

Pemantauan Respiratory Secara Wireless Berbasis Komputer

Siti Fathul Jannah, I Dewa Gede Hari Wisana, Priyambada C. Nugraha

Electromedical Engineering Department of Politeknik Kesehatan Kementerian Kesehatan Surabaya

Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya (60282), Indonesia

E-mail: jannahfathulsiti@gmail.com, Hariwisana@yahoo.com, pcn1967@poltekkesdepkes-sby.ac.id

Info Artikel	Abstrak
<p>Sejarah Artikel: Diterima Apr 9, 2020 Revisi 20 Mei 2020 Terbit April 29, 2021</p>	<p>Pernapasan merupakan bagian terpenting manusia untuk hidup. Perubahan nilai oksigen dan laju pernapasan secara mendadak dapat berdampak negatif dan dapat membahayakan jiwa. <i>Respiration Rate</i> <12 yang mengarah ke bradypnea sementara obstruksi jalan nafas seperti asma, emfisema dan COPD akan meningkatkan <i>Respiration Rate</i>, <i>Respiration Rate</i> > 30 menyebabkan takipnea. Oleh karena itu, pengukuran <i>Respiration Rate</i> menjadi sangat penting secara klinis. Tujuan penelitian adalah dibuatnya alat <i>Wireless Respiratory Monitoring</i> untuk memudahkan pemantauan kondisi pernapasan manusia. Metode penelitian menggunakan perubahan tekanan sensor <i>piezoelectric</i> dari pergerakan mengembang dan mengempisnya perut pada saat bernafas. Perubahan tekanan tersebut mengakibatkan perubahan nilai tegangan yang dihasilkan oleh sensor <i>piezoelectric</i>. Hasil pembacaan nilai tegangan tersebut akan di olah pada arduino untuk dihitung nilai laju pernapasan dan akan dikirimkan secara <i>wireless</i> dengan Bluetooth HC-05 pada PC. Pengiriman tersebut dilakukan setiap satu menit dan ditampilkan pada Excel. Tampilan pada PC berupa kolom nilai laju pernapasan dan kolom waktu serta plotting grafik nilai respirasi terhadap waktu secara otomatis. Berdasarkan hasil pengukuran dan pengujian modul dapat menampilkan nilai respirasi dan plotting grafik otomatis setiap satu menit pada PC melalui pengiriman Bluetooth tanpa adanya kehilangan data. Ketika pengukuran dilakukan dalam rangkaian Filter LPF frekuensi yang dihasilkan adalah frekuensi pernapasan yaitu 1Hz yang menunjukkan bahwa rangkaian filter telah berfungsi dengan baik. Pengukuran nilai respirasi dilakukan langsung pada tubuh manusia dan didapatkan hasil rata-rata nilai respirasi 14-17 kali permenit pada pembacaan modul alat dan respirasi normal manusia yaitu dari range 12-20 kali permenit. Pengujian dilakukan pada Bluetooth, Bluetooth dapat melakukan pengiriman pada jarak 1-5 meter tanpa adanya kehilangan data.</p>
<p>Kata kunci: Wireless Respiratory Monitoring, Sensor Piezoelectric, Arduino, Bluetooth HC-05, Excel, PC.</p>	<p>Breathing is the most important part of human life. Changes in oxygen values and the rate of breathing suddenly can have a negative impact and can be life-threatening. <i>Respiration Rate</i> <12 which leads to bradycardia while airway obstruction such as asthma, emphysema and COPD will increase the <i>Respiration Rate</i>, <i>Respiration Rate</i> > 30 causing tachypnea. Therefore, measurement of <i>Respiration Rate</i> is very important clinically. The purpose of this study was to create a <i>Wireless Respiratory Monitoring</i> tool to facilitate monitoring of human respiratory conditions. The research method uses changes in the piezoelectric sensor pressure of the expanding and deflating movements of the stomach during breathing. The change in pressure results in a change in the value of the voltage produced by the piezoelectric sensor. The results of reading the voltage value will be processed on Arduino to calculate the respiratory rate and will be sent wirelessly with Bluetooth HC-05 on a PC. The sending is done every minute and displayed in Excel. The display on the PC is a column of respiratory rate and time column and plotting graph of respiration value with time automatically. Based on the measurement and testing results the module can display respiration values and automatic graph plotting every one minute on a PC via Bluetooth sending without any loss of data. When the measurements are made in the LPF Filter circuit the resulting frequency is a respiratory frequency of 1Hz which indicates that the filter circuit is functioning properly. Measurement of respiration value is carried out directly on the human body and the results obtained an average respiration value of 14-17 times per minute on the reading of the instrument module and normal human respiration that is from a range of 12-20 times per minute. Testing is done on Bluetooth, Bluetooth can send at a distance of 1-5 meters without data loss.</p>
<p>Penulis korespondensi: Priyambada C. Nugraha Departemen Electromedical Teknik Poltekkes Kemenkes, Surabaya Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia Email: pcn1967@poltekkesdepkes-sby.ac.id</p>	<p>This work is an open access article and licensed under a Creative Commons Attribution-ShareAlike 4.0 International License (CC BY-SA 4.0).</p>



I. PENDAHULUAN

Monitor pernapasan yang berupaya mengukur pernapasan pasien adalah salah satu kategori alat pemantau pasien[1].

