

Monitoring SpO₂ Secara Wireless Berbasis Computer

Firda Ryan Nur Fadhilah #, I Dewa Gede Hari Wisana, Priyambada C. Nugraha
Departemen Electromedical Teknik Poltekkes Kemenkes, Surabaya
Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia
#fi.ryan.dhila@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> <hr/> <p>Kata kunci: <i>Respiratory Monitoring</i> PPOK Saturasi Oksigen <i>Wireless</i> <i>Real Time</i></p>	<p>Penyakit Paru Obstruktif Kronis (PPOK) sangat kurang dikenal di masyarakat, WHO menyebutkan PPOK merupakan penyebab kematian ke-4 di dunia. Penyakit ini dapat menyebabkan kesakitan kronik dan kematian individu di seluruh dunia setiap 10 detik. Gejala PPOK yaitu meningkatnya frekuensi pernapasan (RR) dan penurunan kadar saturasi oksigen (SpO₂) dalam darah. Tujuan dari penelitian ini adalah mendisain sebuah alat yang dapat memantau kondisi saturasi oksigen dalam darah manusia secara real time. Kontribusi dalam penelitian ini adalah sistem yang menunjukkan data hasil pengukuran yang terus <i>ter-update</i> dalam bentuk nilai dan grafik SpO₂ yang menunjukkan kestabilan nilai SpO₂ terhadap waktu. Agar alat monitoring ini lebih mudah digunakan maka dibuatlah alat dengan pemantauan secara <i>real time</i> dengan dilengkapi penyimpanan data selama proses pemantauan saturasi oksigen pada pasien. Perancangan alat ini menggunakan <i>finger</i> sensor untuk mendeteksi kadar saturasi oksigen dalam darah yang memiliki keluaran berupa analog kemudian dikondisikan di rangkaian PSA (Pengkondisian Sinyal Analog). <i>Output</i> PSA kemudian diolah di ATmega328P dan dikirimkan via Bluetooth HC-05 ke PC (tampilan Excel). Hasil pengukuran yang diperoleh adalah persentase SpO₂ normal pada setiap responden dengan dilakukan masing-masing 5 kali pengukuran secara <i>wireless</i>. Penelitian ini dapat diimplementasikan pada pasien dengan PPOK sehingga kondisi pasien dapat terus terpantau melalui nilai dan grafik yang disimpan dan ditampilkan pada PC.</p> <p>Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) is very little known in the community, WHO says COPD is the 4th leading cause of death in the world. This disease can cause chronic pain and death of individuals around the world every 10 seconds. Symptoms of COPD include increased respiratory frequency (RR) and decreased oxygen saturation (SpO₂) levels in the blood. The purpose of this study is to design a device that can monitor oxygen saturation conditions in human blood in real time. The contribution in this study is a system that shows measurement data that is constantly updated in the form of SpO₂ values and graphs showing the stability of the SpO₂ values over time. In order to make this monitoring tool easier to use, a real-time monitoring tool has been made, equipped with data storage during the process of monitoring oxygen saturation in patients. The design of this tool uses a finger sensor to detect the level of oxygen saturation in the blood which has an analog output then is conditioned in the PSA (Analog Signal Conditioning) circuit. The PSA output is then processed in ATmega328P and sent via Bluetooth HC-05 to a PC (Excel display). The measurement results obtained are the percentage of normal SpO₂ on each respondent by each of the 5 measurements done wirelessly. This research can be implemented in patients with COPD so that the patient's condition can continue to be monitored through values and graphs that are stored and displayed on a PC.</p>

Penulis korespondensi:
Priyambada Cahya Nugraha
Departemen Electromedical Teknik
Poltekkes Kemenkes, Surabaya
Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia
Email: pcn1967@poltekkesdepkes-sby.ac.id

This work is an open access article and licensed under a Creative Commons Attribution-ShareAlike 4.0 International License ([CC BY-SA 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/)).



I. PENDAHULUAN

Masih sedikit yang belum mengetahui Penyakit Paru Obstruktif Kronis (PPOK) serta penyebabnya dalam masyarakat, masyarakat juga banyak yang belum mengetahui

kegiatan fisik apa saja yang bisa menjadi pemicu penyakit ini [1]. Penyakit ini sering tidak terdiagnosa dan tidak diobati, selain itu PPOK juga berkembang dengan sangat cepat [2]. Menurut *Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease* (GOLD) disebutkan bahwa PPOK merupakan penyakit kronik

yang ditandai oleh hambatan aliran udara yang tidak sepenuhnya reversibel [3]. Keterbatasan aliran udara ini berhubungan dengan respons inflamasi abnormal dan progresif terhadap gas atau partikel gas yang berbahaya [4]. PPOK menyebabkan kerusakan permanen pada fungsi paru, 80-90% kasus PPOK disebabkan oleh kegiatan merokok [5] dan persentase resiko genetik penyebab PPOK adalah 1-2% [6]. Faktor resiko PPOK yang lain adalah polusi udara, hiperaktivitas bronkus, dan riwayat infeksi saluran nafas. Pasien dengan PPOK sebagian besar tidak dapat dipulihkan, namun pencegahan dengan mengurangi kegiatan merokok tetap menjadi prioritas [7].

