

RANCANG BANGUN ALAT UKUR PULSE OXIMETRY, HEART RATE DAN TEMPERATUR MANUSIA BERBASIS ARDUINO MEGA

DESIGN AND DEVELOPMENT OF ARDUINO MEGA-BASED PULSE OXIMETRY, HEART RATE AND HUMAN TEMPERATURE TOOLS

Abdul Haris Kuspranoto¹, Rahmat Refaldo²

¹⁾ Teknik Elektromedik, Jl. Sambiroto Raya No. 64-D, Kec. Tembalang Kota Semarang, Indonesia 50276

²⁾ Teknik Elektromedik, Sadeng, Kec. Gn. Pati, Kota Semarang, Jawa Tengah 50222

Alamat korespondensi : abdulhariskuspranoto@polbitrada.ac.id

Abstrak

Perkembangan teknologi yang semakin cepat salah satunya dibidang Elektro Medik yaitu Pulse Oximetry yang merupakan alat untuk memonitoring keadaan saturasi oksigen dalam darah (SpO₂). Pulse oximetry yang saat ini kebanyakan digunakan untuk melihat saja tetapi tidak dapat menyimpan data hasil pemeriksaan. Pulse oximetry yang dilengkapi dengan printer thermal dapat melihat hasil pendataan dengan akurat dan bisa disimpan untuk keperluan yang akan digunakan untuk meneliti keadaan pasien rawat jalan, alat ini menggunakan sensor MAX30100 sebagai pulse sensor, sensor XD-58C sebagai sensor heart rate, sensor MLX90106 sebagai sensor suhu tubuh, LCD TFT Nexion sebagai tampilan yang sudah dilengkapi dengan SD card dapat digunakan sebagai penyimpanan data, printer thermal sebagai media pencetakan hasil pemeriksaan dan mikrokontroler arduino mega 2560 sebagai mikrokontrolernya. Pengujian alat untuk sensor heart rate dan SpO₂ menggunakan perbandingan pasien monitor merk BMV model BMO-200 dengan SN 151113073, dan pengujian alat untuk sensor suhu menggunakan Thermometer Gun. Didapatkan presentase kesalahan SpO₂ terbesar 0,014% dan terkecil 0,003%. Untuk heart rate didapat presentase terbesar 0,036% dan terkecil 0,009%. Untuk suhu didapat presentase terbesar 0,011% dan terkecil sebesar 0,002%.

Kata kunci : oximetry, non-invasif, heart rate, suhu.

Abstract

Rapid technological developments, one of which is in the field of Electro Medic, namely Pulse Oximetry, which is a tool for monitoring the state of oxygen saturation in the blood (SpO₂). Pulse oximetry, which is currently mostly used for viewing but cannot store examination data Pulse oximetry which is equipped with a thermal printer can see the data collection results accurately and can be stored for purposes that will be used to examine the condition of outpatients, this tool uses the MAX30100 sensor as a pulse sensor, the XD-58C sensor as a heart rate sensor, the MLX90106 sensor as a sensor body temperature, Nexion TFT LCD as a display that is equipped with an SD card can be used as data storage, a thermal printer as a media for printing examination results and the Arduino Mega 2560 microcontroller as a microcontroller. Testing tools for heart rate and SpO₂ sensors uses a comparison of the patient monitor brand BMV model BMO-200 with SN 151113073, and testing tools for temperature sensors using a Thermometer Gun. Obtained the largest percentage of SpO₂ error was 0,014% and the smallest was 0.003%. For the heart rate, the highest percentage is 0,036% and the smallest is 0.009%. For the temperature obtained the largest percentage is 0,011% and the smallest is 0.002%.

Keywords: oximetry, non-invasive, heart rate, temperature.