Pemantauan tingkat pernapasan memainkan peran penting dalam pemantauan dan tindak lanjut dari penyakit yang sangat umum[2]. Pengukuran parameter fisik seperti denyut jantung dan laju respirasi sangat penting dalam bidang kedokteran[3].

Tingkat respirasi adalah parameter fisiologis penting yang membantu memberikan informasi yang signifikan tentang status kesehatan pasien, terutama yang dari sistem pernapasan manusia[4]. *British Medical Association*, 2005 menyatakan Pernapasan adalah proses yang menyebabkan oksigen masuk ke paru-paru dan mencapai sel-sel tubuh, serta proses (dalam arah sebaliknya) yang menyebabkan karbon dioksida keluar dari tubuh melalui hidung atau mulut[5]. Dalam satu siklus pernapasan terjadi satu kali menghirup udara (inspirasi) dan satu kali proses penghembusan (ekspirasi)[6]. *Respiration Rate* <12 yang mengarah ke *bradypnea* sementara obstruksi jalan nafas seperti asma, emfisema dan COPD akan meningkatkan *Respiration Rate*, respirasi *Respiration Rate* > 30 menyebabkan takipnea. Oleh karena itu, pengukuran RR menjadi sangat penting secara klinis[7]. Penelitian telah menunjukkan bahwa kelainan pada *Respiration Rate* memprediksi efek samping yang serius termasuk serangan jantung[8].

Menurut *Global Initiative For Chronic Obstructive Lung Disease* (GOLD), Penyakit Paru Obstruktif Kronik (PPOK) adalah penyakit kronik yang ditandai oleh hambatan aliran udara yang tidak sepenuhnya reversibel. Pada PPOK, Frekuensi Pernapasan atau *Respiratory Rate* (RR) meningkat sebagai upaya untuk mengkompensasi volume alveolar yang kecil. Sedangkan Penurunan *Pulsed Oksigen Saturation* (SpO₂) merupakan gejala hipoksemia dan hiperkapnia[9]. Orang yang mengalami penyakit PPOK akan terjadi gangguan pernapasan yang akan semakin sering dijumpai[10]. Penurunan saturasi oksigen akan berdampak pada penurunan oksigenasi jaringan, selain itu biasa terjadi gagal napas yang dapat membahayakan jiwa[11]. PPOK akan berdampak negatif pada kualitas hidup penderita. Comorbiditas PPOK akan menghasilkan penyakit kardiovaskuler, keberadaan asma dan lain sebagainya[12]. Maka dari itu diperlukannya pemantauan kardiorespirasi pada pasien PPOK untuk pencegahan dini terjadinya risiko penyakit kardiovaskuler. Pemantauan kardiorespirasi dilakukan dengan cara menilai *Respiration Rate* dan SPO₂. *Respiration Rate* diperoleh dengan menghitung jumlah siklus yang diselesaikan dalam satu menit[13].

Adapun alat untuk memonitoring laju pernapasan (*Respiration Rate*) yang sebelumnya pernah dibuat antara lain adalah *Continuous Respiratory Monitoring Device for Detection of Sleep Apnea Episodes*, pada tahun 2016, Rotariu dkk membuat alat ini. Alat ini digunakan untuk memantau kondisi pernapasan pada pasien dan mendeteksi apabila terjadi *sleep apnea*, alat ini menggunakan sabuk sensor *piezoelectric* untuk mendeteksi sinyal respirasi, menggunakan AT-mega32 sebagai *control* serta menggunakan tablet aplikasi untuk menampilkan frekuensi napas dan sebagai peringatan apabila terjadi *sleep apnea*. Kelemahan alat ini yaitu menggunakan *serial port* sehingga operator tidak dapat *memonitoring* dengan jarak jauh[14]. Pada tahun 2017 dibuat alat *A Safety Belt Integrated Sensor System for Heart Activity and Respiration* yang dibuat oleh Leicht dkk, alat ini dibuat untuk memantau kondisi pernapasan dan detak jantung saat mengemudi, alat ini menggunakan sensor *piezoelectric* untuk memantau respirasi dan sensor *optic* untuk memantau detak jantung, tetapi pada hasil pengukuran terdapat kerentanan Error yang disebabkan