Pada PPOK, frekuensi pernapasan atau *Respiratory Rate* (RR) meningkat sebagai upaya untuk mengkompensasi volume napas yang kecil [8] sedangkan penurunan *pulse* oksigen saturasi (SpO_2) merupakan gejala hipoksemia dan hiperkapnia yang disebabkan oleh gangguan ventilasi dan perfusi ditambah hipoventilasi alveolar. Pada pasien PPOK akan terjadi gangguan pernapasan yang akan semakin sering dijumpai, saat fungsi paru memburuk dan penyakit berkembang maka risiko terjadinya hipoksia (kondisi kurangnya pasokan oksigen di sel dan jaringan tubuh untuk menjalankan fungsi normalnya) juga akan meningkat, gejala pada hipoksia salah satunya adalah napas pendek/cepat dan detak jantung cepat [9]. Hipoksemia terjadi karena adanya terbatas aliran udara oleh penyempitan jalan napas, akibatnya suplai oksigen yang masuk ke dalam jaringan terganggu dan darah dalam arteri kekurangan oksigen sehingga terjadinya penurunan saturasi oksigen. Oksigen sangat dibutuhkan untuk berfungsinya setiap sel dalam tubuh manusia. Tanpa oksigen dalam waktu yang lama, sel-sel akan mati. Dengan demikian, pengiriman oksigen ke sel merupakan indikator penting kesehatan pasien [10]. Penurunan saturasi oksigen akan berdampak pada penurunan oksigenasi jaringan dan produksi energi terhadap kemampuan aktivitas pasien sehari-hari, selain itu bisa terjadi gagal napas yang dapat membahayakan jiwa [4]. Sebagian besar pasien PPOK mengalami hipoksia dan hipoksemia (penurunan saturasi oksigen darah arteri) [9]. Seseorang dikatakan menderita hipoksemia apabila saturasi oksigen dalam darah kurang dari 90% ($SpO_2 < 90\%$) [11], sedangkan seseorang dikatakan memiliki SpO_2 normal apabila memiliki persentase SpO_2 95-100%. Nilai SpO_2 normal ini berlaku pada semua usia, dari bayi sampai usia lanjut [12]. Pada pasien PPOK dengan hipoksemia, dianjurkan untuk melakukan pemantauan saturasi oksigen secara berkelanjutan untuk memantau kondisi pasien agar saat terjadi desaturasi oksigen dapat diketahui [13] karena mengingat pentingnya pemantauan kadar saturasi oksigen dalam darah yang merupakan salah satu tanda vital bagi kesehatan [14]. Pemantauan saturasi oksigen dalam darah dapat dilakukan dengan menggunakan *pulse oxymetry* dengan teknik *non-invasive* [15], namun penggunaan *pulse oxymetry* hanya dapat mendeteksi nilai SpO_2 ketika di bawah 100% dan tidak dapat digunakan untuk mendeteksi hiperoksia (kondisi di mana SpO_2 lebih dari 100%) [16]. PPOK akan berdampak negatif pada kualitas hidup penderita, termasuk pasien yang berumur

>40 tahun. Comorbiditas PPOK akan menghasilkan penyakit kardiovaskuler, keberadaan asma dan lain sebagainya [3], maka dari itu diperlukannya pemantauan kardiorespirasi pada pasien PPOK untuk pencegahan dini terjadinya resiko penyakit kardiovaskuler. Pemantauan kardiorespirasi dilakukan dengan cara menilai RR (*respiration rate*) dan SpO_2 . RR (*respiration rate*) diperoleh dengan menghitung jumlah siklus yang diselesaikan dalam satu menit [17].

Pada tahun 2016 Umi Salamah melakukan penelitian tentang, "Rancang Bangun *Pulse Oximetry* Menggunakan Arduino sebagai Deteksi Kejenuhan Oksigen dalam Darah" [18]. Penelitian tersebut merupakan rancang bangun dengan menggunakan LED merah dan inframerah sebagai sumber cahaya serta memanfaatkan *photodiode* sebagai sensor cahaya. Dalam penelitian tersebut, pengolahan datanya menggunakan arduino dan tampil pada PC (*Personal Computer*). Penelitian tersebut masih memiliki kekurangan yaitu dalam menampilkan data langkahnya kurang efektif. Kemudian pada tahun selanjutnya, Mohammad Ikhsan Dwiyono melakukan penelitian dengan judul, "Rancang Bangun SpO_2 Non Invasive Dilengkapi Alarm untuk Diagnosa Abnormal Berbasis Arduino Atmega 328" [19]. Penelitian tersebut dirancang untuk alat ukur kadar oksigen dalam darah pasien dengan parameter SpO_2 menggunakan *finger sensor* yang disertai alarm untuk diagnosa abnormal tampil LCD. Kelemahan dalam penelitian tersebut yaitu hanya bisa menampilkan nilai SpO_2 dalam LCD. Shendage Sneha dkk melakukan penelitian pada tahun berikutnya mengenai, "Review Jurnal Smart Sistem Pemantauan Kesehatan", penelitian tersebut dibuat untuk mereview alat monitoring SpO_2 menggunakan MAX30100 melalui *bluetooth* tampil android [20]. Kelemahan dalam penelitian tersebut yaitu belum ada penyimpanan data. Selanjutnya pada tahun 2019 Veriko Yonanta melakukan penelitian tentang, "Monitoring Laju Pernapasan dan SpO_2 Via Android (Parameter SpO_2).". Penelitian tersebut dapat mengetahui nilai SpO_2 pada perokok aktif maupun pasif pada pasien rawat jalan. Penelitian ini juga masih terdapat kelemahan yaitu tidak adanya grafik yang ditampilkan sehingga dokter ataupun perawat tidak dapat melihat kestabilan persentase nilai SpO_2 yang diperoleh dari hasil pemeriksaan.