PENDAHULUAN

Pada zaman *modern*, perkembangan teknologi yang semakin cepat baik di bidang umum, transportasi ataupun alat elektro medis. Di bidang elektro medis salah satunya yaitu *Pulse oximetry*, merupakan alat untuk memonitor keadaan saturasi oksigen dalam darah (arteri), tanpa harus melalui proses analisa tes darah. *Oximetry* merupakan salah satu alat yang sering digunakan di rumah sakit saat dilakukan proses pembedahan untuk mengetahui saturasi oksigen dalam darah atau sering disebut dengan SpO₂. Saturasi adalah persentase dari hemoglobin yang mengikat oksigen dibandingkan dengan jumlah total hemoglobin yang ada di dalam darah. Cara kerja *Oximetry* yaitu mengukur intensitas cahaya LED yang dipaparkan di permukaan kulit jari setelah melewati kulit dan berinteraksi dengan sel darah merah. Alat ini bertujuan untuk mengukur saturasi oksigen darah dengan *observasi absorpsi* gelombang optik yang melewati kulit dan berinteraksi dengan sel darah merah. Dengan membandingkan absorpsi cahaya, alat tersebut dapat menentukan kadar saturasi oksigen dalam darah [2].

Pulse oximetry merupakan alat dengan kategori *non-invasive*, artinya tidak perlu sampel darah yang harus dikeluarkan dari dalam tubuh. Cara ini membantu pasien dalam pemeriksaan karena tanpa terluka atau mengeluarkan darah, pasien sudah dapat melakukan pemeriksaan. Hal ini sangat penting pada situasi perubahan mendadak kadar oksigen darah, karena seperti yang kita ketahui bahwa nilai normal saturasi oksigen hanya berkisar 85%-100%. Jika nilai pengukuran dibawah nilai 85% menandakan bahwa jaringan tidak mendapatkan oksigen mencukupi sehingga memerlukan tindakan lanjut. Aplikasi oksimeter sangat banyak diantaranya pada lingkup perawatan di rumah sakit, lingkungan diagnostik dan di tempat dimana dibutuhkan pengamatan saturasi oksigen [3].

Tidak hanya saturasi oksigen dalam darah saja, alat ini juga dapat menampilkan hasil pemeriksaan bpm yaitu Laju detak jantung permenit. Laju detak jantung berubah-ubah tergantung pada aktivitas tubuh. Laju detak jantung saat seseorang beristirahat jauh lebih rendah daripada laju detak jantung saat seseorang melakukan latihan fisik. Beberapa istilah laju detak jantung yang penting saat latihan fisik adalah laju detak jantung saat beristirahat (*Resting Heart rate*), laju detak jantung maksimum (*Maximum Heart rate*), dan laju detak jantung zona latihan fisik [4].

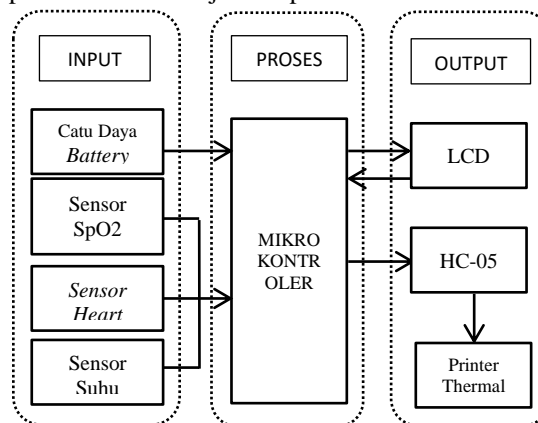
Laju detak jantung saat beristirahat merupakan laju detak jantung terendah saat seseorang beristirahat, biasanya dalam posisi berbaring, sedangkan laju detak jantung maksimum adalah laju detak jantung tertinggi yang boleh dicapai seseorang saat latihan fisik. Dengan mengetahui laju detak jantung maksimum dan laju detak jantung saat beristirahat, seseorang dapat menghitung laju detak jantung zona latihan fisik yang

dapat digunakan untuk mencapai hasil yang maksimal saat latihan [4].

Alat *pulse oximetry* di Indonesia hanya sebagai mengukur kadar oksigen (Spo₂) saja. Maka kali ini penulis menambah sensor suhu tubuh agar bisa digunakan dalam satu alat dan penulis juga menambahkan dengan LCD *touchscreen* dan *printer thermal* agar memudahkan user untuk melihat hasil pemeriksaan dan diharapkan mempermudah pemeriksaan.

