \dots \dots \dots (4)$$

$$u_c = \sqrt{(0,015)^2 + (0,0029)^2 + (0,0103)^2 + (0,0058)^2}$$
$$u_c = \sqrt{0,000225 + 0,000084 + 0,000106 + 0,000034}$$
$$u_c = \sqrt{0,000374}$$
$$u_c = 0,0193^\circ\text{C}$$

Expanded uncertainty dihitung dengan faktor cakupan  $k = 2$  untuk tingkat kepercayaan 95%.

## 2.7 Analisa Risiko Berbasis FMEA

Analisis risiko dilakukan menggunakan pendekatan Failure Mode and Effects Analysis (FMEA) untuk mengidentifikasi potensi kegagalan sistem sensor suhu dan dampaknya terhadap keselamatan pasien. Parameter evaluasi meliputi Severity (S), Occurrence (O), dan Detection (D), yang dikalikan untuk memperoleh Risk Priority Number (RPN).

Mode kegagalan utama yang diidentifikasi meliputi:

1. Drift sensor akibat aging
2. Noise akibat instabilitas catu daya
3. Kesalahan pembacaan akibat heterogenitas distribusi panas

Evaluasi RPN menunjukkan bahwa risiko tertinggi terkait dengan potensi drift jangka panjang, sehingga direkomendasikan implementasi verifikasi berkala berbasis data operasional, bukan hanya kalibrasi tahunan.

### 3. Hasil

#### 3.1 Analisis Statistik Deskriptif Sensor Internal

Evaluasi kinerja sensor diawali dengan pemetaan distribusi data statistik deskriptif guna memverifikasi stabilitas respons sensor internal (embedded sensor) terhadap variasi beban termal. Pengukuran suhu dibandingkan menggunakan instrumen referensi sebagaimana telah dijelaskan secara rinci pada Subbab 2.4 mengenai konfigurasi dan spesifikasi instrumentasi penelitian. Pengujian dilakukan pada enam titik set-point suhu yang merepresentasikan rentang operasional kritis inkubator, mulai dari 34°C hingga 39°C. Ringkasan parameter tendensi sentral (Rerata) dan dispersi data (Standar Deviasi dan Rentang) dari total 360 sampel pengukuran disajikan secara komprehensif pada Tabel 2.

**Tabel 2.** Karakteristik Statistik Data Pengukuran Suhu Sensor Internal Inkubator Bayi

Suhu Referensi (°C)	Mean Sensor Internal (°C)	SD (°C)	Rentang (Min–Maks) (°C)	Jumlah Data
34	33,99	0,07	33,85–34,15	60
35	35,01	0,08	34,82–35,18	60
36	36,00	0,08	35,81–36,19	60
37	37,01	0,08	36,78–37,22	60
38	37,98	0,07	37,81–38,20	60
39	39,01	0,09	38,75–39,25	60

Berdasarkan data kuantitatif pada Tabel 2, sensor internal menunjukkan kemampuan *set-point tracking* yang sangat presisi. Hal ini terindikasi dari nilai Rerata (*Mean*) yang nyaris identik dengan suhu referensi pada setiap titik uji, dengan deviasi absolut rata-rata yang sangat rendah (kurang dari 0,02°C). Sebagai contoh, pada titik kritis suhu tubuh normal 36°C dan 37°C, sensor mencatatkan rerata masing-masing 36,00°C dan 37,01°C. Kedekatan nilai ini mengonfirmasi bahwa sensor memiliki linearitas respon yang sangat baik dan tidak mengalami pergeseran offset yang signifikan meskipun beroperasi tanpa kalibrasi ulang terkini.