Berdasarkan identifikasi masalah di atas, peneliti bermaksud membuat "WIRELESS RESPIRATORY MONITORING (TAMPIL GRAFIK SpO_2 PADA PC)". Alat ini dapat mengetahui nilai SpO_2 pada pasien dewasa di ruang rawat inap dengan pencatatan excel. Alat ini memiliki kelebihan yaitu data dapat diperbarui setiap menit serta dapat memunculkan grafik untuk mengetahui tingkat kestabilan nilai SpO_2 sehingga data terus ter-*update* dan lebih komunikatif.

II. BAHAN DAN METODE

A. Rancangan Penelitian

Penelitian ini dilakukan menggunakan *finger sensor* yang terpasang pada jari telunjuk responden. Pengambilan data secara acak pada 4 responden dengan kategori usia dewasa dan setiap responden melakukan 5 kali pengukuran.

1) *Alat dan Bahan*

Penelitian ini menggunakan *finger* sensor untuk mendeteksi kadar saturasi oksigen dalam darah. Data hasil pengukuran ditampilkan dalam bentuk waktu pengiriman, nilai dan grafik pengukuran pada tampilan Excel.

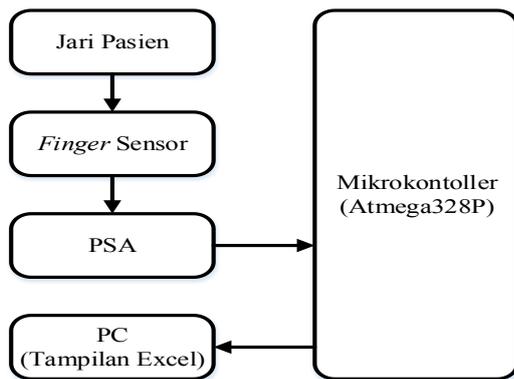
2) *Percobaan*

Dalam penelitian ini setelah modul jadi, dilakukan pengujian menggunakan *pulse oxymetry* untuk membandingkan nilai hasil pengukuran menggunakan modul dan nilai pengukuran menggunakan alat pembanding (*pulse oxymetry*).

B. *Diagram Blok Sistem*

Finger sensor yang telah terpasang pada jari telunjuk saat posisi tenang dan bergerak akan mendeteksi kadar oksigen dalam darah (SpO2) untuk mendapatkan nilai serta grafik kestabilan dari sadapan *finger sensor*, selanjutnya akan diolah di rangkaian photoplethismograf. *Output* dari rangkaian photoplethismograf akan masuk ke rangkaian PSA.

Output dari rangkaian PSA ini akan masuk dan diproses oleh mikrokontroler. Di mikrokontroler terjadi pengolahan data yang masuk dari *output* rangkaian PSA, seperti menentukan referensi secara otomatis ketika modul dihidupkan, dan juga *real time clock*. Mikrokontroler juga akan mengirim data yang telah diolah via Bluetooth HC-05 ke PC. Di PC akan menampilkan data nilai presentasi SpO2 permenit beserta waktu pengiriman pada excel sehingga data pada excel dapat di plotting grafik nilai presentasi SpO2 terhadap waktu untuk memudahkan user memonitoring nilai kestabilan kadar SpO2 pasien seperti yang dijelaskan pada Gambar 1.

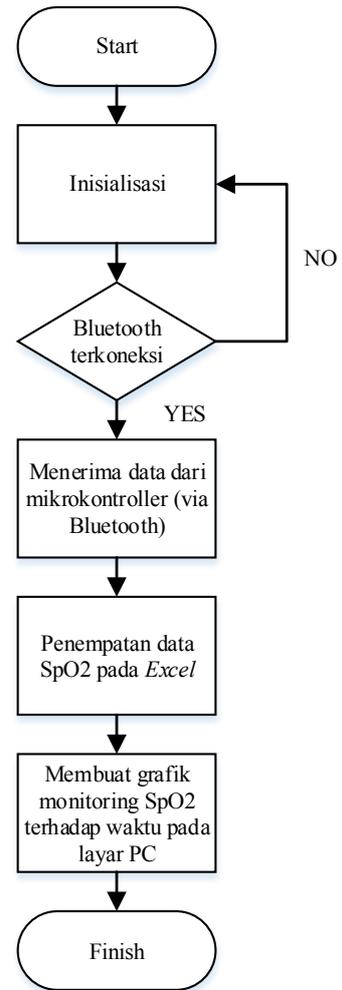


Gambar 1. Blok Diagram

C. *Diagram Alir*

Pada diagram alir yang dijelaskan pada Gambar 2 bahwa ketika alat dihidupkan *finger* sensor akan mendeteksi kadar saturasi oksigen dalam darah pada pasien dengan posisi jari tenang dan bergerak, kemudian sinyal yang telah terdeteksi akan diproses oleh ADC mikrokontroler setelah itu akan dikirim ke Port serial menggunakan Bluetooth.