METODE

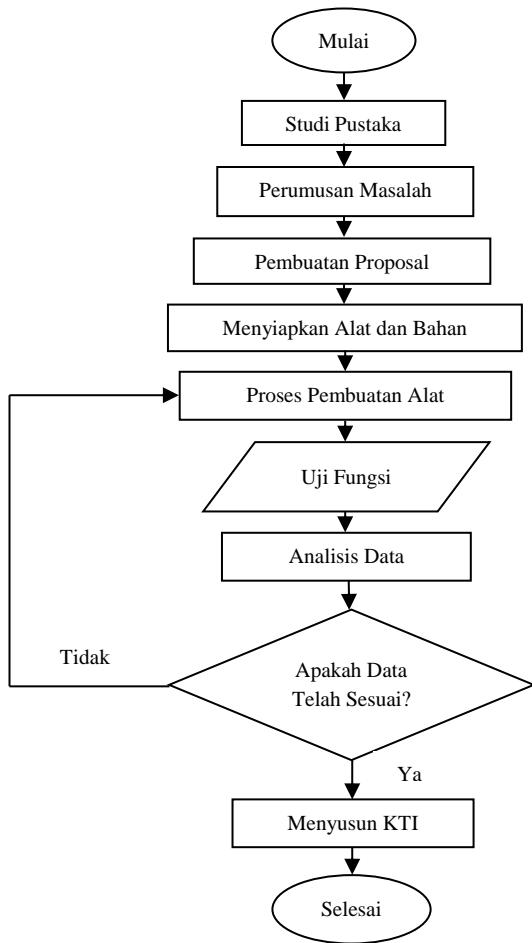
Penelitian ini dilakukan di Akademik Teknik Elektro Medik atem semarang. Blok diagram pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 1 berikut.



Gambar 1 Blok Diagram

Terdapat beberapa komponen untuk membuat Rancang Bangun alat ukur Spo₂, *heart rate* dan suhu tubuh portabel. Komponen tersebut memiliki fungsi masing-masing dan saling berhubungan. Fungsi dari sensor suhu MLX 90614 untuk memonitor suhu tubuh, *Heart rate sensor* untuk memantau denyut jantung persatuan waktu dan sensor inframerah MAX 30100 untuk memonitor kadar oksigen dalam darah. Kemudian akan di proses kedalam mikrokontroler Atmega 2560. Setelah diproses ke mikrokontroler Atmega2560, LCD TFT *Nextion* akan menampilkan data dan sebagai *input* perintah yang akan dijalankan. Setelah melakukan pengukuran, HC-05 akan mengirim data ke *Printer thermal* secara langsung akan mengeprint hasil pengukuran.

Langkah kerja pada penelitian ini diaplikasikan pada diagram alir Gambar 2 berikut.

