

Estimasi Heart Rate dan SpO₂ dengan MAX30100

Eraraya Morenzo Muten
Teknik Biomedis
Institut Teknologi Bandung
Bandung, Indonesia
18320003@std.stei.itb.ac.id

Kayyisa Zahratulfirdaus
Teknik Biomedis
Institut Teknologi Bandung
Bandung, Indonesia
18320011@std.stei.itb.ac.id

Rahmat Yasin
Teknik Biomedis
Institut Teknologi Bandung
Bandung, Indonesia
18319001@std.stei.itb.ac.id

Abstract—Kebutuhan akan informasi kesehatan sangat diperlukan saat ini, setelah sebelumnya menghadapi masa pandemi Covid-19 yang turut meningkatkan kesadaran masyarakat akan pentingnya informasi kesehatan terutama informasi kesehatan dalam tubuh. Salah satu informasi kesehatan tersebut ialah heart rate (denyut jantung) dan SpO₂ (saturasi oksigen). Kemudian untuk mendiagnosa kondisi saturasi oksigen dalam darah dan denyut jantung maka diperlukan alat yaitu pulse oxymeter. Oleh sebab itu guna memenuhi mata kuliah EB3100 dilakukanlah suatu percobaan untuk membuat pulse oxymeter sederhana yang dapat menunjukkan pengukuran serta menghitung nilai heart rate dan SpO₂ yang berbasis arduino dengan sensor MAX30100, lalu dalam tahap implementasinya menggunakan filter FIR dengan fasa linier yang berfungsi untuk menjaga bentuk sinyal hasil pengukuran, setelah itu untuk menghilangkan komponen DC digunakanlah DC removal filter, kemudian heart rate dihitung dengan melakukan peak detection. Didapatkan estimasi heart rate dengan $R^2 = 0.97$ dan estimasi SpO₂ dengan $R^2 = 0.47$.

Keywords—Heart Rate, SpO₂, MAX30100, FIR Hamming Window, Moving Average DC Removal Filter, Peak Detection

I. PENDAHULUAN

Informasi merupakan sesuatu yang sangat penting bagi orang yang membutuhkannya. Informasi sendiri berasal dari data yang telah diolah menjadi bentuk yang lebih berguna dan lebih bermanfaat bagi penggunaannya, salah satu informasi yang penting dalam kesehatan ialah *heart rate* dan SpO₂, karena dari kedua informasi tersebut dapat dijadikan suatu indikator dari kesehatan jantung dan paru-paru. Sebagai contoh apabila terjadi gangguan pada pernafasan yang menyebabkan terjadinya perubahan nilai SpO₂ menjadi lebih rendah, sehingga menyebabkan nilai heart rate meningkat dan memberikan respon kepada tubuh agar kembali ke kondisi normalnya. Untuk mendapatkan kedua informasi tersebut maka diperlukan sebuah device yang berfungsi sebagai oximeter sederhana untuk diagnosis pasien/individu, untuk itulah melalui percobaan dan tugas pemenuhan mata kuliah EB3100, maka melalui laporan ini akan ditunjukkan pengukuran dan penghitungan nilai Heart Rate dan SpO₂ menggunakan arduino dengan sensor MAX30100.

II. STUDI PUSTAKA

A. Arduino

Arduino adalah platform elektronik open-source yang berbasis hardware dan software yang mudah digunakan. Papan Arduino dapat menerima input yang diberikan melalui berbagai sensor atau transduser untuk menghasilkan output yang beragam pula, rangkaian input-output tersebut dapat dicapai melalui perintah yang diberikan pengguna menggunakan bahasa pemrograman Arduino (berdasar pada Wiring) dan Arduino IDE (Integrated Development Environment) yang berbasis software untuk pemrograman Arduino [1].



Fig. 1. Arduino UNO Rev3

B. MAX30100

MAX30100 adalah sensor monitor heart rate dan integrated pulse oxymetry. Sensor ini terdiri dari dua LED, fotodetektor, optik yang dioptimalkan, dan sebuah analog signal processing bersifat low-noise untuk bertindak sebagai pulse oximeter dan mendeteksi sinyal heart rate [2].

Berikut adalah spesifikasi sensor MAX30100 :

- Operating Voltage - 1.8V hingga 3.3V
- Input Current - 20mA
- Integrated Ambient Light Cancellation
- High Sample Rate Capability
- Fast Data Output Capability



Fig. 2. Breakout sensor MAX30100

Pin dari breakout sensor MAX30100 ditutup dengan isolasi listrik. Penutup sensor juga dibuat dengan isolasi listrik seperti gambar di bawah untuk mengurangi interferensi cahaya ruangan.



Fig. 3. Penutup breakout sensor MAX30100

C. Heart Rate

Heart rate ialah berapa kali jantung berdetak dalam jangka waktu tertentu, biasanya satu menit atau . Heart rate dapat dirasakan di pergelangan tangan, sisi leher, belakang lutut, bagian atas kaki, ujung jari, dan tempat lain di tubuh di mana arteri dekat dengan kulit. Resting heart rate nilainya biasanya antara 60 dan 100 denyut per menit pada orang dewasa sehat yang sedang istirahat. Mengukur heart rate memberikan informasi penting tentang kesehatan seseorang [3].

D. SpO_2

SpO_2 atau disebut juga Saturasi Oksigen, merupakan perkiraan jumlah oksigen dalam darah yang mengacu pada persentase hemoglobin teroksigenasi (hemoglobin yang mengandung oksigen) dibandingkan dengan jumlah total hemoglobin dalam darah (hemoglobin teroksigenasi dan tidak teroksigenasi). SpO_2 dapat diukur dengan Pulseoxymeter, metode non-invasif, dengan cara memancarkan dan kemudian menyerap gelombang cahaya yang melewati pembuluh darah (atau kapiler) di ujung jari. Variasi gelombang cahaya yang melewati jari akan memberikan nilai pengukuran SpO_2 karena derajat saturasi oksigen menyebabkan variasi warna darah. Nilai SpO_2 normal bervariasi antara 90 dan 100% [4].