dari pergerakan saat mengemudi[15]. Kemudian, Rancang bangun alat ukur laju pernapasan manusia berbasis mikrokontroler ATmega8535, oleh Wendi Era Sonata dkk pada tahun 2015. Penelitian ini dirancang untuk alat ukur laju pernapasan manusia berbasis mikrokontroler ATmega8535 dan menggunakan sensor *temperature* LM35, dengan konsep dasar sistem ini adalah mencacah jumlah napas permenit berdasarkan *temperature* udara yang keluar melalui lubang hidung. Kelemahan pada penelitian ini yaitu belum dilengkapi dengan penyimpanan data *monitoring* laju pernapasan pada pasien[5]. Selanjutnya, Sabuk *Respiration Rate* dengan Sensor *Piezoelectric*, oleh Affan Ardiyanto (2018). Penelitian ini digunakan untuk alat ukur laju pernapasan. Pada penelitian ini pengukuran laju pernapasan dilakukan dengan cara pasien meletakkan sensor *piezoelectric* pada dada dengan bantuan sabuk yang kemudian sensor akan mengubah tekanan rongga dada menjadi tegangan dan selanjutnya diolah di arduino serta di tampilkan pada PC menggunakan aplikasi Delphi. Berdasarkan penelitian diatas dapat disimpulkan bahwa penggunaan sensor *piezoelectric* dapat digunakan untuk mengukur laju pernapasan permenit. Kelemahan alat ini yaitu belum adanya penyimpanan data *monitoring* pernapasan pasien[16]. Pada tahun 2018 dibuat alat *Measurement of Respiratory Rate Using Piezoelectric Sensor*, oleh Shankar N dkk. Penelitian ini digunakan untuk pengukuran laju pernapasan permenit menggunakan sensor *piezoelectric* yang mana pengaplikasian tampilannya menggunakan PC dengan USB *Controller* dan display pada alat. Alat ini menunjukkan bahwa penggunaan sensor *piezoelectric* dapat digunakan untuk melakukan pengukuran laju pernapasan. Kelemahan pada alat ini yaitu dengan menggunakan USB *controller* sehingga masih terdapat kabel antara alat dan PC[17].

Berdasarkan hasil identifikasi masalah di atas terkait dengan *monitoring* laju pernapasan untuk mengetahui perubahan pernapasan pasien setiap menit sehingga dapat mencegah resiko terjadinya penyakit pernapasan dan komplikasi penyakit vital pasien bahkan kematian (*death*). Gagal pernafasan dan jantung adalah kondisi yang dapat terjadi dan mungkin juga sulit diprediksi. Oleh karena itu pemantauan terus-menerus dari bio-sinyal ini bermanfaat untuk memastikan kesehatan manusia[18]. Dari beberapa alat ukur pernapasan diatas dapat disimpulkan bahwa penggunaan sensor *piezoelectric* dapat digunakan untuk mengukur respirasi. Gerakan dada dan dinding perut dapat diukur dengan baik pengukur metode impedansi. Teknik *non-invasif* dimana dua band mengukur laju respirasi, band dada yang ditempatkan di sekitar tulang rusuk dan band perut yang ditempatkan di atas perut pada tingkat umbilikus[19]. Sistem pemantauan respirasi, transduser *piezoelektrik* yang dapat mengkonversi energi stres menjadi energi listrik dapat memanfaatkan energi yang dibutuhkan untuk daya elektronik[20]. Keuntungan intrinsik dari sensor *piezoelektrik* seperti frekuensi alami sangat tinggi dan linearitas pada rentang amplitudo lebar, stabilitas, ketahanan suhu dan defleksi hampir diabaikan pada kompresi, cocok untuk akuisisi sinyal *bio.potential of piezo*. Sensor *piezoelectric* menunjukkan metodologi desain untuk sensor pemantauan respirasi yang secara efektif dapat mendeteksi informasi

pernapasan tanpa ketidaknyamanan kepada pasien[21]. Oleh karena itu penulis ingin membuat alat “WIRELESS RESPIRATORY MONITORING (TAMPIL GRAFIK RESPIRATION RATE PADA PC)” menggunakan sensor *piezoelectric*, dengan pengiriman data secara *wireless* pada PC yang ditampilkan pada excel dengan desain data respirasi dan plotting grafik kestabilan pernapasan secara otomatis, sehingga memudahkan perawat ataupun dokter memantau kondisi pasien.

II. BAHAN DAN METODE

A. Rancangan Penelitian

Penelitian ini menggunakan subjek dewasa dengan kriteri dewasa sebagai responden dengan posisi berbaring, rileks, dan tenang. Pengambilan data dilakukan secara acak pada 4 responden serta dilakukan 5 kali pengambilan data setiap responden.