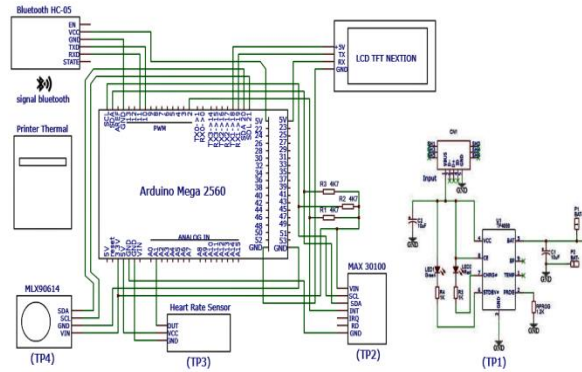


Gambar 2 Diagram Alir Penelitian

Proses penelitian dimulai dari mengidentifikasi masalah dengan mengumpulkan permasalahan yang melatar belakangi pengambilan tema tersebut. Masalah terletak pada bagian hasil data yang sebelumnya tidak ada. Langkah selanjutnya adalah studi literature dapat dilihat pada *service manual book Pulse Oximetry*. Setelah dilakukan studi literature dan ditemukan ide penelitian. Langkah selanjutnya kemudian membuat alat dengan mempersiapkan alat dan bahan yang digunakan untuk melakukan analisa dan pembaruan berupa toolkit sebagai alat bantu. Jika dalam proses uji fungsi alat tidak dapat beroperasi dengan baik maka penulis akan melakukan analisa kerusakan dan perbaikan sampai alat bisa beroperasi sebagaimana fungsinya.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Uji fungsi alat didapatkan penulis dari data yang telah diambil pada titik pengukuran yang sudah ditentukan. Kemudian dianalisa untuk menentukan kualitas kinerja yang dapat dilakukan oleh alat. Letak titik pengukuran pada uji fungsi alat ditunjukkan pada gambar 3 berikut.



Gambar 3 Rangkaian Keseluruhan

Pada uji fungsi di TP1, pengukuran yang dilakukan pada sumber daya *battery* (catu daya), pengukuran menggunakan multimeter digital dengan cara mengukur keluaran catu daya. Tempatkan probe merah pada keluaran positif (-) dan probe hitam pada keluaran negative (+). Hasil selengkapnya dapat dilihat pada Tabel 1:

Tabel 1 Output Battery

Pengukuran	Hasil Pengukuran		Teori
	Tegangan (VDC)	Rata-Rata (V)	
1	5,01	5,01	5V
2	5,01		
3	5,02		

Keluaran dari *battery*, secara teori menghasilkan 5V, berikut presentasi kesalahan.

$$\begin{aligned}
 \text{Kesalahan} &= \left| \frac{\text{hasil ukur} - \text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\% \\
 &= \left| \frac{5,01 - 5}{5} \right| \times 100\% \\
 &= \left| \frac{0,01}{5} \right| \times 100\% \\
 &= 0,002\%
 \end{aligned}$$

Analisa data pengukuran pada TP1 presentase kesalahan sebesar 0,002%, hasil tersebut didapatkan pada rumus diatas dan kondisi *battery* dalam keadaan baik.

Letak pengukuran kedua (TP2) yang dilakukan peneliti pada *input* MAX30100. Peneliti melakukan pengukuran menggunakan multimeter digital dengan cara mengukur masukan tegangan MAX30100. Tempatkan probe merah pada keluaran positif dan probe hitam pada keluaran negatif. Teori tegangan sebesar 3.3V. Berikut hasil pengukuran MAX30100 Tabel 2.

Tabel 2 Input MAX 30100

pengukuran	Hasil pengukuran		Teori
	Tegangan (VDC)	Rata-rata	
1	3,24		

2	3,23	3,23	3,3V
3	3,23		

Input dari MAX30100, secara teori menghasilkan 3,3V, berikut presentasi kesalahan.

$$\begin{aligned} \text{Kesalahan} &= \left| \frac{\text{hasil ukur} - \text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{3,23 - 3,3}{3,3} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{-0,07}{3,3} \right| \times 100\% \\ &= -0,021\% \end{aligned}$$

Dari perhitungan diatas membuktikan bahwa presentase tingkat kesalahan yaitu sebesar -0,02%. Dan tegangan yang dibutuhkan oleh input MAX30100 sebesar 3,3V.

Letak pengukuran ketiga (TP3) yang dilakukan oleh peneliti pada input Heart rate sensor module. Peneliti melakukan pengukuran menggunakan multimeter digital dengan cara mengukur masukan tegangan ke pulse sensor heart rate. Tempatkan probe merah pada keluaran positif dan probe hitam pada keluaran negatif. Hasil pengukuran pulse sensor heart rate pada Tabel 3 berikut.

Tabel 3 Input Heart rate sensor module

Pengukuran	Hasil pengukuran		Teori
	Tegangan (VDC)	Rata-rata	
1	5	5	5V
2	5		
3	5		

Input dari pulse sensor heart rate, secara teori menghasilkan 5V, berikut presentasi kesalahan.

$$\begin{aligned} \text{Kesalahan} &= \left| \frac{\text{Hasil teori} - \text{hasil ukur}}{\text{Hasil teori}} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{5 - 5}{5} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{0}{5} \right| \times 100\% \\ &= 0\% \end{aligned}$$

Dari perhitungan diatas membuktikan bahwa presentase tingkat kesalahan yaitu sebesar 0%. Dan tegangan yang dibutuhkan oleh input heart rate sensor module sebesar 5V.