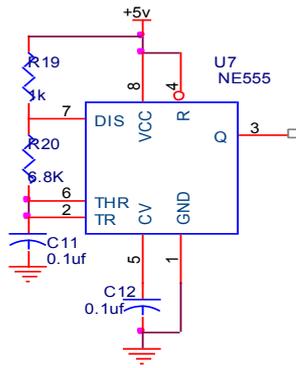
Kemudian dari Bluetooth data akan dikirim dan diolah di PC untuk menampilkan nilai data yang berupa presentasi kadar saturasi oksigen dalam darah dan grafik kestabilannya.



Gambar 2. Diagram Alir Program Arduino

D. *Rangkaian Analog*

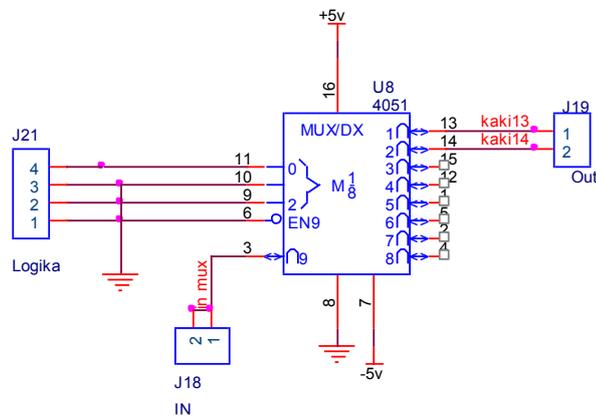
1) *Rangkaian Astable*



Gambar 3. Rangkaian *Astable*

Rangkaian *astable* yang ditunjukkan pada Gambar 3 akan bekerja sesuai dengan fungsinya yaitu mengatur LED merah dan inframerah untuk menyala secara bergantian dengan frekuensi sebesar 1011 Hz.

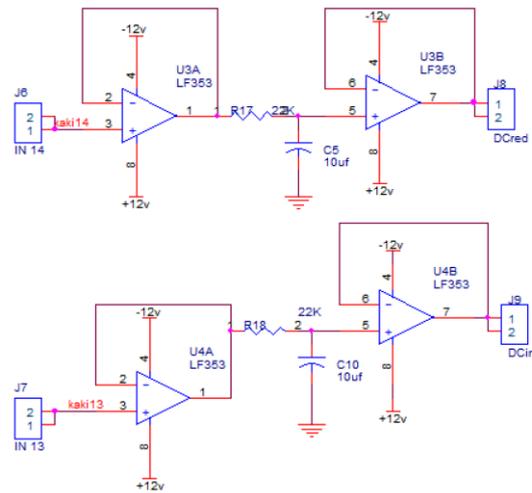
2) Rangkaian *Demultiplexer*



Gambar 4. Rangkaian *Demultiplexer*

Rangkaian *demultiplexer* yang ditunjukkan pada Gambar 4 memberikan logika tertentu sesuai dengan spesifikasi IC tersebut ke inputnya, sehingga rangkaian ini dapat bekerja sesuai fungsinya yaitu memisahkan *output* dari finger sensor menjadi sinyal *infrared* dan *red lamp*.

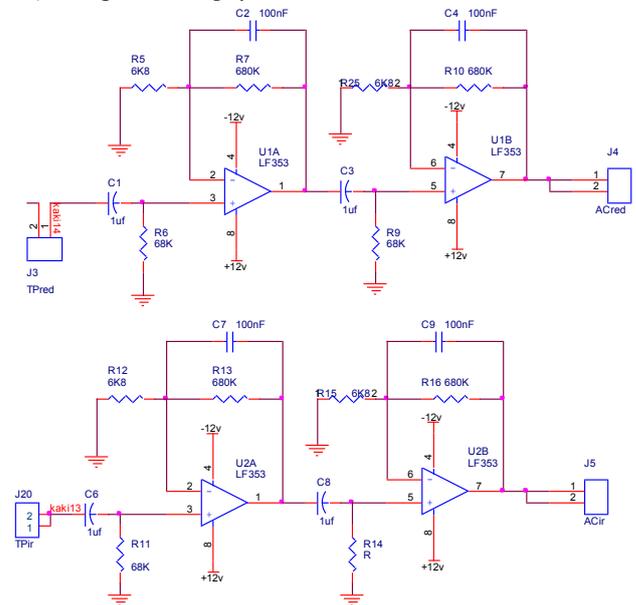
3) Rangkaian *LPF 0,8 Hz*



Gambar 5. Rangkaian *LPF 0,8 Hz*

Pada Gambar 5 dijelaskan rangkaian yang berfungsi untuk mengkondisikan *output demultiplexer* agar menghasilkan sinyal DC dari *infrared* dan *red lamp*.