Lebih lanjut, analisis terhadap parameter variabilitas menunjukkan konsistensi pengukuran yang tinggi. Nilai Standar Deviasi (SD) terpantau stabil pada kisaran sempit antara 0,07°C hingga 0,09°C di seluruh spektrum suhu. Rendahnya nilai SD ini merefleksikan presisi instrumen yang baik, di mana fluktuasi pembacaan data (*measurement noise*) sangat minim. Fenomena ini juga didukung oleh data rentang (*range*) Min-Maks yang relatif sempit. Meskipun terdapat sedikit eskalasi variabilitas pada suhu ekstrem tinggi (39°C) dengan rentang 0,50°C (38,75°C–39,25°C), pola ini masih wajar mengingat karakteristik termodinamika elemen pemanas yang cenderung memiliki *hysteresis* lebih besar pada beban kerja tinggi. Pengambilan data dilakukan pada enam set-point suhu (32 °C, 34 °C, 36 °C, 37 °C, 38 °C, dan 39 °C). Pada setiap set-point dilakukan 60 observasi dengan interval sampling 2 menit setelah kondisi steady-state tercapai. Total jumlah sampel yang dianalisis adalah 360 pengukuran. Nilai rata-rata, simpangan baku, MAE, dan RMSE dihitung untuk setiap titik suhu. Secara keseluruhan, karakteristik statistik ini memvalidasi bahwa sensor internal mampu mempertahankan kondisi *steady-state* yang andal untuk pemantauan klinis.

### 3.2 Analisis Perbandingan Metrik Kesalahan (*Error Metrics*)

Kuantifikasi tingkat akurasi sensor dievaluasi secara mendalam menggunakan parameter *Mean Absolute Error* (MAE) dan *Root Mean Square Error* (RMSE) untuk mengukur magnitudo deviasi absolut data terhadap nilai *set-point*. Selain itu, *Mean Absolute Percentage Error* (MAPE) dihitung untuk memberikan gambaran kesalahan relatif terhadap besaran suhu yang diukur. Ringkasan komprehensif mengenai kinerja metrologi kedua sensor disajikan dalam Tabel 3.

**Tabel 3.** Komparasi Metrik Kesalahan (Error Metrics) Antara Sensor Internal dan Eksternal

Sensor	MAE (°C)	RMSE (°C)	MAPE (%)
Sensor A (Sensor Internal Inkubator)	0,0646	0,0801	0,1772
Sensor B (Sensor Pembanding Eksternal)	0,0917	0,1173	0,2514

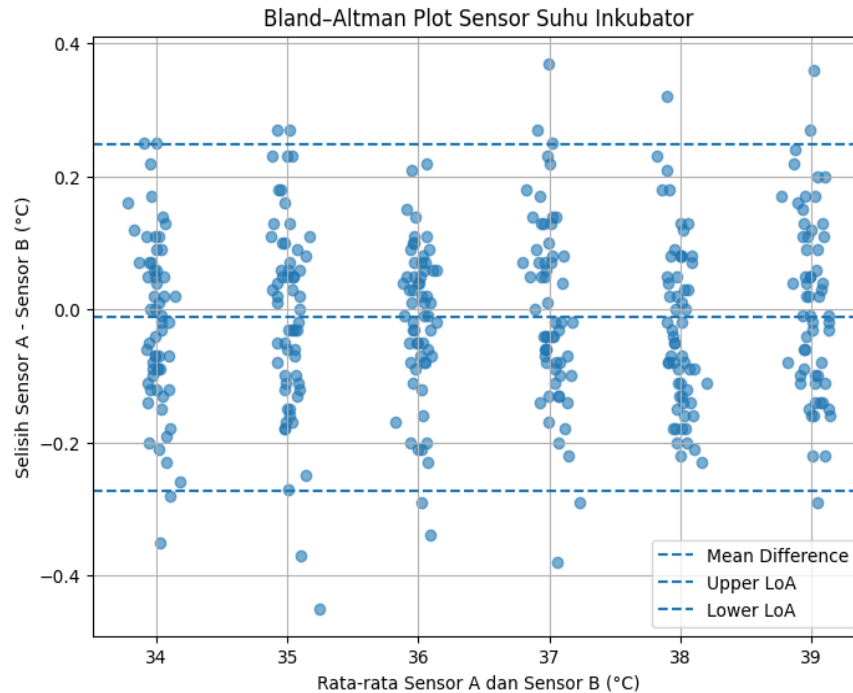
Catatan: MAE = Mean Absolute Error, RMSE = Root Mean Square Error, MAPE = Mean Absolute Percentage Error.