E. Photoplethysmography

Photoplethysmography atau PPG merupakan teknik pengukuran yang berbasis optik yang dapat digunakan untuk mendeteksi perubahan volume darah serta dapat mendeteksi perubahan cahaya yang diserap dalam darah dengan memanfaatkan dua buah LED berwarna merah dan inframerah serta fotodiode. Fotodiode berguna untuk mengukur intensitas cahaya yang berhubungan dengan perubahan volume darah dan cahaya yang terserap oleh darah [5].

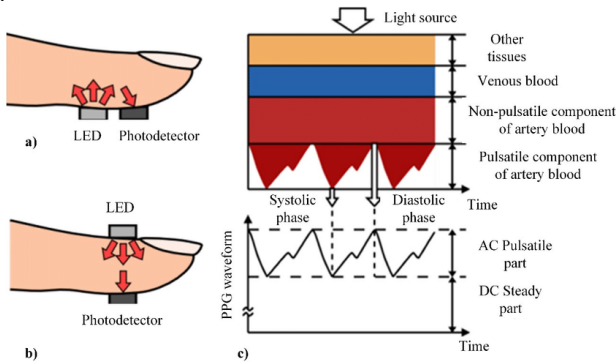


Fig. 4. Prinsip photoplethysmography [6]

III. METODOLOGI

Pada praktikum ini digunakan alat-alat sebagai berikut.

- Arduino UNO Rev3
- Pulseox YUWELL YX102
- Kabel USB A to B
- Laptop
- Sensor Max30100

B. Penentuan Spesifikasi Alat

Spesifikasi alat ditentukan berdasarkan panduan praktikum dan datasheet pulseox komersil YUWELL Finger Pulse Oximeter YX102.

C. Perekaman Data Mental

Berdasarkan resolusi detak jantung seperti pada tabel I nomor 4, diperlukan resolusi 1 bpm atau 0.01667 Hz. Sehingga durasi perekaman yang diperlukan untuk analisis dapat dihitung sebagai berikut.

$$f_r = \frac{2\pi}{N} = \frac{1}{N}$$

$$F_r = \frac{F_s}{N}$$

$$N = \frac{F_s}{f_r}$$

Perekaman dilakukan sebanyak tiga kali yaitu, (1) tanpa jari (sinyal noise), (2) dengan jari praktikan Moren, (3) dengan jari praktikan Kayyisa. Setiap perekaman dilakukan selama dua kali perhitungan untuk menghindari data yang tidak akurat karena pergerakan awal dan akhir perekaman. Sampel awal dan akhir kemudian dipotong sama banyak sehingga hanya tersisa sebanyak dua kali perhitungan. Durasi sengaja diperbesar apabila diperlukan resolusi frekuensi yang lebih kecil.

D. Desain Filter

Desain filter diawali dengan analisis spektrum sinyal PPG dan sinyal noise yang sudah direkam dengan menggunakan aplikasi signalAnalyzer di MATLAB. Kemudian jenis dan orde filter dipilih sesuai dengan kebutuhan pengolahan sinyal biomedis dan kemampuan komputasi mikrokontroler yang digunakan. Filter dirancang sesuai dengan spesifikasi alat dengan aplikasi filterDesigner di MATLAB. Respons magnitudo dan fasa filter dievaluasi kembali agar sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Filter kemudian diimplementasikan ke dalam mikrokontroler dalam bentuk persamaan perbedaan.

E. Penentuan Heart Rate

Penentuan nilai heart rate mula-mula dilakukan dengan membuat filter untuk data sinar inframerah. Kemudian dari kurva hasil filter, ditentukan nilai threshold untuk membatasi puncak tertinggi dari kurva agar tidak tercampur dengan puncak lainnya. Jika data yang diambil bernilai di atas threshold dan data bernilai lebih kecil daripada data sebelumnya, maka puncak tertinggi ditemukan. Kemudian diambil nilai waktu ketika puncak tertinggi tersebut ditemukan. Rumusan untuk menentukan nilai heart rate yaitu

$$HR = \frac{60000}{\Delta t}$$

Dengan Δt dapat diperoleh dari

$$\Delta t = t - t'$$

t = waktu terjadinya puncak saat ini

t' = waktu terjadinya puncak sebelumnya

F. Penentuan SpO_2

Setelah memfilter komponen DC, nilai SpO_2 dapat dihitung sebagai rasio dari log root mean square (RMS) [7].

$$R = \frac{\log(I_{AC})_{\lambda 1}}{\log(I_{AC})_{\lambda 2}}$$

Nilai RMS dapat dihitung dengan persamaan berikut.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2}$$

Nilai SpO_2 dapat diregresi secara linier dalam persamaan berikut berdasarkan Beer-Lambert Model.

$$SpO_2 = a - b \times R$$

Dimana a dan b bernilai 110 dan 25 secara berurutan namun perlu dikalibrasi kembali. Namun, pada kenyataannya kalibrasi SpO_2 tidak berbentuk linier.