4) Rangkaian *Amplifier dan Filter*



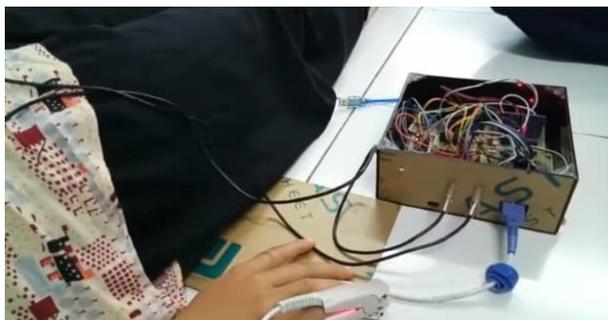
Gambar 6. Rangkaian *Amplifier dan Filter*

Pada Gambar 6 dijelaskan rangkaian yang berfungsi untuk mengkondisikan *output demultiplexer* yang masuk ke rangkaian filter BPF untuk menghasilkan sinyal AC *infrared* dan *red lamp*. Filter BPF ini terdiri dengan filter HPF pasif 2,34 Hz dan LPF aktif 2,34 Hz. Filter HPF memiliki fungsi untuk

meloloskan frekuensi di atas frekuensi *cut-off* dan filter LPF berfungsi untuk meloloskan frekuensi di bawah frekuensi *cut-off* serta menguatkan *output*.

III. HASIL

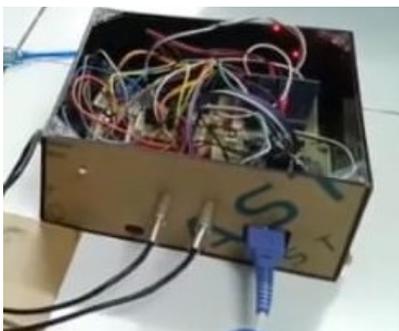
Dalam penelitian ini, telah dilakukan pengukuran pada 4 responden secara acak dan setiap responden melakukan 5 kali pengukuran. Dalam pengukuran ini didapat hasil presentase SpO2 normal pada tiap responden yaitu 97%-100%. Proses pengukuran dijelaskan pada Gambar 7.



Gambar 7. Proses Pengukuran SpO2 pada Responden

1) *Desain Modul Wireless Respiratory Monitoring*

Desain modul *Wireless Respiratory Monitoring* ditunjukkan pada Gambar 8. Bagian analog terdiri dari sensor *piezo* elektrik untuk mendeteksi nafas tiap menit dan *finger* sensor untuk mendeteksi kadar saturasi oksigen dalam darah serta rangkaian-rangkaian PSA untuk mengkondisikan *output* dari sensor-sensor. Bagian digital terdiri dari mikrokontroler ATmega328P yang merupakan pengontrol dan pengatur jalannya sistem. Terdapat modul Bluetooth HC-05 untuk mengirimkan data dari modul ke PC. Terdapat modul RTC untuk mengatur waktu pengiriman pada tampilan Excel pada PC serta terdapat tampilan Excel pada PC untuk menampilkan nilai dan grafik dari RR dan SpO2.



Gambar 8. Desain Modul *Wireless Respiratory Monitoring*

2) *Listing Program Arduino untuk SpO2*

Dalam penelitian ini terdapat *listing* program Arduino untuk mengkondisikan data analog menjadi data digital yang kemudian dimasukkan ke rumus perhitungan nilai SpO2 sehingga didapat presentase nilai SpO2.

```
#include <Wire.h>
#include <SoftwareSerial.h>
const long interval = 5000;
unsigned long previousMillis = 0;
unsigned char tampilkan = 0;
unsigned char spo2 = 0;
unsigned int maksimumACredlamp = 0,
maksimumACinfrared = 0;;
unsigned char counteran = 0;
int logika, holdACinfrared;
float ratio = 0;
float bagi1, bagi2;
int nodetak = 0;
unsigned char cekdetak = 0;
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("mulai");
  Serial.println("CLEARDATA");
  Serial.println("LABEL,Waktu,Refresh,Data");
  Serial.println("RESETTIMER");
}
void loop()
{
  //SPO2
  if (millis() - tsLastReport > waktuSPO)
  {
    float ACredlamp = analogRead(A1);
    float ACredlamp1 = (ACredlamp / 1023) * 5 ;
    float ACinfrared = analogRead(A2);
    float ACinfrared1 = (ACinfrared / 1023) * 5 ;
    float DCredlamp = analogRead(A3);
    float DCredlamp1 = (DCredlamp / 1023) * 5 ;
    float DCinfrared = analogRead(A5);
    float DCinfrared1 = (DCinfrared / 1023) * 5 ;
    //====olah SPO2====//
    if (maksimumACredlamp < ACredlamp)
    {
      maksimumACredlamp = ACredlamp;
    }
    if (maksimumACinfrared < ACinfrared)
    {
      maksimumACinfrared = ACinfrared;
    }
    else
    {
      maksimumACinfrared = maksimumACinfrared;
      holdACinfrared = (maksimumACinfrared * 0.4);
    }
  }
}
```

