

# Alat Deteksi Jumlah Frekuensi Pernafasan Dengan Sensor Piezoelektrik

Salsabilah

Teknik Elektro, Universitas Trunojoyo Madura  
salsabilah42189@gmail.com

**Abstract** - Breathing is a process starting from taking in oxygen, releasing carbohydrates to using energy in the body. Humans breathe in oxygen in free air and expel carbon dioxide to the environment. There are two ways of taking a breath, namely chest breathing and abdominal breathing. Respiration is an important physiological parameter that helps to provide information about the patient's health status. Respiratory rate measuring device is a tool used to calculate the respiratory rate by counting the number of breaths for 1 minute. This measurement is usually done to diagnose a disease. From the results of measurement of respiratory frequency there are 3 levels of grouping, for the number of normal breaths is called eupnea, while the number of breaths that exceeds the average is called tachypnea and lower than average is called bradypnea. In this study, the measurement of the respiratory rate was carried out by the patient placing the piezoelectric sensor on the chest with the help of a belt which then the sensor will convert the chest cavity pressure into voltage and then processed by Arduino and displayed on a PC using the Delphi application.

Based on the measurement results, the average amplitude for the left position is 1.68V, the middle position is 1.14V and the right position is 1.72V. The error value for each measurement is 4.9% left position, middle position 14.6% and right position 4.8%. It can be concluded that to obtain the best measurement results, the sensor is placed in the right or left chest cavity position. This tool is in a usable condition and still can be done further development and research.

**Keywords** — Breathing, piezoelectric sensor, respiration rate, frequency, number of breath

**Abstrak**— Pernapasan adalah suatu proses mulai dari pengambilan oksigen, pengeluaran karbohidrat hingga penggunaan energi di dalam tubuh. Manusia dalam bernapas menghirup oksigen dalam udara bebas dan membuang karbon dioksida ke lingkungan. Terdapat dua cara dalam pengambilan nafas, yaitu pernapasan dada dan pernafasan perut. Respirasi merupakan parameter fisiologis penting yang membantu untuk memberikan informasi tentang status kesehatan pasien. Alat ukur laju pernapasan adalah alat yang digunakan untuk menghitung laju pernapasan dengan cara menghitung jumlah napas selama 1 menit. Pengukuran ini biasa dilakukan untuk mendiagnosa suatu penyakit. Dari hasil pengukuran frekuensi pernapasan ada 3 tingkat pengelompokan, untuk jumlah pernapasan normal disebut eupnea, sedangkan jumlah pernapasan yang melebihi rata-rata disebut tachypnea dan lebih rendah dari rata-rata disebut bradypnea. 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 oleh Arduino serta di tampilkan pada PC menggunakan aplikasi Delphi.

Berdasarkan hasil pengukuran diperoleh amplitude rata-rata untuk posisi kiri 1,68V, posisi tengah 1,14V dan posisi kanan 1,72V. Nilai eror pada tiap-tiap pengukuran yaitu posisi kiri 4,9%, posisi tengah 14,6% dan posisi kanan 4,8%. Dapat disimpulkan bahwa untuk memperoleh hasil pengukuran terbaik, sensor ditempatkan pada posisi rongga dada kanan atau kiri. Alat ini dalam kondisi layak digunakan dan masih dapat dilakukan pengembangan dan penelitian lebih mendalam.

**Kata Kunci**— Pernafasan, frekuensi pernafasan, laju pernafasan, sensor piezoelektrik, jumlah pernafasan.

## I. PENDAHULUAN

Kesehatan merupakan aset penting bagi setiap orang. Orang yang sehat secara fisik (jasmani) dan mental (rohani) akan mampu melakukan pekerjaannya secara optimal. Ditinjau dari sudut pandang pemerintah, kesehatan merupakan salah satu faktor penentu kualitas sumber daya manusia. Oleh sebab itu, kesehatan individu dan masyarakat perlu selalu diperhatikan, dirawat, dan dijaga.

Pernapasan (*respiration*) 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 (British Medical Association, 2005). Oksigen diperlukan sebagai reaktan dalam pembentukan energi di dalam sel-sel tubuh, sedangkan karbon dioksida merupakan hasil sisa yang harus dibuang karena bersifat racun bagi tubuh.

Ketika mekanisme respirasi berlangsung, Otot antar tulang rusuk luar berkontraksi (mengerut), tulang rusuk terangkat ke atas dan rongga dada membesar yang mengakibatkan tekanan udara dalam dada kecil sehingga udara masuk ke dalam badan. Setiap manusia jumlah mekanisme respirasi yang berlangsung selama waktu tertentu (*respiration rate*) berbeda-beda.