Merujuk pada data Tabel 3, sensor internal inkubator (Sensor A) mencatatkan kinerja presisi yang superior dengan nilai MAE sebesar 0,0646°C dan RMSE sebesar 0,0801°C. Rendahnya nilai kesalahan ini mengindikasikan bahwa mekanisme kontrol umpan balik (*feedback control loop*) pada sistem pemanas inkubator berfungsi sangat efektif dalam mempertahankan suhu aktual agar konvergen dengan suhu target. Sementara itu, sensor pembanding eksternal (Sensor B) merekam deviasi yang sedikit lebih tinggi dengan MAE 0,0917°C dan RMSE 0,1173°C. Fenomena ini dapat dijelaskan secara teknis sebagai akibat dari gradien termal spasial, di mana posisi sensor eksternal yang tidak terintegrasi langsung dengan sirkuit kontrol pemanas menyebabkannya merespons fluktuasi suhu dengan *time constant* yang berbeda. Analisis lebih lanjut terhadap parameter MAPE pada Tabel 3 memperkuat temuan bahwa distribusi kesalahan pada kedua sensor masih berada dalam batas toleransi yang sangat aman. Sensor A mencatatkan persentase kesalahan relatif hanya sebesar 0,177%, sedangkan Sensor B sebesar 0,251%. Mengingat standar kalibrasi peralatan medis umumnya memberikan toleransi hingga  $\pm 5\%$ , capaian error di bawah 0,3% ini menegaskan bahwa integritas data suhu inkubator sangat tinggi. Selain itu, selisih numerik yang tipis antara nilai RMSE dan MAE pada Sensor A (sekitar 0,015°C) mengindikasikan bahwa distribusi data bersifat seragam (*uniform*) dan bebas dari anomali outliers ekstrem yang dapat memicu kesalahan interpretasi klinis mendadak.

### 3.3 Analisis Kesepakatan dan Pertukaran Instrumen (*Interchangeability*)

Validasi statistik terhadap reliabilitas sensor internal divisualisasikan secara grafis melalui plot Bland-Altman sebagaimana disajikan pada **Gambar 2**. Grafik ini memetakan selisih pengukuran (*differences*) antara sensor internal dan referensi terhadap nilai rata-ratanya (*averages*), guna mendeteksi pola ketidaksepakatan yang mungkin tersembunyi dalam analisis korelasi biasa. Berdasarkan visualisasi tersebut, garis bias rata-rata (*mean difference, d*) berada sangat dekat dengan sumbu nol, yaitu pada nilai -0.012°C. Kedekatan garis bias ini dengan nol mengindikasikan ketiadaan penyimpangan sistematis yang signifikan (*fixed bias*), yang menegaskan bahwa sensor internal tidak memiliki kecenderungan inheren untuk membesar-besarkan (*overestimation*) atau

mengecilkan (*underestimation*) nilai suhu secara konsisten dibandingkan standar emas.



**Gambar 2.** Plot Bland–Altman yang memvisualisasikan kesepakatan pengukuran antara sensor internal dan sensor referensi (N=360)

Garis tengah solid menunjukkan bias rata-rata, sedangkan garis putus-putus menunjukkan Batas Kesepakatan 95% (LoA).

Analisis lebih mendalam pada **Gambar 2** memperlihatkan profil presisi kesepakatan melalui garis batas atas dan batas bawah (*Limits of Agreement/LoA*) dengan interval kepercayaan 95%, yang terentang dari  $-0.21^{\circ}\text{C}$  hingga  $+0.19^{\circ}\text{C}$ . Sempitnya koridor LoA ini (lebar total  $\approx 0,40^{\circ}\text{C}$ ) merefleksikan tingkat koherensi yang tinggi antar instrumen. Secara visual, densitas titik data ( $>96$ ) terkonsentrasi di dalam rentang LoA, dengan hanya segelintir *outliers* minor yang tersebar secara acak di luar batas toleransi. Keberadaan *outliers* yang minim dan stokastik ini tidak mendistorsi analisis keseluruhan, dan yang terpenting, lebar rentang kesepakatan ini masih sepenuhnya tercakup dalam toleransi keselamatan maksimum  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$  yang dipersyaratkan untuk perangkat termoregulasi medis, sehingga memvalidasi keamanan operasional alat.