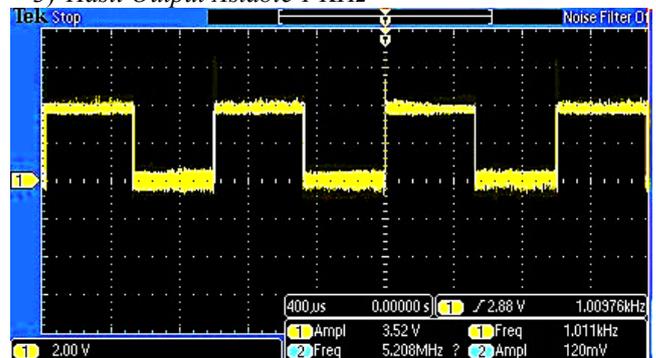
```

if (ACinfrared > holdACinfrared)
if (logika == 0)
{
    counteran++;
    nodetak = 0;
}
logika = 1;
}
else
{
    logika = 0;
}
if (counteran == 5)
{
    if (DCredlamp == 0)
    {
        bagi1 = 0;
    }
    else
    {
        bagi1 = (float) maksimumACredlamp /
        DCredlamp;
    }
    if (DCinfrared == 0)
    {
        bagi2 = 0
    }
    else
    {
        bagi2 = (float) maksimumACinfrared /
        DCinfrared;}
    if (bagi2 == 1) {
        spo2 = spo2;}
    else
    {
        ratio = (float) bagi1 / bagi2;
        spo2 = 110 - (25 * ratio);
        counteran = 0;
        maksimumACredlamp = 0;
        maksimumACinfrared = 0;
    }
    tampilkan++;
    cekdetak++;
}
if (DCinfrared == 0)
{
    spo2 = 0;
}
Serial.print("DATA, TIME, TIMER,");
Serial.println(spo2);
Serial.println(" %");
}
    
```

Ketika alat dihidupkan, *finger* sensor akan mendeteksi kadar saturasi oksigen dalam darah pada pasien dengan posisi jari tenang dan bergerak, kemudian sinyal yang telah terdeteksi

akan diproses oleh ADC mikrokontroler untuk memperoleh data digital. Data digital yang telah diperoleh dimasukkan dan diproses menggunakan rumus presentasi SpO2 untuk mendapatkan nilai SpO2. Setelah itu nilai SpO2 akan dikirim ke PC (tampilan Excel) menggunakan Bluetooth HC-05 selain itu di mikrokontroler juga terjadi pengolahan data dari modul RTC untuk mengatur waktu pengiriman pada tampilan Excel. Kemudian pada tampilan Excel terdapat waktu pengiriman yang diatur oleh modul RTC, terdapat nilai presentasi SpO2 serta grafik nilai terhadap waktu dari parameter SpO2.

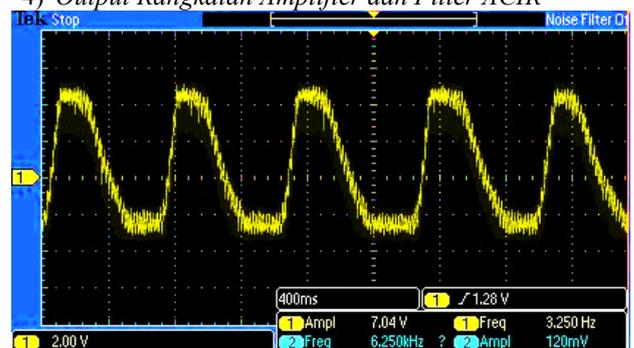
3) Hasil Output Astable 1 KHz



Gambar 9. Output Astable 1 KHz

Hasil yang ditunjukkan pada Gambar 9 adalah *output* rangkaian *astable* yang aktif secara bergantian dengan logika 1 (+5V) dan 0 (GND) dengan frekuensi 1011 Hz.

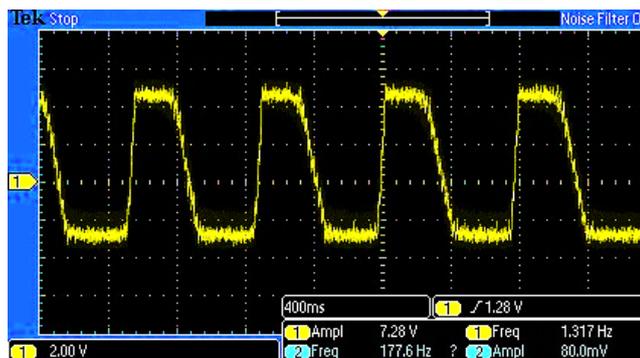
4) Output Rangkaian Amplifier dan Filter ACIR



Gambar 10. Output dari Rangkaian AC IR

Output rangkaian *amplifier* dan filter yang ditunjukkan pada Gambar 10 berfungsi untuk penguat amplitudo dan pada rangkaian ini digunakan filter yang sama. Sinyal noise terlihat lebih tipis karena digunakan filter dengan frekuensi *cut off* yang sama sehingga filter menekan dengan lebih baik.