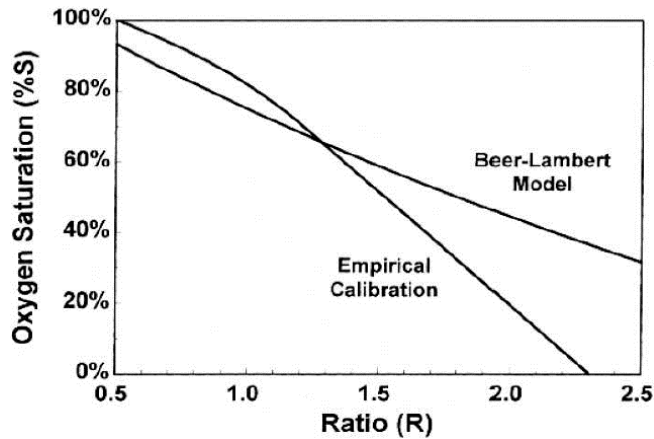


Fig. 5. Perbandingan kalibrasi SpO_2 teoritis dengan empiris [7]

G. Kalibrasi Pengukuran

Kalibrasi dilakukan dengan cara pengukuran secara bersamaan antara MAX30100 dengan YUWELL YX102 pada jari yang berbeda di tangan yang sama. Hasil pengukuran dicatat dan diregresikan untuk melihat akurasi berdasarkan korelasi regresi linier.

HASIL DAN ANALISIS

H. Spesifikasi Alat

Spesifikasi alat terangkum dalam tabel I.

TABLE I. SPESIFIKASI ALAT

No	Spesifikasi	Nilai	Satuan
1	Frekuensi Pencuplikan	100	sampel per sekon
2	Nilai Pembacaan ADC	30000 – 50000	-
3	Rentang Heart Rate	25 – 250	beat per minute
4	Resolusi Heart Rate	1	beat per minute
5	Rentang SpO_2	70 – 100	%
6	Resolusi SpO_2	1	%
7	Arus Inframerah	24.0	Ampere
8	Arus Merah	27.1	Ampere

I. Perekaman Data Mentah

Berdasarkan resolusi detak jantung seperti pada tabel I nomor 4, diperlukan resolusi 1 bpm atau 0.01667 Hz. Durasi perekaman dapat ditentukan dengan persamaan berikut.

$$N = \frac{F_s}{f_r} = \frac{100 \text{ sps}}{0.01667 \text{ Hz}} = 6000 \text{ sampel}$$

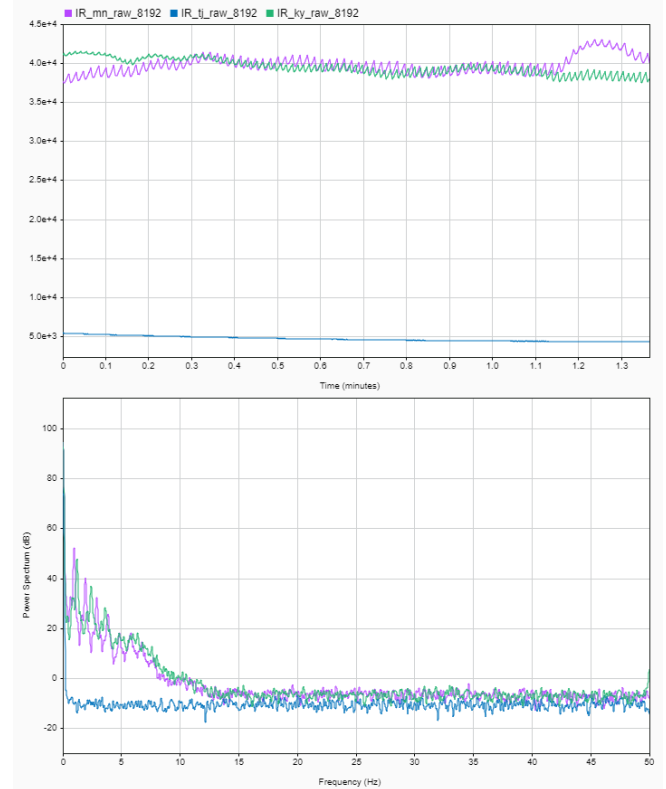


Fig. 6. Perbandingan sinyal inframerah ketiga jenis perekaman data mentah

J. Desain Filter

Morfologi sinyal perlu dipertahankan dalam menghitung heart rate dan SpO_2 . Dimana jarak horizontal antara puncak tidak menyempit atau melebar untuk heart rate dan jarak vertical sinyal tidak menyempit atau melebar untuk SpO_2 . Oleh karena itu, dipilih filter FIR dengan fasa linier yang dapat menjaga bentuk sinyal [8].

Dalam penentuan orde filter, dilakukan analisis spektrum terlebih dahulu. Pada gambar di bawah ini, terlihat bahwa hasil power spectrum terdapat pada frekuensi 0 Hz sampai 50 Hz, dimana 50 Hz adalah setengah dari frekuensi sampling yang digunakan. Sehingga gambar di bawah adalah spektrum satu sisi. Terlihat juga bahwa frekuensi tertinggi terdapat pada 1 Hz yang sesuai dengan detak jantung dari subjek yang sedang diukur yaitu 60 bpm. Terdapat puncak-puncak lain dalam kelipatan puncak tertinggi yang merupakan informasi harmonik dari detak jantung subjek. Tidak terdapat puncak di sekitar 50 Hz akibat powerline interference karena MAX30100 sudah memiliki proprietary discrete time filter untuk mengatenuasi interferensi 50 Hz/60 Hz dan ambient noise pada frekuensi rendah [2].