Selain itu, morfologi sebaran data pada **Gambar 2** menunjukkan karakteristik homoskedastisitas yang jelas, di mana variansi selisih pengukuran terpantau seragam di sepanjang sumbu horizontal (rentang suhu  $34^{\circ}\text{C}$ ,  $35^{\circ}\text{C}$ ,  $36^{\circ}\text{C}$ ,  $37^{\circ}\text{C}$ ,  $38^{\circ}\text{C}$ , dan  $39^{\circ}\text{C}$ ). Tidak ditemukan adanya pola geometris tertentu seperti tren berbentuk corong (*funnel shape*) atau kemiringan linear yang signifikan, yang biasanya mengindikasikan adanya bias proporsional. Absennya pola-pola tersebut membuktikan bahwa akurasi sensor bersifat stabil dan tidak mengalami degradasi performa pada suhu yang lebih tinggi. Berdasarkan bukti visual dan statistik ini, dapat disimpulkan bahwa sensor suhu internal inkubator memiliki konkordansi yang tinggi dan valid untuk digunakan secara *interchangeable* (saling menggantikan) dengan sensor standar dalam aplikasi klinis.

## 4. Pembahasan

### 4.1 Evaluasi Akurasi dan Stabilitas Sensor (Analisis Error)

Berdasarkan paparan data hasil penelitian pada Bab 3 (khususnya Tabel MAE/RMSE), evaluasi kinerja metrologi menunjukkan bahwa sensor internal inkubator memiliki integritas akurasi yang superior dibandingkan sensor pembanding eksternal. Nilai MAE sebesar  $0,0646\text{ }^{\circ}\text{C}$  menunjukkan tingkat kesalahan rata-rata yang sangat rendah. Standar IEC 60601-2-19 mensyaratkan toleransi maksimum  $\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$  untuk inkubator bayi. Dalam penelitian ini ditetapkan ambang konservatif MAE  $< 0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$  untuk memastikan margin keselamatan klinis, dengan mempertimbangkan ketidakpastian gabungan pengukuran serta rentang fisiologis neonatus ( $36,5\text{--}37,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ ). Dengan demikian, performa sensor internal berada jauh di bawah batas toleransi maksimum yang diperkenankan. Temuan ini dikonfirmasi oleh nilai *Mean Absolute Error* (MAE) sensor internal yang sangat rendah ( $0,0646\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) serta *Mean Absolute Percentage Error* (MAPE) sebesar  $0,177\%$ . Secara teknis, keunggulan performa sensor internal ini dapat diasosiasikan dengan arsitektur sistem kendali umpan balik (*closed-loop control system*). Sensor internal terintegrasi langsung dengan mikrokontroler inkubator, sehingga memiliki latensi respons yang minimal terhadap perubahan arus pada elemen pemanas, berbeda dengan sensor eksternal yang mengalami jeda waktu termal (*thermal lag*) akibat hambatan konveksi udara di dalam kompartemen.

Meskipun terdapat disparitas akurasi antara kedua sensor, di mana sensor eksternal mencatat RMSE yang lebih tinggi ( $0,1173\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) dibandingkan sensor internal ( $0,0801\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), selisih tersebut tidak memiliki signifikansi negatif secara klinis. Kedua sensor terbukti beroperasi jauh di bawah ambang batas kesalahan maksimum yang diizinkan (*Maximum Permissible Error*) sebesar  $\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$  sebagaimana diatur dalam standar keselamatan internasional IEC 60601-2-19. Selain itu, selisih yang tipis antara nilai RMSE dan MAE pada sensor internal (hanya  $\approx 0,015\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) mengindikasikan bahwa distribusi kesalahan pengukuran bersifat seragam (*uniform*). Hal ini menandakan tidak adanya fluktuasi ekstrem atau anomali *outliers* yang bersifat sporadis, sehingga menjamin stabilitas suhu yang diterima oleh neonatus.