1) Alat dan Bahan

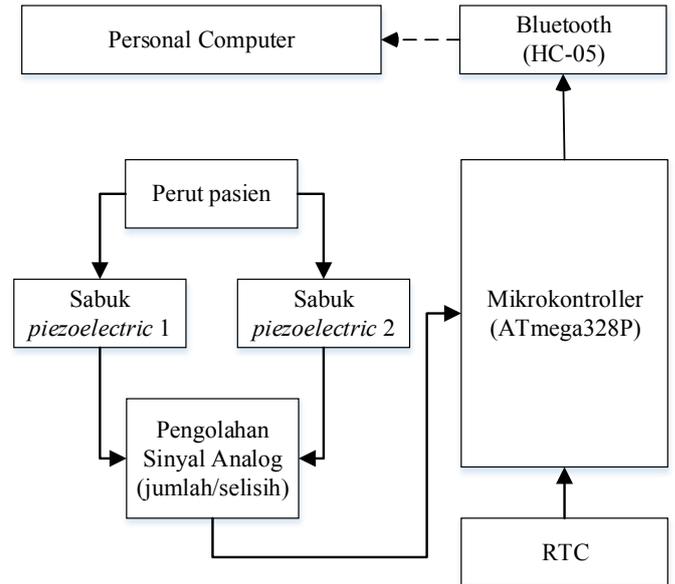
Penelitian ini menggunakan 2 sensor *piezoelectric* yang akan diletakkan pada bagian perut pasien untuk mendeteksi pernapasan menggunakan Arduino sebagai mikrokontroler, RTC untuk setting waktu dan *Bluetooth* untuk mengirim data ke PC pada Excel.

2) Eksperimen

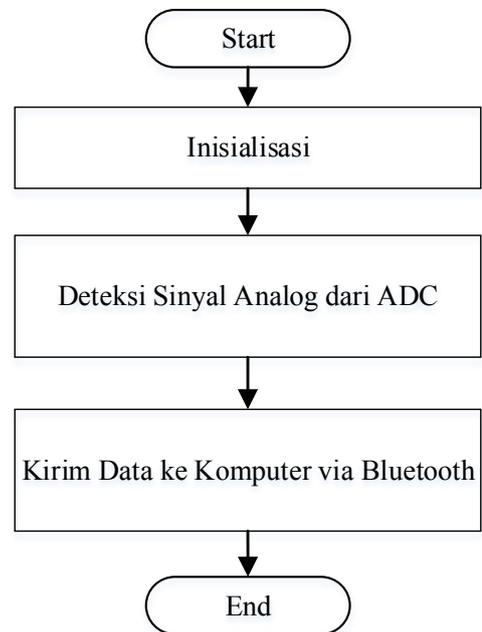
Dalam penelitian ini, peneliti mengukur respirasi subjek yang dipilih secara acak dan membandingkan hasil respirasi dengan standar.

B. Blok Diagram Sistem

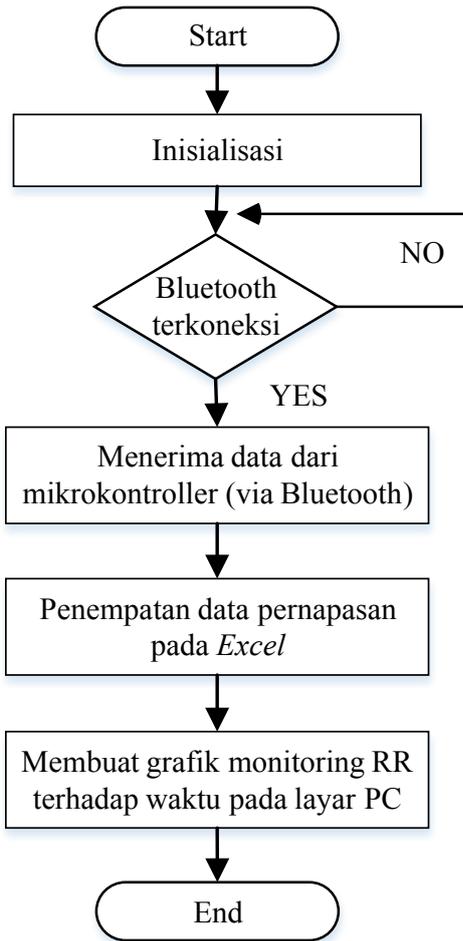
Sensor *piezoelectric* berfungsi mendeteksi perubahan yang terjadi pada bagian perut ketika proses pernapasan terjadi. Perubahan yang terjadi ini akan menyebabkan perubahan tekanan pada kedua sensor *piezoelectric* sehingga tegangan pada kedua sensor *piezoelectric* akan berubah, perubahan tegangan ini akan masuk dan diproses di rangkaian PSA, output dari rangkaian PSA ini akan masuk dan diproses oleh mikrokontroler. Mikrokontroler ini merupakan proses terjadi pengolahan data yang masuk dari output rangkaian PSA, seperti *real time clock*. Mikrokontroler juga akan mengirim data yang telah diolah via *Buetooth HC-05* ke PC. PC akan menampilkan data nilai respirasi permenit beserta waktu pengiriman pada excel sehingga data pada excel dapat di plotting grafik nilai respirasi terhadap waktu untuk memudahkan user *memonitoring* nilai kestabilan respirasi pasien.