Letak pengukuran keempat (TP4) yang dilakukan peneliti pada input MLX90614. Peneliti melakukan pengukuran menggunakan multimeter digital dengan cara mengukur masukan tegangan ke sensor MLX 90614. Tempatkan probe merah pada keluaran positif dan probe hitam pada keluaran negatif. Hasil pengukuran sensor MLX 90614 pada tabel 4 berikut.

Table 4 Input MLX 90614

Pengukuran	Hasil pengukuran		Teori
	Tegangan (VDC)	Rata-rata (V)	
1	3,29	3,29	3,3V
2	3,29		
3	3,29		

1	3,29	3,29	3,3V
2	3,29		
3	3,29		

Input dari sensor MLX 90614, secara teori menghasilkan 3,3V, berikut presentasi kesalahan.

$$\begin{aligned} \text{Kesalahan} &= \left| \frac{\text{Hasil teori} - \text{hasil ukur}}{\text{Hasil teori}} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{3,3 - 3,29}{3,3} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{-0,01}{3,3} \right| \times 100\% \\ &= -0,003\% \end{aligned}$$

Dari perhitungan diatas membuktikan bahwa presentase tingkat kesalahan yaitu sebesar -0,003%. Dan tegangan yang dibutuhkan oleh Input driver heater sebesar 3,3V.

Selain melakukan uji fungsi kondisi alat pada masing-masing bagian rangkaian, uji fungsi yang dilakukan selanjutnya adalah pada kinerja alat, pada kali ini melakukan perbandingan SpO2 dan BPM pada alat peneliti dengan pasien monitor. Hasil uji fungsi SpO2 dapat dilihat pada tabel 5 berikut.

Tabel 5 Uji Fungsi SpO2

No	SpO2 Alat Penulis (%)	SpO2 Alat Perbandingan (%)	Persentase Kesalahan (%)
1	96,6	96,3	0,003%
2	95,6	97	0,014%
3	96,6	97	0,004%

Berikut presentasi kesalahan SpO2 dari pengukuran sampel A.

$$\begin{aligned} \text{Kesalahan} &= \left| \frac{\text{hasil ukur} - \text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{96,6 - 96,3}{96,3} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{0,3}{96,3} \right| \times 100\% \\ &= 0,003\% \end{aligned}$$

Analisa data perbandingan pada sampel A presentasi kesalahan sebesar 0,003%, hasil tersebut didapatkan pada rumus diatas dan tingkat kesalahan SpO2 pada sampel A dalam keadaan baik.

Berikut presentase kesalahan SpO2 dari pengukuran pada sampel B.

$$\begin{aligned} \text{Kesalahan} &= \left| \frac{\text{hasil ukur} - \text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{95,6 - 97}{97} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{1,4}{97} \right| \times 100\% \end{aligned}$$

$$= 0,014\%$$

Analisa data perbandingan pada sampel B presentase kesalahan sebesar 0,004%, hasil tersebut didapatkan pada rumus diatas dan tingkat kesalahan SpO2 pada sampel B dalam keadaan baik.

Berikut presentase kesalahan SpO2 dari pengukuran pada sampel C.

$$\begin{aligned} \text{Kesalahan} &= \left| \frac{\text{hasil ukur} - \text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{96,6 - 97}{97} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{0,4}{97} \right| \times 100\% \\ &= 0,004\% \end{aligned}$$

Analisa data perbandingan pada sampel C presentase kesalahan sebesar 0,004%, hasil tersebut didapatkan pada rumus diatas dan tingkat kesalahan SpO2 pada sampel C dalam keadaan baik.