Alat ukur Laju Pernapasan adalah alat yang digunakan untuk menghitung jumlah frekuensi pernafasan dalam kurun waktu 1 menit. Pengukuran ini biasa dilakukan untuk mendiagnosa suatu penyakit. Dari hasil pengukuran

frekuensi pernapasan terdapat 3 tingkat pengelompokkan, yaitu untuk frekuensi pernapasan normal disebut eupnea, sedangkan jumlah pernapasan yang melebihi rata-rata disebut tachypnea dan lebih rendah dari rata-rata jumlah pernapasan biasa disebut bradypnea.

Metode paling sederhana untuk menentukan laju pernapasan adalah dengan menghitung secara langsung (secara manual) melalui gerak naik-turun dinding rongga dada, atau dengan mendengar bunyi napas (breathing sounds) melalui stetoskop. Metode ini sangat bergantung pada konsentrasi pikiran dan kepekaan indera pelaku pengukuran/pengamatan. Oleh karena sifat manusia yang mudah lupa, lelah, dan bosan, hal ini tentunya akan berdampak pada keakuratan hasil dari pengukuran yang berdampak dalam mendiagnosa seorang pasien. Maka saat ini sudah banyak dikembangkan metode pengukuran ataupun pengamatan laju pernapasan secara elektronik (Era Sonata dan Wildian 2015).

Alat pengukur laju pernafasan juga telah di buat oleh (Era Sonata dan Wildian 2015) yang berjudul *Rancang Bangun Alat Ukur Laju Pernapasan Manusia Berbasis Mikrokontroler Atmega8535*, di Universitas Andalas Jurusan Fisika FMIPA dengan menggunakan sensor temperatur LM35, alat tersebut memiliki keakuratan sebesar 96,5% dalam untuk pengukuran terhadap pasien dengan keadaan yang beraktivitas ringan, sesuai yang dikutip dari jurnal sebagai berikut : *“Uji akhir memperlihatkan alat memiliki akurasi sebesar 96,5%.”*

Dari dasar ini penulis berpendapat bahwa gerakan mekanik pada pernafasan dada dapat dimanfaatkan sebagai inputan dari sensor piezoelectric yang selanjutnya diolah untuk melakukan frekuensi pernafasan. Sehingga penulis ingin mencoba membuat alat dengan judul *“Sabuk Respiration Rate dengan Sensor Piezoelectric”* monitoring PC melalui bluetooth.

## II. METODE PENELITIAN

### A. Metode

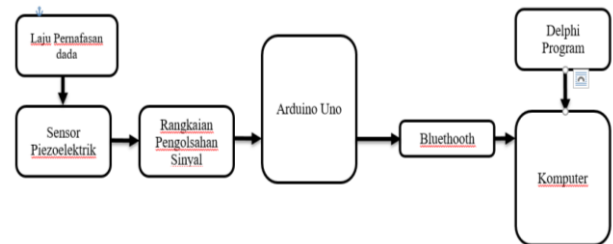
Agar pembahasan alat ini tidak terjadi pelebaran masalah dalam penyajiannya, maka berikut ini batasan-batasan masalah yang akan dibuat pada tugas akhir ini:

1. Menggunakan sensor Piezoelektrik.
2. Pengujian perubahan tekanan dada dengan cara meletakkan sensor pada dada bagian kanan, tengah dan kiri.
3. Pengukuran dilakukan untuk usia 17–25 tahun, 26-35 tahun dan 36-45 tahun. Masing-masing range sejumlah 10 orang.
4. Pengukuran dilakukan pada posisi pasien duduk
5. Komunikasi alat menggunakan bluetooth dengan jarak maksimal 5 meter.
6. Tampilan pada PC menggunakan aplikasi Delphi.
7. Tampilan hanya memberi informasi bentuk sinyal, jumlah frekuensi pernafasan permenit serta evaluasi pernafasan termasuk pernafasan normal (eupnea), diatas

rata-rata (tachypnea) atau di bawah rata-rata (bradypnea).