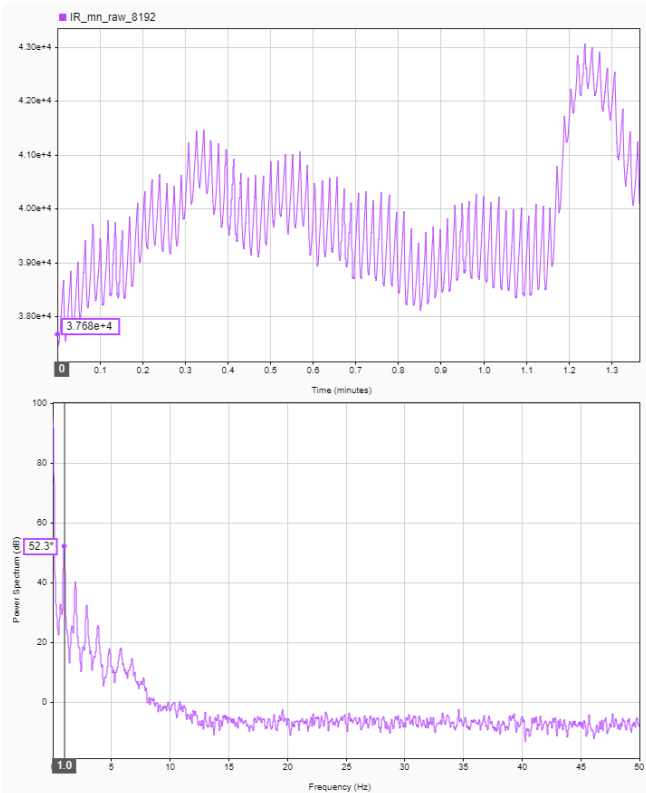


Fig. 7. Analisis spektrum sinyal inframerah dengan jari praktikan Moren

Hasil perekaman dengan tanpa jari dapat dilihat seperti pada gambar di bawah ini. Pada analisis spektrumnya, terlihat bahwa noise yang terjadi hanya berupa white noise dengan power spectrum sama sepanjang frekuensi.

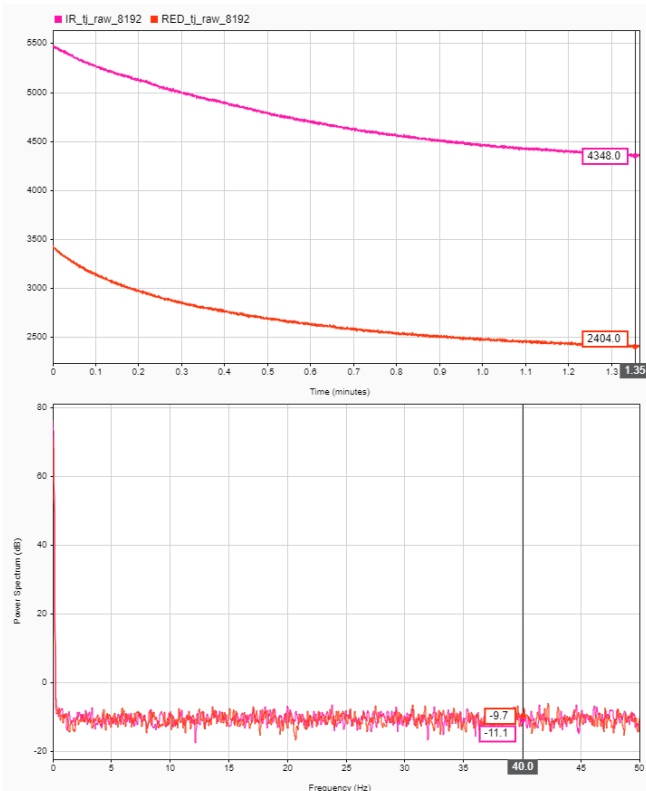


Fig. 8. Sinyal white noise yang direkam tanpa jari

Hasil perekaman dengan jari dapat dimodelkan sebagai informasi PPG ditambah dengan noise. Penjumlahan pada domain waktu sama dengan penjumlahan di domain frekuensi. Sehingga power spectrum dari hasil perekaman jari sama dengan penjumlahan power spectrum dari informasi PPG dengan power spectrum noise. Dengan kata lain, informasi PPG bisa didapatkan dengan mengurangi hasil pengukuran jari dengan noise. Maka, berdasarkan gambar di bawah, perlu dilakukan atenuasi pada frekuensi tinggi sebesar 10 dB.

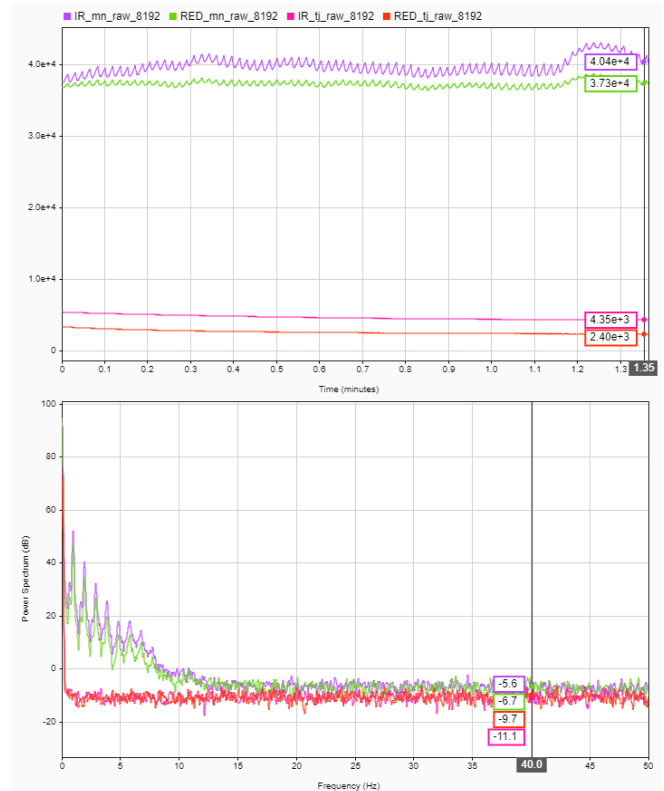


Fig. 9. Perbandingan power spectrum sinyal inframerah dan merah dari perekaman dengan jari dan tanpa jari

Berdasarkan harris approximation, estimasi orde filter FIR dapat dihitung dengan persamaan [9].

$$N \approx \frac{A}{22} \left(\frac{f_s}{\Delta f} \right)$$

dengan menggunakan $A = 10$ dan $f_s = 100$ serta memilih $\Delta f = f_s/10$, didapatkan estimasi orde sebesar $N \approx 4.55$. Dengan mempertimbangkan kemampuan komputasi Arduino UNO Rev3, dipilih orde genap terdekat yaitu orde 6.