Berdasarkan Tabel 5 hasil uji fungsi kinerja alat, dapat dilihat bahwa rentang atau selisih antara SpO pada alat pembanding (pasien monitor) dengan SpO pada alat penulis sangat kecil. Hal ini dapat dilihat pada nilai presentase kesalahan yang dinyatakan dalam %. Di-mana pada pengukuran ke-1 memiliki presentase kesalahan adalah sebesar 0,003%, pada pengukuran ke-2 memiliki presentase kesalahan adalah sebesar 0,014% dan pada pengukuran ke-3 presentase kesalahannya adalah sebesar 0,004%.

Selanjutnya uji fungsi BPM, untuk pembandingan BPM pada alat peneliti dengan pasien monitor. Hasil uji fungsi SpO2 dapat dilihat pada Tabel 6 berikut.

Tabel 6 Uji Fungsi BPM

No	Alat Penulis (BPM)	Alat Pembanding (BPM)	Persentase Kesalahan (%)
1	106,6	110,6	0,036%
2	107,3	108,3	0,009%
3	100,6	100,3	0,029%

Berikut presentasi kesalahan *heart rate* dari pengukuran sampel A.

$$\begin{aligned} \text{Kesalahan} &= \left| \frac{\text{hasil ukur} - \text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{106,6 - 110,6}{110,6} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{4}{110,6} \right| \times 100\% \\ &= 0,036\% \end{aligned}$$

Analisa data perbandingan pada sampel A presentasi kesalahan sebesar 0,036%, hasil tersebut didapatkan pada rumus diatas dan tingkat kesalahan *heart rate* pada sampel A dalam keadaan baik.

Berikut presentasi kesalahan *heart rate* dari pengukuran sampel B.

$$\begin{aligned} \text{Kesalahan} &= \left| \frac{\text{hasil ukur} - \text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{107,3 - 108,3}{108,3} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{1}{108,3} \right| \times 100\% \\ &= 0,009\% \end{aligned}$$

Analisa data perbandingan pada sampel B presentasi kesalahan sebesar 0,009%, hasil tersebut didapatkan pada rumus diatas dan tingkat kesalahan *heart rate* pada sampel B dalam keadaan baik.

Berikut presentasi kesalahan *heart rate* dari pengukuran sampel C.

$$\begin{aligned} \text{Kesalahan} &= \left| \frac{\text{hasil ukur} - \text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{100,6 - 100,3}{100,3} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{3}{100,3} \right| \times 100\% \\ &= 0,029\% \end{aligned}$$

Analisa data perbandingan pada sampel C presentasi kesalahan sebesar 0,029%, hasil tersebut didapatkan pada rumus diatas dan tingkat kesalahan *heart rate* pada sampel C dalam keadaan baik.

Berdasarkan Tabel 6 hasil uji fungsi kinerja alat, dapat dilihat bahwa rentang atau selisih antara BPM pada alat pembanding (pasien monitor) dengan BPM pada alat penulis sangat kecil. Hal ini dapat dilihat pada nilai presentase kesalahan yang dinyatakan dalam %. Di-mana pada pengukuran ke-1 memiliki presentase kesalahan adalah sebesar 0,036%, pada pengukuran ke-2 memiliki presentase kesalahan adalah sebesar 0,009% dan pada pengukuran ke-3 presentase kesalahannya adalah sebesar 0,029%.

Selain melakukan uji fungsi SpO dan BPM, terdapat pula uji fungsi suhu. Pada kali ini melakukan pembandingan Suhu pada alat peneliti dengan *Thermometer Gun*. Hasil uji fungsi suhu dapat dilihat pada Tabel 7 berikut.

Tabel 7 Uji Fungsi Suhu

No	Suhu Alat Penulis (°C)	Suhu Alat Pembanding (°C)	Persentase Kesalahan (%)
1	36,3	36,2	0,002%
2	36,3	36,1	0,005%
3	36,5	36,1	0,011%

Berikut presentasi kesalahan suhu dari pengukuran sampel A.

$$\text{Kesalahan} = \left| \frac{\text{hasil ukur} - \text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\%$$

$$= \left| \frac{36,3-36,2}{36,2} \right| \times 100\%$$

$$= \left| \frac{0,1}{36,2} \right| \times 100\%$$

$$= 0,002\%$$

Analisa data perbandingan pada sampel A presentasi kesalahan sebesar 0,002%, hasil tersebut didapatkan pada rumus diatas dan tingkat kesalahan suhu pada sampel A dalam keadaan baik.