Gambar. 1. Blok Diagram Sistem



Gambar. 2. Diagram Alir Program Arduino



Gambar. 3. Diagram Alir Program PC

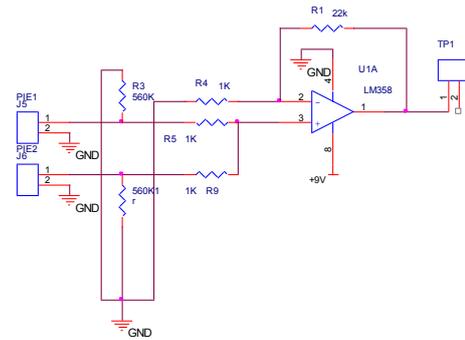
C. Flowchart

Program Arduino berdasarkan pada gambar 2. Setelah menginisialisasi mikrokontroller akan mendeteksi perubahan tegangan input yang dihasilkan oleh sensor *piezoelectric* kemudian tegangan tersebut akan diproses pada rangkaian PSA. Selanjutnya, data ini akan dikirim melalui *Bluetooth* ke PC. Diagram alir program PC dapat dilihat pada gambar 3, dimana setelah inisialisasi, user harus menghubungkan PC ke *Bluetooth*. Ketika pernapasan terjadi, nilai respirasi pasien akan muncul setiap satu menit beserta plotting grafik secara otomatis pada tampilan Excel.

D. Rangkaian Analog

Bagian terpenting desain adalah rangkaian pengondisian sinyal analog, seperti pada gambar 4 yang merupakan rangkaian summing amplifier dan filter pada gambar 5. Sirkuit ini berfungsi untuk memproses sinyal analog sehingga output siap untuk diproses oleh mikrokontroller.

1) Summing Amplifier

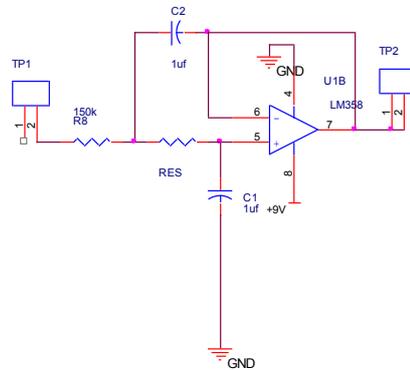


Gambar. 4. Summing Amplifier

Rangkaian penguat ditunjukkan pada gambar 4 menggunakan LM 358 sebagai OP-Amp, yang berfungsi untuk menjumlahkan 2 output tegangan sensor *piezoelectric* dan untuk memperkuat output dari hasil penjumlahan kedua sensor *piezoelectric*, sehingga perbedaan tegangan saat pasien bernapas dapat terlihat lebih jelas. Rangkaian ini memiliki penguatan sbanyak 23 kali. Untuk penguatan dapat dihitung dengan rumus :

$$Acl = 1 + \frac{Rf}{Rin} = 1 + \frac{R1}{R4} \quad (1)$$

2) Low Pass Filter

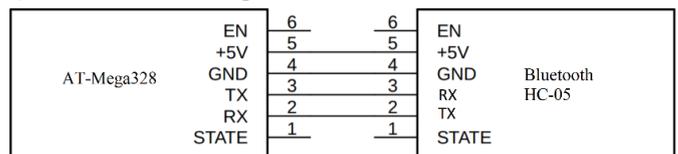


Gambar. 5. Low Pass Filter

Berdasarkan gambar 5, gambar tersebut merupakan rangkaian *Low Pass Filter* yang berfungsi untuk meredam noise yang disebabkan oleh interferensi sinyal lain yang bukan sinyal dari pernapasan. Frekuensi *cut-off* dari rangkaian ini sebesar 1 Hz dengan perhitungan rumus sebagai berikut.

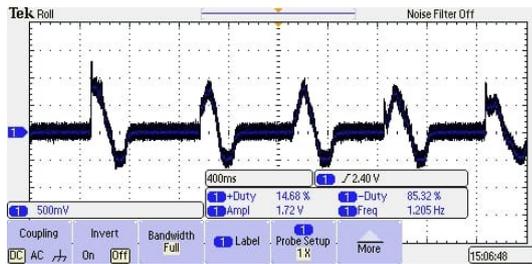
$$Fc = \frac{1}{2\pi\sqrt{R8.Res.C1.C2}} \quad (1)$$

3) Koneksi Bluetooth pada Arduino

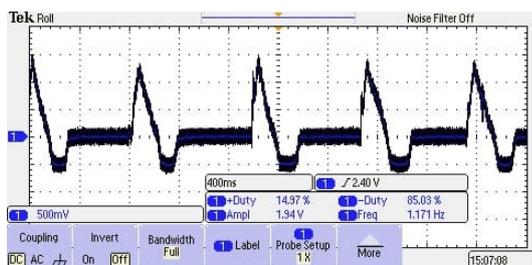


Gambar. 6. Koneksi Bluetooth

3) Pengukuran Output pada Sensor Piezoelectric



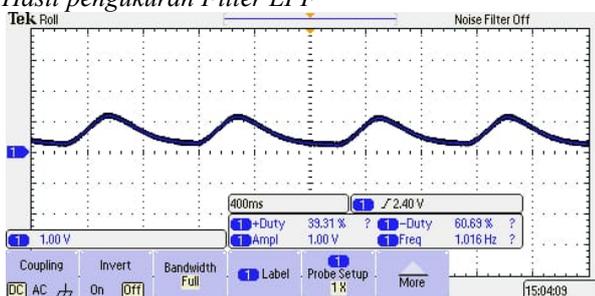
Gambar. 9. Output Sensor Piezoelectric 1