Filter lowpass FIR orde 6 dibuat dengan frekuensi cutoff sesuai spesifikasi alat yaitu 250 bpm atau 4.16667 Hz. Dipilih window Hamming untuk memperkecil ripple pada bode plot magnitudo filter. Bode plot magnitudo dan fasa dapat dilihat pada gambar di bawah ini. Terlihat bahwa respons fasa berbentuk linier sepanjang rentang frekuensi pengukuran yang diinginkan yaitu 25 bpm – 250 bpm atau 0.41667 Hz – 4.16667 Hz. Filter ini kemudian dapat diterapkan pada Arduino UNO Rev3 dalam bentuk persamaan perbedaan.

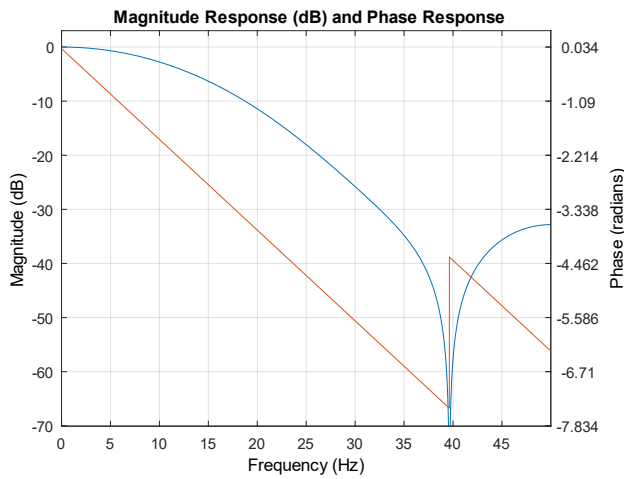


Fig. 10. Bode plot magnitudo (biru) dan fasa (merah) filter lowpass FIR window Hamming orde 6

Sinyal hasil filter dapat dilihat pada gambar di bawah ini. Terlihat bahwa sinyal hasil filter lebih mulus daripada sinyal asli. Namun masih ada baseline wander dari komponen DC. Oleh karena itu akan dirancang highpass filter dengan fasa linier yang dapat menghapus komponen DC.

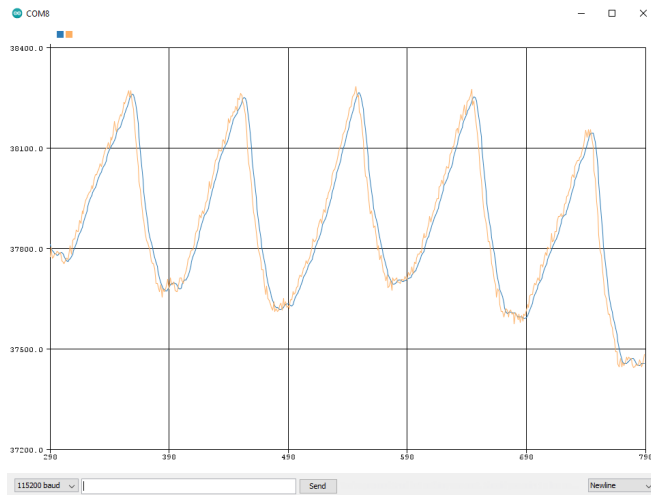


Fig. 11. Perbandingan sinyal sebelum (kuning) dan sesudah (biru) LPF

Filter yang dapat menghilangkan komponen DC disebut juga sebagai DC removal filter. Filter tersebut dengan fasa linier bisa dicapai dengan menggunakan moving average seperti pada gambar di bawah. Terdapat ripple pada passband filter, namun ripple yang besar terjadi pada rentang frekuensi yang tidak diinginkan. Sedangkan ripple pada rentang frekuensi yang diinginkan, yaitu lebih besar dari 0.41667 Hz terlihat sangat kecil sehingga tidak mengubah informasi PPG yang diinginkan.

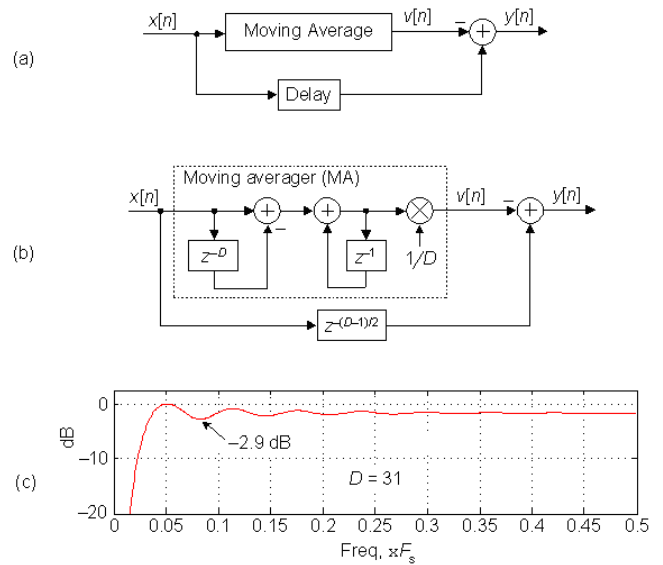


Fig. 12. (a) Implementasi Direct Form DC removal filter dengan moving average. (b) Detail implementasi. (c) Bode plot magnitudo filter [10]

Hasil sinyal dari DC removal filter dapat dilihat pada gambar di bawah ini. Terlihat bahwa sinyal hasil filter beresilasi di nilai nol sehingga sudah tidak memiliki bias DC. Selain itu terdapat delay antara peak sinyal asli dengan sinyal hasil filter. Hal ini tidak mempengaruhi perhitungan detak jantung karena delay yang terjadi konstan sepanjang sinyal, sehingga jarak sampel antar puncak tetap sama.