Berikut presentasi kesalahan suhu dari pengukuran sampel B.

$$\text{Kesalahan} = \left| \frac{\text{hasil ukur}-\text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\%$$

$$= \left| \frac{36,3-36,1}{36,1} \right| \times 100\%$$

$$= \left| \frac{0,1}{36,2} \right| \times 100\%$$

$$= 0,005 \%$$

Analisa data perbandingan pada sampel B presentasi kesalahan sebesar 0,005%, hasil tersebut didapatkan pada rumus diatas dan tingkat kesalahan suhu pada sampel B dalam keadaan baik.

Berikut presentasi kesalahan suhu dari pengukuran sampel C.

$$\text{Kesalahan} = \left| \frac{\text{hasil ukur}-\text{hasil teori}}{\text{hasil teori}} \right| \times 100\%$$

$$= \left| \frac{36,5-36,1}{36,1} \right| \times 100\%$$

$$= \left| \frac{0,1}{36,2} \right| \times 100\%$$

$$= 0,011\%$$

Analisa data perbandingan pada sampel C presentasi kesalahan sebesar 0,011%, hasil tersebut didapatkan pada rumus diatas dan tingkat kesalahan suhu pada sampel C dalam keadaan baik.

Berdasarkan Tabel 7 hasil uji fungsi kinerja alat, dapat dilihat bahwa rentang atau selisih antara Suhu pada alat pembanding (termometer) dengan Suhu pada alat penulis sangat kecil. Hal ini dapat dilihat pada nilai presentase kesalahan yang dinyatakan dalam %. Dimana pada pengukuran ke-1 memiliki presentase kesalahan adalah sebesar 0,002%, pada pengukuran ke-2 memiliki presentase kesalahan adalah sebesar 0,005% dan pada pengukuran ke-3 presentase kesalahannya adalah sebesar 0,011%.

Dengan demikian, dapat dikatakan bahwa alat ukur yang telah penulis teliti memiliki tingkat keakuratan tinggi. Berdasarkan hasil tersebut, maka alat ukur *oximetry, heart rate* dan suhu tubuh ini layak dan aman digunakan pada manusia.

KESIMPULAN

Setelah melakukan proses pembuatan alat ini, mulai dari studi pustaka perencanaan, percobaan sampai pendataan dan analisa data, maka penulis dapat mengambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Penulis membuat alat ukur *oximetry, heart rate* dan suhu tubuh dilengkapi dengan *printer thermal* menggunakan Arduino Mega 2560 sebagai mikrokontroler yang *support* dengan LCD TFT yang digunakan untuk menampilkan data, kemudian dihubungkan dengan sensor MLX90614 untuk membaca suhu tubuh dan *Heart rate sensor module* sebagai media pembacaan denyut jantung persatuan menit, MAX30100 untuk mengatur saturasi oksigen. Perencanaan *hardware* menggunakan aplikasi EASYDA, dan membuat perencanaan *software* atau program yang digunakan menggunakan aplikasi ARDUINO IDE.
2. Dalam proses mengetahui keakuratan pada alat dilakukan 4 titik pengukuran, antara lain, TP1 pada *output catu daya* dengan nilai 5,01V dan presentase kesalahan sebesar 0,002%, TP2 pada *input MAX30100* dengan nilai 3,24V dan presentase kesalahan sebesar 0,021%, TP3 pada *input heart rate* dengan nilai 5V dan nilai presentase kesalahan sebesar 0% dan TP4 pada *input MAX90614* dengan nilai 3,29V dengan presentase kesalahan sebesar 0,003%. Pengujian alat untuk sensor *heart rate* dan SpO2 menggunakan perbandingan pasien monitor merk BMV model BMO-200 dengan SN 151113073, dan pengujian alat untuk sensor suhu menggunakan Thermometer Gun. Didapatkan presentase kesalahan SpO2 terbesar 0,014% dan terkecil 0,003%. Untuk *heart rate* didapat presentase terbesar 0,036% dan terkecil 0,009%. Untuk suhu didapat presentase terbesar 0,011% dan terkecil sebesar 0,002%, maka dari itu alat ini dapat dinyatakan berfungsi secara layak.