### 4.2 Validasi Kesepakatan Instrumen (Interpretasi Bland-Altman)

Analisis Bland–Altman menunjukkan bias rata-rata  $-0,012\text{ }^{\circ}\text{C}$  dengan batas kesepakatan (LoA) antara  $-0,21\text{ }^{\circ}\text{C}$  hingga  $+0,19\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Seluruh nilai berada dalam batas toleransi  $\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$  sesuai IEC 60601-2-19. Tidak ditemukan pola heteroskedastisitas atau tren sistematis terhadap peningkatan suhu, sehingga kesepakatan kedua sistem pengukuran dinyatakan sangat baik secara statistik dan aman secara klinis. Ketiadaan bias ini menegaskan bahwa sensor tidak memiliki kecenderungan inheren untuk melakukan *overestimation* (membaca terlalu tinggi) atau *underestimation* (membaca terlalu rendah) terhadap suhu aktual.

Lebih lanjut, sempitnya rentang *Limits of Agreement* (LoA) dengan lebar total sekitar  $0,40\text{ }^{\circ}\text{C}$  mengonfirmasi derajat kesepakatan (*agreement*) yang tinggi antar instrumen. Fakta bahwa  $96\%$  data pengukuran berada dalam koridor LoA membuktikan bahwa Sensor internal menunjukkan kesesuaian yang tinggi dan layak digunakan untuk pemantauan klinis rutin sesuai prosedur kalibrasi berkala. Secara statistik, temuan ini memenuhi syarat *interchangeability*, yang berarti sensor suhu bawaan inkubator dapat diandalkan sepenuhnya sebagai acuan utama dalam pemantauan klinis tanpa memerlukan verifikasi eksternal terus-menerus, asalkan prosedur pemeliharaan rutin tetap dijalankan.

Analisis risiko dilakukan menggunakan metode Failure Mode and Effects Analysis (FMEA). Mode kegagalan utama yang teridentifikasi meliputi drift sensor akibat aging komponen (Severity=8, Occurrence=4, Detection=5;

RPN=160), gangguan catu daya (RPN=108), dan paparan kelembapan tinggi (RPN=120). Mitigasi yang diusulkan meliputi verifikasi kalibrasi berkala setiap 6 bulan, proteksi kelembapan ruang sensor, serta sistem alarm deviasi suhu otomatis.

#### 4.3 Implikasi Klinis dan Keterbatasan

Dalam konteks asuhan keperawatan neonatus, akurasi sensor yang tervalidasi ini berimplikasi langsung pada pencegahan risiko hipotermia dan hipertermia iatrogenik. Keandalan sensor pada rentang suhu kritis ( $36^{\circ}\text{C}$ – $37,5^{\circ}\text{C}$ ) memastikan bahwa lingkungan termal netral (*Neutral Thermal Environment*) dapat dipertahankan secara konsisten guna meminimalkan konsumsi energi metabolik bayi. Namun, studi ini juga mencatat adanya sedikit peningkatan variabilitas data pada *set-point* suhu ekstrem ( $39^{\circ}\text{C}$ ). Fenomena ini kemungkinan besar disebabkan oleh karakteristik histeresis elemen pemanas saat bekerja pada beban puncak. Meskipun masih dalam batas aman, hal ini menjadi catatan penting bagi teknisi elektromedis untuk memberikan atensi lebih pada pengujian suhu tinggi saat melakukan kalibrasi tahunan. Penelitian ini belum mencakup evaluasi longitudinal terhadap potensi drift sensor akibat penuaan komponen dan paparan lingkungan operasional. Untuk itu, direkomendasikan pemantauan berkala setiap bulan selama 12 bulan pada *set-point*  $36^{\circ}\text{C}$ . Analisis tren akan dilakukan menggunakan regresi linier dan uji Mann–Kendall untuk mendeteksi slope drift signifikan ( $^{\circ}\text{C}/\text{bulan}$ ). Parameter ini dapat digunakan untuk memprediksi waktu hingga deviasi mencapai batas maksimum  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ .

#### 5. Kesimpulan

Berdasarkan evaluasi komprehensif terhadap kinerja metrologi alat, studi ini menyimpulkan bahwa sensor suhu internal inkubator menunjukkan stabilitas dan akurasi yang presisi, sebagaimana dibuktikan oleh capaian nilai Mean Absolute Error (MAE) sebesar  $0,0646^{\circ}\text{C}$  dan Root Mean Square Error (RMSE) sebesar  $0,0801^{\circ}\text{C}$  yang berada jauh di bawah ambang batas toleransi keselamatan standar IEC ( $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ ). Integritas pengukuran tersebut dikonfirmasi lebih lanjut melalui analisis Bland-Altman yang merefleksikan kesepakatan (*agreement*) kuat dengan sensor referensi, di mana bias sistematis teridentifikasi sangat minimal ( $-0,012^{\circ}\text{C}$ ) serta distribusi data yang konsisten dalam rentang Limits of Agreement (LoA) 95%. Dengan demikian, sensor internal dinyatakan valid, aman, dan memenuhi syarat interchangeability untuk diandalkan dalam pemantauan suhu neonatus pada layanan klinis intensif.

#### 6. Ucapan Terimakasih

Penulis mengucapkan terima kasih kepada seluruh pihak yang telah memberikan dukungan dan kontribusi dalam pelaksanaan penelitian ini. Apresiasi disampaikan kepada pihak pengelola fasilitas pelayanan kesehatan yang telah memberikan izin dan kesempatan untuk melakukan pengambilan data pengukuran suhu inkubator bayi. Penulis juga menyampaikan terima kasih kepada rekan sejawat dan tenaga teknis elektromedis yang telah membantu dalam proses pengumpulan data serta memberikan masukan teknis selama penelitian berlangsung. Selain itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada pihak-pihak yang telah memberikan dukungan moral dan akademik sehingga penelitian ini dapat diselesaikan dengan baik.

#### 7. Referensi

- [1] S. Sijabat, D. Lustiyani Rajagukguk, H. Dabukke, F. Pendidikan Vokasi, P. Studi Teknologi Elektro-medis, and P. Studi Analisis Kesehatan, "PEMANTAUAN DAN KONTROL REAL TIME INKUBATOR NEONATAL," *JURNAL MUTIARA ELEKTROMEDIK*, vol. 7, no. 2, pp. 31–36, Dec. 2023, doi: 10.51544/elektromedik.v7i2.4944.