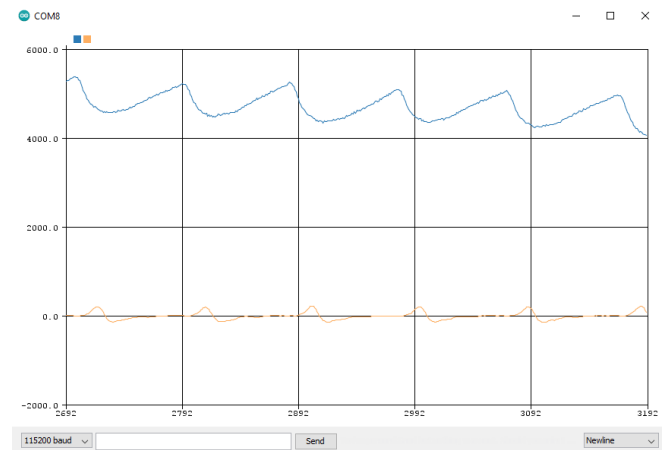


Fig. 13. Perbandingan sinyal sebelum (biru) dan sesudah (kuning) DC removal filter

K. Pengukuran Heart Rate

Penentuan heart rate dilakukan pada sinyal yang telah difilter dengan LPF dan DC removal filter. Heart rate dihitung dengan mengukur jarak waktu antar puncak R. Puncak R dideteksi saat terjadi perubahan gradien positif menjadi negatif. Observasi perubahan gradien dimulai ketika sinyal melewati suatu nilai threshold sampai perubahan gradien pertama kali terdeteksi. Alur kerja deteksi puncak dapat dilihat pada gambar di bawah ini.

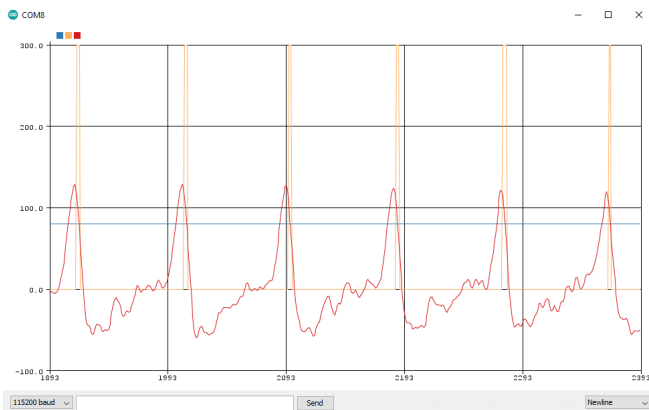


Fig. 14. Mekanisme deteksi puncak untuk perhitungan heart rate dengan sinyal setelah DC removal filter (merah), threshold (biru), dan boolean peakDetected (kuning)

Nilai waktu puncak sekarang dan puncak sebelum diperbaharui pada rising edge dari sinyal berwarna kuning. Terlihat bahwa perpotongan sinyal berwarna kuning dengan PPG tidak tepat di puncak, melainkan satu sampel setelahnya. Hal ini tidak mengubah pengukuran heart rate karena delay yang terjadi sama untuk setiap puncak. Heart rate kemudian diukur dengan persamaan yang telah dibahas di bagian metode.

Selanjutnya, nilai heart rate dimasukkan ke fungsi moving average agar kenaikan/penurunan nilai yang terjadi tidak begitu drastis. Nilai baru akan dicetak ke layar serial monitor setelah 15 siklus detak jantung selepas Arduino direset.

Kemudian dilakukan pengambilan data sebanyak 83 sampel dengan mensimulasikan perubahan nilai heart rate melalui olahraga. Pengambilan data MAX30100 dilakukan bersamaan dengan pengambilan data dari YUWELL YX102 agar dapat langsung dibandingkan. Berikut adalah hasilnya

TABLE II. HASIL PENGUKURAN HEART RATE

No.	MAX3011 (bpm)	YUWELL YX102 (bpm)
1	68	70
2	69	69
3	69	70
4	69	70
5	69	70
6	69	70
7	69	70
8	69	70
9	68	70
10	67	69
11	67	69
12	67	68
13	67	68
14	67	69
15	68	68
16	69	69

17	69	69
18	69	69
19	69	69
20	69	69
21	69	70
22	68	70
23	69	70
24	70	71
25	72	72
26	72	72
27	73	72
28	73	75
29	74	76
30	77	80
31	81	83
32	82	84
33	80	80
34	78	78
35	82	83
36	75	75
37	74	74
38	77	74
39	75	73
40	77	73
41	72	71
42	70	72
43	77	72
44	68	69
45	73	72
46	75	73
47	68	70
48	72	66
49	72	71
50	68	71
51	62	65
52	68	66
53	73	75
54	75	77
55	59	59
56	58	59
57	58	59
58	59	60
59	61	60
60	60	61
61	60	61
62	58	61
63	58	60

64	59	60
65	61	61
66	61	62
67	61	63
68	60	62
69	59	61
70	100	103
71	94	97
72	89	94
73	86	91
74	87	89
75	89	90
76	89	91
77	91	92
78	89	91
79	89	90
80	90	91
81	87	89
82	86	88
83	87	88