Gambar. 10. Output Sensor Piezoelectric 2

Hasil gambar 9 merupakan hasil pengukuran output sensor piezoelectric 1. Output tersebut memiliki amplitudo sebesar 1,72V saat pasien bernapas. Output sinyal masih terdapat sinyal-sinyal noise sehingga mempengaruhi hasil sinyal respirasi. Hasil gambar 10 merupakan hasil pengukuran sensor piezoelectric 2. Output tersebut memiliki amplitudo sebesar 1,94V saat pasien bernapas. Output sinyal ini juga masih terdapat sinyal-sinyal noise. Perbedaan kedua amplitudo sensor *piezoelectric* tersebut disebabkan perbedaan peletakan posisi sensor *piezoelectric*.

4) Hasil pengukuran Filter LPF

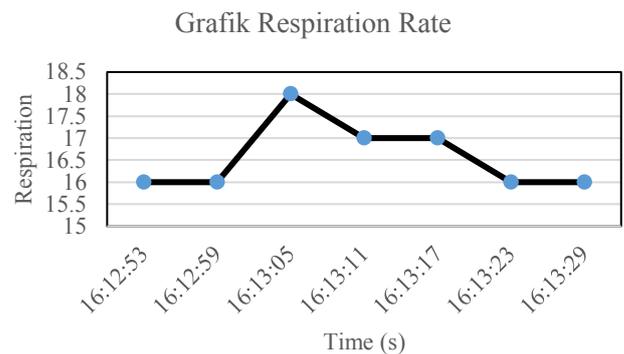


Gambar. 11. Output Filter LPF

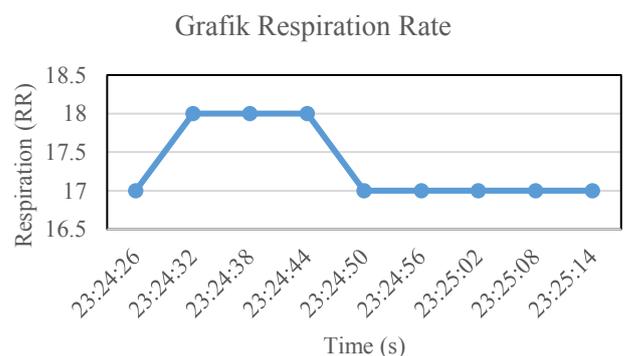
Hasil pengukuran diatas merupakan hasil output rangkaian filter dengan frekuensi cut off 1Hz. Pada output ini sinyal memiliki amplitudo sebesar 1V. pada output rangkaian ini menghasilkan sinyal respirasi yang sudah tidak bercampur dengan sinyal-sinyal noise.

5) Hasil Pengukuran Responden

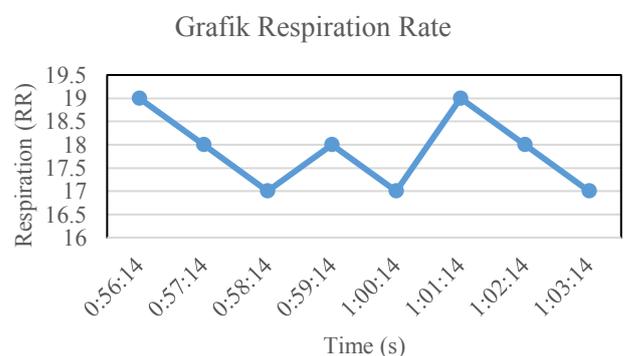
Hasil pengukuran pada responden menggunakan modul alat dapat dilihat pada gambar dibawah. Hasil pengukuran ini menunjukkan nilai respirasi normal yaitu 12-20 kali permenit.