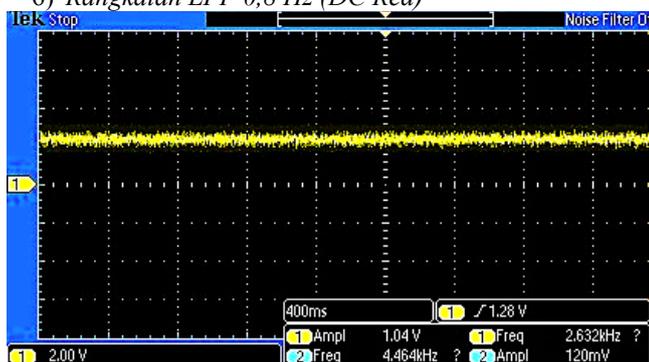
5) Output Rangkaian Amplifier dan Filter ACRed



Gambar 4.11 Output dari Rangkaian AC Red

Output rangkaian amplifier dan filter yang ditunjukkan pada Gambar 4.11 berfungsi untuk penguat amplitudo dan pada rangkaian ini digunakan filter yang sama. Sinyal noise terlihat lebih tipis karena digunakan filter dengan frekuensi cut off yang sama sehingga filter menekan dengan lebih baik.

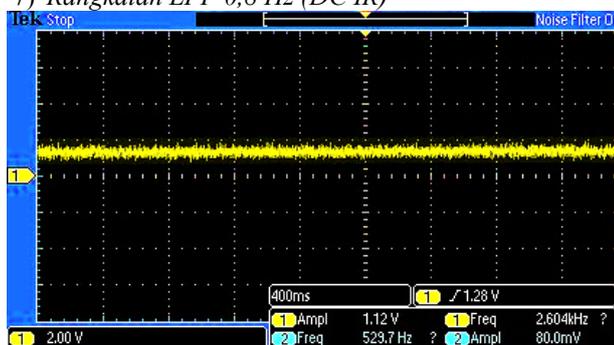
6) Rangkaian LPF 0,8 Hz (DC Red)



Gambar 4.12 Output Rangkaian LPF 0,8 Hz (DC Red)

Output rangkaian pada Gambar 4.12 berfungsi untuk mengkondisikan output demultiplexer agar menghasilkan sinyal DC Red.

7) Rangkaian LPF 0,8 Hz (DC IR)



Gambar 4.13 Output Rangkaian LPF 0,8 Hz (DC IR)

Output rangkaian pada Gambar 4.13 berfungsi untuk mengkondisikan output demultiplexer agar menghasilkan sinyal DC IR.

IV. DISKUSI

Rangkaian *astable* akan bekerja sesuai dengan fungsinya yaitu mengatur LED merah dan inframerah untuk menyala secara bergantian dengan frekuensi sebesar 1011 Hz.

Kemudian *finger* sensor bekerja sesuai dengan fungsinya, yaitu menangkap atau mendeteksi intensitas cahaya oleh *photodiode* setelah melalui aliran darah, *photodiode* akan segera memberikan output tegangan ke rangkaian demultiplexer.

Rangkaian demultiplexer memberikan logika tertentu sesuai dengan spesifikasi IC tersebut ke inputnya, sehingga rangkaian ini dapat bekerja sesuai fungsinya yaitu memisahkan output dari *finger* sensor menjadi sinyal *infrared* dan *red lamp*.

Kemudian output demultiplexer akan masuk ke filter LPF 0,8 Hz agar menghasilkan sinyal DC dari *infrared* dan *red lamp*.

Selain masuk ke filter LPF 0,8 Hz, output demultiplexer akan masuk ke rangkaian filter BPF untuk menghasilkan sinyal AC *infrared* dan *red lamp*. Filter BPF ini terdiri dengan filter HPF pasif 2,34 Hz dan LPF aktif 2,34 Hz. Filter HPF memiliki fungsi untuk meloloskan frekuensi di atas frekuensi *cut-off* dan filter LPF berfungsi untuk meloloskan frekuensi di bawah frekuensi *cut-off* serta menguatkan output.

Hasil dari pengukuran akan masuk ke ADC dari arduino dan dilakukan inisialisasi dimana A1 adalah ACred, A2 adalah ACir, A3 adalah DCred, dan A6 adalah DCir. Kemudian data akan dikirim oleh Bluetooth HC-05 ke PC.

Di PC data akan ditampilkan pada tampilan Excel dengan menunjukkan waktu yang telah diatur menggunakan modul RTC, nilai RR yang didapat dari perhitungan nafas tiap menit, nilai SpO2 yang didapat dari presentasi kadar saturasi oksigen dalam darah, grafik RR yang menunjukkan nilai RR terhadap waktu, dan juga grafik SpO2 yang juga menunjukkan presentasi SpO2 terhadap waktu.

V. KESIMPULAN

Penelitian ini telah menunjukkan bahwa dapat dibuatnya alat *Wireless Respiratory Monitoring* (Tampil Grafik SpO2 pada PC) untuk memantau kadar saturasi oksigen dalam darah yang ditampilkan dalam bentuk nilai dan grafik. Penelitian ini dibangun berdasarkan mikrokontroller ATmega328P, *finger* sensor, modul RTC, Bluetooth HC-05, dan tampilan Excel. Setelah melakukan pengukuran pada 4 responden dengan masing-masing responden melakukan 5 kali pengukuran dapat disimpulkan bahwa hasil pengukuran pada tiap responden adalah memiliki persentasi SpO2 normal yaitu 97-100% dengan tidak adanya kehilangan data saat melakukan pengiriman menggunakan Bluetooth HC-05 dari jarak 1-5 meter serta modul RTC berfungsi sesuai fungsinya yaitu mengatur waktu pengiriman pada tampilan Excel.