Daftar Rujukan

- 1 Yanuardi. R, Soegiharto. D, Sularsa. A. (2016). Rancang Bangun *Pulse Oximetry* Berbasis Mikrokontroler ATMega16. eProceedings Appl Sci [Internet]. 2(1):332-8. Tersedia pada: <https://libraryproceeding.telkomuniversity.ac.id/index.php/appliedscience/article/view/4083/3857>
- 2 Putri, D., Indriani, P. dan Utari. E. L. (2014) "PERANCANGAN PULSE OXIMETRY DENGAN SISTEM ALARM PRIORITAS SEBAGAI VITAL MONITORING," hal. 93-107.
- 3 Harsono, B., Liman, J. dan Djohan, N. (2012) "Rancang Bangun Alat Pemantau Detak Jantung Saat Latihan Fisik," Jurnal Teknik dan Ilmu Komputer, 1(4), hal. 338-346.

- 4 Achmad B, Mushlihudin M, Wiyatno JT. Timer Digital Pengendali on/Off Peralatan Rumah Tangga Menggunakan Mikrokontroler Untuk Keamanan Rumah. TELKOMNIKA (Telecommunication Comput Electron Control. 2005;3(1):21.
- 5 Petruzella D. Prank 2001. Elektronik Industri Yogyakarta Andi Yogyakarta.
- 6 Permenkes 54-2015 Kalibrasi Alat Kesehatan12, "Permenkes 54-2015 Kalibrasi Alat Kesehatan12," 2015.
- 7 A. Saguni, "Metode Kerja Pengujian Dan Atau Kalibrasi Alat Kesehatan," Metod. Kerja Penguji. dan / atau Kalibr. Alat Kesehat., vol. V, p. 355, 2018
- 8 Katriani L, Darmawan D, Noer A. Rancang Bangun Sistem Kontrol Box Uv Sebagai Media Sterilisasi Menggunakan Sensor Fotodioda. J Sains Dasar. 2015;4(1):71-6.
- 9 Warsito, 1987, Informasi Praktis Elektronika. Elek Media Komputindo, Jakarta
10. Haris Kuspranoto A, Ulin Nuha Aba M. HEMOGLOBIN METER NON INFASIF BERBASIS ARDUINO DESIGN AND DEVELOPMENT OF NON INVASIVE HEMOGLOBIN METER LEVELS MEASURING SYSTEM BASED ON ARDUINO MEGA. 2021;2(1).
11. Iswanto PD, Kuspranoto AH, Rani DM. JARAK BERBASIS ARDUINO UNO DESIGN AND BUILD OF INFRA RED LIGHTING EQUIPMENT THAT CAN ADJUST LIGHT INTENSITY WITH DISTANCE BASED ON ARDUINO UNO. Med Trada J Tek Elektromedik Polbitrada. 2021;2(1):35-43.
12. Kuspranoto AH. Operasi Dasar-Dasar Pemrograman. Researchgate.Net. Semarang: Amerta Media; 2021. 149 p.
13. Kuspranoto AH, Dian A, Rahmasari A. TAMPILAN LCD BERBASIS ANDROID UV STERILIZER BOX DESIGN WITH LCD DISPLAY ANDROID- BASED. Med Trada J Tek ELEktromedik Polbitrada. 2022;3(1):14-21.
14. Hornung MR, Brand O. Proximity Sensor. 1999;83-105.
15. Semiconductors V. Vishay Semiconductors BLOCKING FILTER PARAMETER SYMBOL Vishay Semiconductors Reflective Optical Sensor with PARAMETER PARAMETER. Pulse. 2002;1-6.