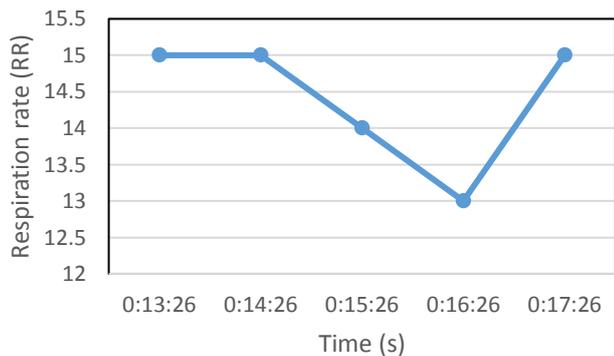
Gambar. 12. Hasil Pengukuran Responden 1



Gambar. 13. Hasil Pengukuran Responden 2



Gambar. 14. Hasil Pengukuran Responden 3



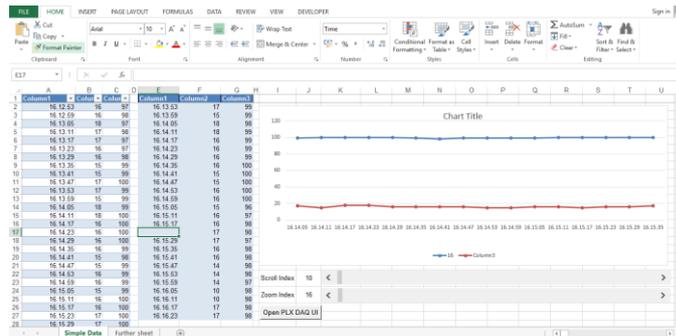
Gambar. 15. Hasil Pengukuran Responden 4

TABLE I. HASIL RATA-RATA PENGUKURAN RESPIRATION RATE

Responden	Pengukuran	Modul	Rata-rata
Responden 1	1	16	16,8
	2	16	
	3	18	
	4	17	
	5	17	
Responden2	1	17	17,6
	2	18	
	3	18	
	4	18	
	5	17	
Responden 3	1	19	17,8
	2	18	
	3	17	
	4	18	
	5	17	
Responden 4	1	15	14,4
	2	15	
	3	14	
	4	13	
	5	15	

Hasil pengukuran pada responden menggunakan modul alat menunjukkan nilai rata-rata respirasi normal manusia yaitu 12-20 kali permenit sesuai seperti yang ditunjukkan pada table diatas.

6) Hasil Tampilan pada PC saat Pengukuran



Gambar. 16. Hasil Pengukuran Responden pada Tampilan PC

Tampilan pada PC pada saat melakukan pengukuran terhadap pernapasan responden. Terdapat waktu, nilai RR dan nilai Spo2 yang berwarna biru merupakan plotting nilai Spo2 sedangkan yang berwarna merah merupakan plotting nilai RR. Data hasil pengukuran nilai RR dan Spo2 akan ditampilkan setiap 1 menit pada display PC beserta otomatis plotting pada PC. Garis Y pada grafik merupakan jumlah pernapasan dan pada garis X merupakan waktu.

7) Hasil Pengujian Jarak Pada Bluetooth

TABLE II. HASIL UJI JARAK BLUETOOTH

No	Jarak (meter)	Koneksi
1	1	OK (tidak ada kehilangan data)
2	2	OK (tidak ada kehilangan data)
3	3	OK (tidak ada kehilangan data)
4	4	OK (tidak ada kehilangan data)
5	5	OK (tidak ada kehilangan data)

Berdasarkan hasil pengujian Bluetooth HC-05, dapat diketahui bahwa Bluetooth dapat melakukan pengiriman dengan jarak 1-5 meter dalam ruangan tanpa kehilangan data.

IV. DISKUSI

Berdasarkan sinyal pengukuran filter LPF menunjukkan sinyal respirasi dengan frekuensi pernapasan yaitu 1Hz. Pengukuran nilai respirasi dilakukan langsung pada tubuh manusia dan didapatkan hasil rata-rata nilai respirasi 14-17 kali permenit pada pembacaan modul alat dan respirasi normal manusia yaitu dari range 12-20 kali permenit. Pengiriman Bluetooth dapat dilakukan pada jarak 1-5 meter tanpa adanya kehilangan data, sehingga memudahkan dokter ataupun perawat memantau kondisi pernapasan pasien dan dapat dipantau dengan jarak jauh

V. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil diskusi dan tujuan pembuatan modul dapat disimpulkan bahwa modul dapat menampilkan nilai respirasi dan plotting grafik otomatis setiap satu menit pada PC melalui pengiriman Bluetooth tanpa adanya kehilangan data. Ketika pengukuran dilakukan dalam rangkaian Filter LPF frekuensi yang dihasilkan adalah frekuensi pernapasan yaitu 1Hz yang menunjukkan bahwa rangkaian filter telah berfungsi dengan baik. Setelah pengujian, perlu dilakukan perbaikan dengan menggunakan sensor lain untuk mendeteksi pernapasan dan menggunakan modul selain Bluetooth.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] E. Slotty and N. Kini, "(12) United States Patent," vol. 2, no. 12, 2003.
- [2] J. A. Luis *et al.*, "Design and implementation of a smart sensor for respiratory rate monitoring," *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 2, pp. 3019–3032, 2014, doi: 10.3390/s140203019.
- [3] A. Anand, A. Raja K, G. K, J. K, and R. R, "Design of Digital Respiration Rate Meter," *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 118, no. 14, pp. 28–30, 2015, doi: 10.5120/20816-3205.
- [4] S. Das, "Development of A Respiration Rate Meter - A Low-Cost Design Approach," *Heal. Informatics - An Int. J.*, vol. 2, no. 2, pp. 9–16, 2013, doi: 10.5121/hij.2013.2202.
- [5] W. Wendi Era Sonata, "BERBASIS MIKROKONTROLER ATmega8535 Wendi Era Sonata , Wildian," *Fis. Unand*, vol. 4, no. 4, pp. 332–338, 2015.
- [6] Z. R. Mair and T. Supriadi, "Media Pembelajaran Sistem Pernapasan Pada Manusia Berbasis Multimedia," *J. Pendidik. Biol. Indones.*, vol. VI, no. 1, pp. 20–30, 2017.
- [7] R. G. Manjunatha, N. Ranjith, Y. V. Meghashree, K. Rajanna, and D. R. Mahapatra, "Identification of different respiratory rate by a piezo polymer based nasal sensor," *Proc. IEEE Sensors*, pp. 1–4, 2013, doi: 10.1109/ICSENS.2013.6688479.
- [8] A. Rasheed, E. Iranmanesh, W. Li, Y. Xu, Q. Zhou, and H. Ou, "An Active Self-Driven Piezoelectric Sensor Enabling Real-Time Respiration Monitoring," pp. 1–10, 2019.
- [9] Hafizh Muhammad Edwin, "Pengaruh pursed lips breathing terhadap penurunan Respiratory Rate(RR) dan Peningkatan Pulse Oxygen Saturaton (SpO2)," 2013.
- [10] A. H. Sinambela, A. P. Tarigan, P. Pandia, R. H. Adam, and M. Medan, "Pengaruh Latihan Fisik Terhadap Saturasi Oksigen pada Penderita Penyakit Paru Obstruktif Kronik Stabil," vol. 35, no. 3, 2015.
- [11] D. I. Rs, P. Ario, W. Salatiga, and K. Kunci, "PERUBAHAN SATURASI OKSIGEN PADA PASIEN PPOK," pp. 1–11.
- [12] R. Oemiati, "KAJIAN EPIDEMIOLOGIS PENYAKIT PARU," vol. 23, no. 2, pp. 82–88, 2013.
- [13] L. Carlos, M. Vanderlei, D. Ramos, U. E. De Londrina, and M. Velloso, "Influence of pursed-lip breathing on heart rate variability and cardiorespiratory parameters in subjects with chronic obstructive pulmonary disease (COPD) Influência da respiração freno-labial sobre a variabilidade da frequência cardíaca e parâmetros," no. July 2009, 2014, doi: 10.1590/S1413-35552009005000035.
- [14] C. Rotariu, C. Cristea, D. Arotaritei, R. G. Bozomitu, and A. Pasarica, "Continuous respiratory monitoring device for detection of sleep apnea episodes," *2016 IEEE 22nd Int. Symp. Des. Technol. Electron. Packag. SIITME 2016*, pp. 106–109, 2016, doi: 10.1109/SIITME.2016.7777255.
- [15] L. Leicht, P. Vetter, S. Leonhardt, and D. Teichmann, "The PhysioBelt: A safety belt integrated sensor system for heart activity and respiration," *2017 IEEE Int. Conf. Veh. Electron. Safety, ICVES 2017*, pp. 191–195, 2017, doi: 10.1109/ICVES.2017.7991924.
- [16] A. Ardiyanto, E. Yulianto, and D. Titisari, "Sabuk Respiration Rate Dengan Sensor Piezoelektrik," 2018.
- [17] N. Shankar and K. Sankar, "Measurement of Respiratory Rate Using Peizoelectric sensor," vol. 7, no. 1, pp. 184–188, 2018.
- [18] S. T. A. Hamdani and A. Fernando, "The application of a piezo-resistive cardiorespiratory sensor system in an automobile safety belt," *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 4, pp. 7742–7753, 2015, doi: 10.3390/s150407742.
- [19] R. Saatchi, D. Burke, H. Elphick, and S. Tan, "State of the Art Respiration Rate Monitoring Methods: A Review," vol. 529, no. November 2010, pp. 523–529, 2011, doi: 10.1002/ppul.21416.
- [20] I. Mahbub, T. Oh, S. Shamsir, S. K. Islam, S. A. Pullano, and A. S. Fiorillo, "Design of a pyroelectric charge amplifier and a piezoelectric energy harvester for a novel non-invasive wearable and self-powered respiratory monitoring system," *5th IEEE Reg. 10 Humanit. Technol. Conf. 2017, R10-HTC 2017*, vol. 2018-Janua, no. December, pp. 105–108, 2018, doi: 10.1109/R10-HTC.2017.8288917.
- [21] I. Mahbub, S. Anggota, S. A. Pullano, H. Wang, and S. K. Islam, "Sistem Pemantauan Respirasi Berdasarkan Low-Power Wireless piezoelectric Sensor Realisasi dalam Proses CMOS," no. c, pp. 1–7, 2017.