Berikut adalah hasil regresi dari data pada Table II

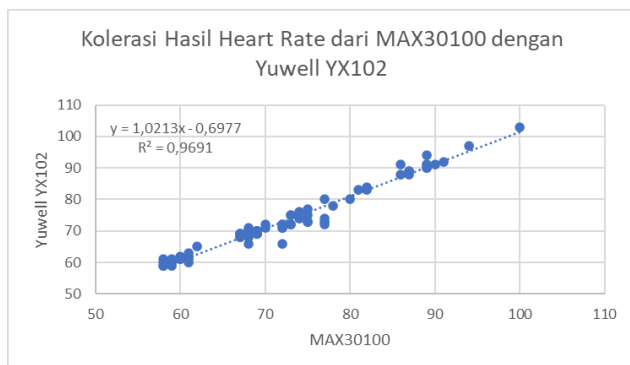


Fig. 15. Grafik Kolerasi Hasil Heart Rate dari MAX30100 dengan YUWELL YX102

Dari grafik pada Fig.13, dapat dilihat nilai pembacaan heart rate dari MAX30100 dengan YUWELL YX102 berkolerasi positif dengan $R^2 = 0,9691$. Dapat disimpulkan hasil pembacaan heart rate dari MAX30100 ini sudah cukup akurat.

L. Pengukuran SpO_2

Dilakukan pengambilan data sebanyak 83 sampel dengan menginduksi keadaan hypoxia melalui penahanan nafas selama 30 detik secara berulang. Hal ini dilakukan dengan tujuan mensimulasikan perubahan nilai SPO_2 agar diperoleh rentang nilai yang luas. Pengambilan data MAX30100 dilakukan bersamaan dengan pengambilan data dari YUWELL YX102 agar dapat langsung dibandingkan. Berikut adalah hasilnya

TABLE III. HASIL PENGUKURAN SpO_2

No.	MAX30100 (%)	YUWELL YX102 (%)
1	97	99
2	96	99
3	96	99
4	97	99
5	97	99
6	95	99
7	98	99
8	96	99
9	99	99
10	96	99
11	98	99
12	95	99
13	96	99
14	96	99
15	98	99
16	96	99
17	97	98
18	96	98
19	95	98
20	96	98
21	95	98
22	96	98
23	96	98
24	95	98
25	97	98
26	97	98
27	96	98
28	98	98
29	96	98
30	98	99
31	97	99
32	97	99
33	96	96
34	95	94
35	94	94
36	94	94
37	94	93
38	94	93
39	95	94
40	94	93
41	94	94
42	94	94
43	95	93
44	94	94

45	94	94
46	95	94
47	95	94
48	94	94
49	95	94
50	94	93
51	94	95
52	94	96
53	96	98
54	96	98
55	95	97
56	96	98
57	95	98
58	95	97
59	96	96
60	95	95
61	95	95
62	95	96
63	96	96
64	95	96
65	95	97
66	95	97
67	94	97
68	95	97
69	95	97
70	95	96
71	95	96
72	95	97
73	96	98
74	95	98
75	96	98
76	95	97
77	95	97
78	95	97
79	97	98
80	95	98
81	95	98
82	100	98
83	97	98

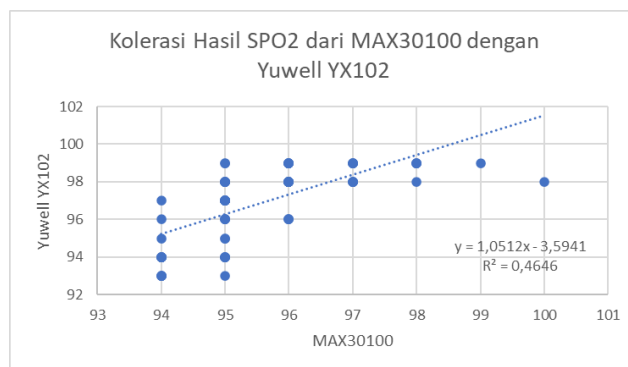


Fig. 16. Grafik Kolerasi Hasil SPO₂ dari MAX30100 dengan YUWELL YX102

Dari grafik pada Fig.14, dapat dilihat bahwa hasil pembacaan SPO₂ antara MAX30100 dan YUWELL YX102 masih belum memiliki hubungan yang jelas, hal ini divalidasi dengan perolehan nilai $R^2 = 0,4646$ dari hasil regresi antara keduanya. Nilai dari MAX30100 cenderung berfluktuasi, sedangkan Yuwel YX102 konstan. Hal ini dapat diatasi dengan menerapkan moving average pada hasil pembacaan SPO₂ dari MAX30100 agar kenaikan/penurunan dari hasil pembacaan nilai SPO₂ yang diperoleh tidak begitu signifikan.

M. Kalibrasi Pengukuran

Kalibrasi yang telah dilakukan pada pembacaan nilai heart rate MAX30100 berupa perubahan nilai *window* dari *moving average* agar dihasilkan nilai yang stabil. Pemilihan nilai *window* didasarkan pada kemiripan hasil dari MAX30100 dengan YUWELL YX102. Kami memperoleh nilai *window* sebesar 10.