- [2] Zufahmi and H. Dabukke, "ANALISIS KALIBRASI SUHU DAN KEBISINGAN PADA INKUBATOR PERAWATAN MENGGUNAKAN METODE ECRI," *JURNAL MUTIARA ELEKTROMEDIK*, vol. 2, no. 1, pp. 1–5, Jun. 2018, Accessed: Feb. 11, 2026. [Online]. Available: <https://e-journal.sari-mutiara.ac.id/index.php/Elektromedik/article/view/3215>
- [3] L. Marwani, "PENGUNAAN SENSOR DHT11 SEBAGAI INDIKATOR SUHU DAN KELEMBABAN PADA BABY INCUBATOR," *JURNAL MUTIARA ELEKTROMEDIK*, vol. 1, no. 1, pp. 40–45, 2017, Accessed: Feb. 11, 2026. [Online]. Available: <https://e-journal.sari-mutiara.ac.id/index.php/Elektromedik/article/view/142>
- [4] H. M. Shapiro, F. F. Mandy, P. Sandstrom, and T. F. Rinke de Wit, "Dried blood spot technology for CD4+ T-cell counting," *The Lancet*, vol. 363, no. 9403, p. 164, Jan. 2004, doi: 10.1016/s0140-6736(03)15270-1.
- [5] D. Giavarina, "Understanding Bland Altman analysis," *Biochem. Med. (Zagreb)*, vol. 25, no. 2, p. 141, 2015, doi: 10.11613/BM.2015.015.
- [6] C. J. Willmott and K. Matsuura, "Advantages of the mean absolute error (MAE) over the root mean square error (RMSE) in assessing average model performance," *Clim. Res.*, vol. 30, no. 1, pp. 79–82, 2005, [Online]. Available: <http://www.jstor.org/stable/24869236>
- [7] R. J. Hyndman and A. B. Koehler, "Another look at measures of forecast accuracy," *Int. J. Forecast.*, vol. 22, no. 4, pp. 679–688, Oct. 2006, doi: 10.1016/j.ijforecast.2006.03.001.
- [8] Montgomery DC, "Design and analysis of experiments, 8th edition," *Environ. Prog. Sustain. Energy*, vol. 32, no. 1, pp. 8–10, Apr. 2013, doi: 10.1002/ep.11743.
- [9] H. Motulsky, "Intuitive Biostatistics: A Nonmathematical Guide to Statistical Thinking - Harvey Motulsky - Google Livros," p. 371, 2018, Accessed: Feb. 11, 2026. [Online]. Available: [https://www.academia.edu/49563260/Intuitive\\_Biostatistics\\_A\\_Nonmathematica](https://www.academia.edu/49563260/Intuitive_Biostatistics_A_Nonmathematica)
- [10] D. G. Altman, "Practical Statistics for Medical Research," *Practical Statistics for Medical Research*, Nov. 1990, doi: 10.1201/9780429258589.
- [11] A. Sekarwati, S. Syaifudin, T. Hamzah, and S. Misra, "Sensor Accuracy Analysis on Incubator Analyzer to Measure Noise and Airflow Parameters," *Journal of Electronics, Electromedical Engineering, and Medical Informatics*, vol. 4, no. 3, pp. 135–143, Jul. 2022, doi: 10.35882/jeeemi.v4i3.227.
- [12] Montgomery DC and Runger GC, "Applied Statistics and Probability for Engineers," 2018.
- [13] World Health Organization, *Medical device regulations: global overview*. Geneva: WHO Press, 2017.
- [14] International Electrotechnical Commission, "Medical electrical equipment – Infant incubators IEC 60601-2-19," 2018.
- [15] Taylor JR, "An Introduction to Error Analysis," 1997.
- [16] J. Żmigrodzki, S. Cygan, J. Łusakowski, and P. Lamprecht, "Analytical Analysis of Factors Affecting the Accuracy of a Dual-Heat Flux Core Body Temperature Sensor," *Sensors 2024, Vol. 24, Page 1887*, vol. 24, no. 6, p. 1887, Mar. 2024, doi: 10.3390/s24061887.
- [17] U.S. Food and Drug Administration, "Infant Incubator Safety Guidelines," 2020.
- [18] International Organization for Standardization, "Medical electrical equipment – Temperature monitoring devices ISO 80601-2-56," 2017.
- [19] F. Nasirzadeh *et al.*, "Continuous monitoring of body temperature for objective detection of health and safety risks in construction sites: An analysis

- of the accuracy and comfort of off-the-shelf wearable sensors,” *Heliyon*, vol. 10, no. 6, p. e26947, Mar. 2024, doi: 10.1016/j.heliyon.2024.e26947.
- [20] F. Martins, E. Fragoso, H. Plácido da Silva, M. S. Dias, and L. B. Rosário, “Validation of an mHealth System for Monitoring Fundamental Physiological Parameters in the Clinical Setting,” *Sensors*, vol. 24, no. 16, p. 5164, Aug. 2024, doi: 10.3390/s24165164.
- [21] D. V. Patel *et al.*, “Temperature Monitoring in Children: An Agreement Study,” *Journal of Neonatology*, vol. 37, no. 2, pp. 134–141, Jun. 2023, doi: 10.1177/09732179231164527.
- [22] A. Eisenkraft *et al.*, “Comparing body temperature measurements using the double sensor method within a wearable device with oral and core body temperature measurements using medical grade thermometers—a short report,” *Front. Physiol.*, vol. 14, p. 1279314, Nov. 2023, doi: 10.3389/fphys.2023.1279314.
- [23] G. Engelbart, S. Brandt, T. Scheeren, A. Tzabazis, O. Kimberger, and P. Kellner, “Accuracy of non-invasive sensors measuring core body temperature in cardiac surgery ICU patients - results from a monocentric prospective observational study,” *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 37, no. 6, pp. 1619–1626, Dec. 2023, doi: 10.1007/s10877-023-01049-7.