Selain itu alat ini dapat disimpulkan bahwa memiliki kelebihan dan kekurangan yaitu untuk kelebihannya data ditampilkan pada PC dalam bentuk nilai dan grafik, data terus

ter-update dan terakumulasi selama alat dihidupkan, serta data dapat disimpan secara langsung pada PC tanpa perlu menggunakan SD Card. Kemudian, untuk kekurangannya adalah jika pasien banyak bergerak akan memperbesar ketidakstabilan nilai SpO₂, perbedaan sensor *finger* berpengaruh terhadap hasil pembacaan serta memerlukan penyesuaian pada peletakan posisi jari pasien agar hasil yang didapat bisa stabil.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] B. Waschki *et al.*, “Physical activity monitoring in COPD: Compliance and associations with clinical characteristics in a multicenter study *,” *Respir. Med.*, vol. 106, no. 4, pp. 522–530, 2012.
- [2] R. A. Pauwels and K. F. Rabe, “Burden and clinical features of chronic obstructive pulmonary disease (COPD),” vol. 364, 2004.
- [3] R. Oemiaty, “KAJIAN EPIDEMIOLOGIS PENYAKIT PARU,” vol. 23, no. 2, pp. 82–88, 2013.
- [4] D. I. Rs, P. Ario, W. Salatiga, and K. Kunci, “PERUBAHAN SATURASI OKSIGEN PADA PASIEN PPOK,” pp. 1–11.
- [5] R. I. E. L. Mikkelsen, T. Middelboe, and C. Pisinger, “Anxiety and depression in patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD). A review,” no. 1, 2004.
- [6] S. G. Pillai *et al.*, “A Genome-Wide Association Study in Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD): Identification of Two Major Susceptibility Loci,” vol. 5, no. 3, pp. 1–8, 2020.
- [7] N. M. Siafakas *et al.*, “Optimal assessment and management of chronic obstructive pulmonary disease (COPD),” pp. 1398–1420, 1995.
- [8] “Monitoring Breathing Rate at Home Allows Early Identification of,” 2013.
- [9] A. H. Sinambela, A. P. Tarigan, and P. Pandia, “Pengaruh Latihan Fisik Terhadap Saturasi Oksigen pada Penderita Penyakit Paru Obstruktif Kronik Stabil,” vol. 35, no. 3, 2015.
- [10] V. Ochoa and R. Sandoval, “Design of Pulse Oximeter with WiFi connectivity and interoperability with standard HL7 and IEEE 11073-10404:2008,” *WMSCI 2014 - 18th World Multi-Conference Syst. Cybern. Informatics, Proc.*, vol. 2, no. 7, pp. 180–185, 2014.
- [11] D. P. Davis, J. Q. Hwang, and J. V. Dunford, “R ATE OF D ECLINE IN O XYGEN S ATURATION AT V ARIOUS P ULSE O XIMETRY,” pp. 46–51, 2007.
- [12] J. A. Dawson and C. J. Morley, “Seminars in Fetal & Neonatal Medicine Monitoring oxygen saturation and heart rate in the early neonatal period,” pp. 1–5, 2010.
- [13] C. Casanova *et al.*, “Twenty-Four-Hour Ambulatory Oximetry Monitoring in COPD Patients With Moderate Hypoxemia,” pp. 1416–1423, 2006.
- [14] H. S. Habib, K. A. S. Hospital, and S. Arabia, “Normal Values of Pulse Oximetry in Newborns at High Altitude,” no. April, 2005.
- [15] S. Bagha and L. Shaw, “A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO₂ and Pulse Rate,” vol. 36, no. 11, pp. 45–50, 2011.
- [16] E. M. J. Durlinger *et al.*, “Hyperoxia : At what level of SpO₂ is a patient safe? A study in mechanically ventilated ICU patients,” *J. Crit. Care*, vol. 39, no. January 2015, pp. 199–204, 2017.
- [17] 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. June, 2014.
- [18] U. Salamah and K. Oksigen, “RANCANG BANGUN PULSE OXIMETRY MENGGUNAKAN ARDUINO SEBAGAI I . PENDAHULUAN Salah satu organ terpenting dalam tubuh manusia adalah darah . Darah merupakan sistem transportasi tubuh yang membawa zat- zat yang dibutuhkan oleh tubuh dan mengedarkannya ke selur,” vol. 6, no. 2, 2016.
- [19] Mohamad Ikhsan Dwiyono, “RANCANG BANGUN SPO₂ NON INVASIVE DILENGKAPI ALARM UNTUK DIAGNOSA ABNORMAL BERBASIS ARDUINO ATMEGA 328,” 2017.
- [20] S. Sneha, T. Madhav, T. Nitin, and P. J. H. Shaikh, “A Review Paper on Smart Health Monitoring System,” vol. 6, no. 2, pp. 1113–1116, 2018.