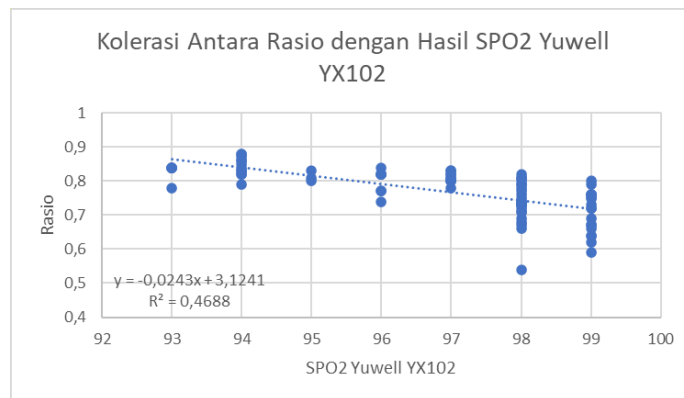


Fig. 17. Grafik Kolerasi Rasio dengan YUWELL YX102

Dari Fig.15, berdasarkan nilai R^2 yang diperoleh, diketahui bahwa hasil SpO₂ dengan nilai rasio R tidak linear sesuai dengan teori yang telah disebutkan.

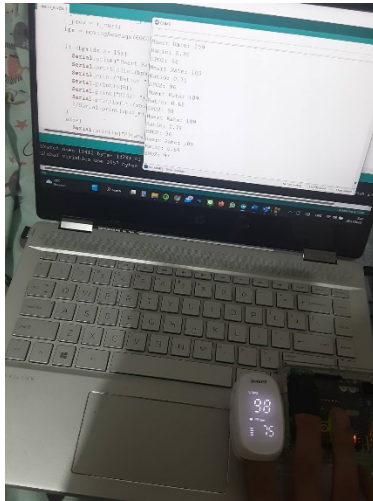


Fig. 18. Proses kalibrasi dengan YUWELL YX102

N. Ketersediaan Kode

Program akhir dapat dilihat pada link GitHub berikut https://github.com/morenzoe/EB3100_Biomedical_Engineering_Laboratory_2/blob/main/tugas4/HR_SpO2_estimation/HR_SpO2_estimation.ino. Program dapat diupload dengan Arduino IDE ke Arduino UNO Rev3 yang menggunakan breakout MAX30100. Duduk dalam keadaan rileks, letakan ujung jari pada sensor, dan pertahankan posisi sediam mungkin. Program akan menampilkan hasil pembacaan di Serial Monitor setelah 15 siklus detak jantung.

Program yang telah dibuat tidak dalam bentuk yang paling efisien. Konsep pengolahan sinyal untuk mengukur heart rate dan SpO₂ telah terbukti melalui hasil yang dilaporkan. Arduino UNO Rev3 tidak mengalami error ataupun lag dalam menjalankan kode yang telah dibuat. Perapihan kode dapat dilakukan untuk meningkatkan kemudahan pembaca dalam memahami cara kerja kode.

Kami juga menemukan bahwa akurasi hasil pengukuran heart rate dan SpO₂ berbeda pada breakout MAX30100 yang berbeda. Hal ini dapat terjadi karena ketidaksetaraan LED dan sensor tiap breakout. Hal ini dapat diatasi dengan mengubah hardcode nilai arus LED menjadi nilai arus yang adaptif sehingga nilai inframerah dan merah berada di baseline yang sama.

Selain itu, pengukuran akan menjadi tidak stabil jika subjek bergerak. Hal ini membuat pemantulan cahaya inframerah dan merah menjadi berbeda sehingga menghasilkan pengukuran yang berbeda pula. Kami telah mengatasi kekurangan ini dengan meminta subjek untuk tidak bergerak pada panduan pemakaian. Kedepannya kami dapat membuat mekanisme penjepit sehingga posisi relatif sensor terhadap jari tidak berubah seperti pada alat pulseoximetri komersil.

IV. KESIMPULAN

Heart rate dan SpO₂ dapat diestimasi dengan menggunakan breakout sensor MAX30100 pada Arduino

UNO Rev3. Filter-filter FIR dapat didesain sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan dan parameter yang sesuai. Filter lowpass Hamming window orde 6 dan DC removal filter dengan moving average dapat menghilangkan noise dari sinyal tanpa merubah bentuk sinyal itu sendiri. Hasil estimasi heart rate cukup akurat dengan $R^2 = 0.97$, namun estimasi SpO₂ dengan $R^2 = 0.47$ masih perlu dibuat lebih stabil.

REFERENCES

- [1] Arduino, "What is Arduino?" What is Arduino? (accessed Nov. 25, 2022).
- [2] maxim integrated, "MAX30100," vol. 2014. Accessed: Nov. 25, 2022. [Online]. Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>
- [3] National Cancer Institute, "heart rate." <https://www.cancer.gov/publications/dictionaries/cancer-terms/def/heart-rate> (accessed Nov. 25, 2022).
- [4] WITHINGS, "What does SpO₂ mean? What is a normal SpO₂ level?" <https://support.withings.com/hc/en-us/articles/201494667-What-does-SpO2-mean-What-is-a-normal-SpO2-level-> (accessed Nov. 25, 2022).
- [5] M. Ghamari, "A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care," *Int J Biosens Bioelectron*, vol. 4, no. 4, 2018, doi: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125.
- [6] A. Dziedzickis, A. Kaklauskas, and V. Bucinskas, "Human Emotion Recognition: Review of Sensors and Methods," *Sensors*, vol. 20, no. 3, p. 592, Jan. 2020, doi: 10.3390/s20030592.
- [7] Texas Instruments, "A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430," Feb. 2012. Accessed: Nov. 25, 2022. [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/an/slaa274b/slaa274b.pdf?ts=1669330787877>
- [8] J. G. Proakis and D. G. Manolakis, *Digital Signal Processing, Principles, Algorithms, and Applications*. Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall, 2007.
- [9] F. J. Harris, *Multirate Signal Processing for Communication Systems*. 2004.
- [10] R. Lyons, "Linear-phase DC Removal Filter," Mar. 30, 2008. <https://www.dsprelated.com/showarticle/58.php> (accessed Nov. 25, 2022).