8. Untuk perbandingan akurasi akan dibandingkan dengan alat patient monitor.

### A. Gambar dan Tabel

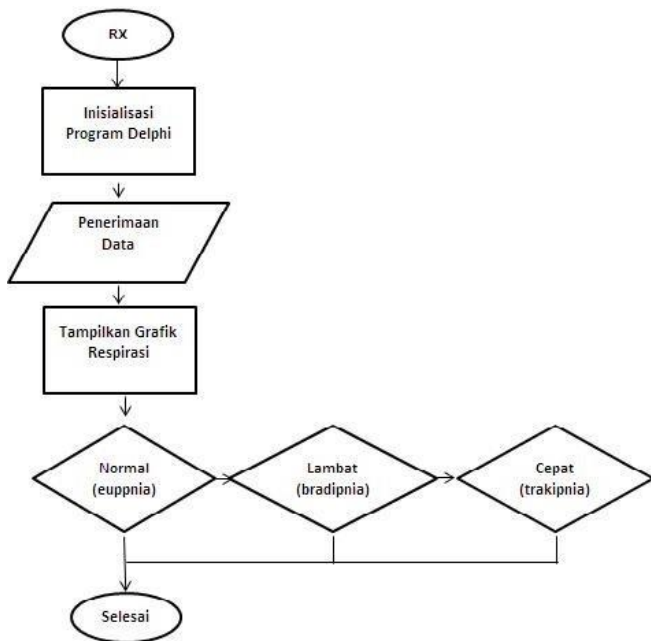


**Gambar 1** Diagram Blok

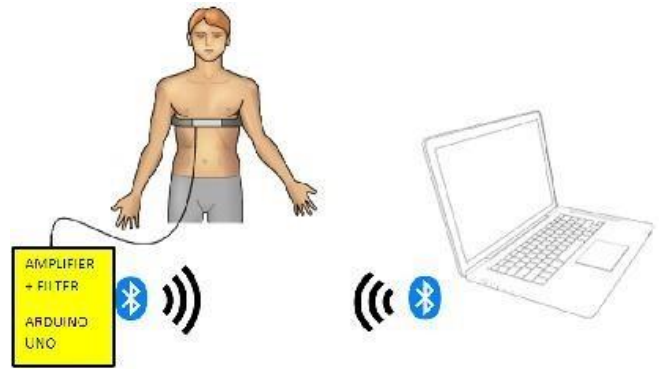
Pertama kali yang terjadi adalah sensor piezoelektrik yang di pasang pada sabuk akan membaca perubahan tekanan pada pernapasan dada. Ada terjadinya perbedaan tegangan pada saat pernafasan ini lah yang selanjutnya akan diolah oleh rangkaian pengolah sinyal yang terdiri dari penguat, filter, summing dll. Selanjutnya akan dibaca oleh Arduino Uno sebagai mikrokontroler pada alat ini yang berfungsi untuk menghitung frekuensi pernafasan dan mengolah sinyal analog menjadi data digital. Lalu output arduino akan dipancarkan oleh bluetooth ke komputer secara wireless. Pada komputer data yang dikirimkan akan dibaca dan diolah untuk menampilkan frekuensi pernafasan, bentuk sinyal dan jenis pernapasannya.



Gambar 2 Diagram Alir transmitter



Gambar 3 Diagram Alir Receiver



Gambar 4 Diagram Mekanis system.

### III. HASIL DAN PEMBAHASAN

#### Hasil Pengukuran

NO	Menit ke-	RR (Modul)	RR (Pat Mon)	Amplitudo (V)	Frekuensi (Hz)	Selisih	Error
1	RR (1)	20	22	1.31	0.33	2	9%
	RR (2)	21	21	1.45	0.35	0	0%
	RR (3)	21	20	1.46	0.35	1	5%
	RR (4)	19	19	1.47	0.32	0	0%
	RR (5)	16	17	1.43	0.27	1	6%
2	RR (1)	14	15	1.20	0.23	1	7%
	RR (2)	17	18	1.29	0.28	1	6%
	RR (3)	15	15	1.23	0.25	0	0%
	RR (4)	14	14	1.29	0.23	0	0%
	RR (5)	14	15	1.36	0.23	1	7%
3	RR (1)	16	18	1.98	0.27	2	11%
	RR (2)	18	17	1.86	0.30	1	6%
	RR (3)	13	15	1.73	0.22	2	13%
	RR (4)	15	14	1.75	0.25	1	7%
	RR (5)	19	20	1.82	0.32	1	5%
4	RR (1)	13	15	1.97	0.22	2	13%
	RR (2)	19	18	1.84	0.32	1	6%
	RR (3)	17	17	1.88	0.28	0	0%
	RR (4)	14	16	1.83	0.23	2	13%
	RR (5)	13	14	1.77	0.22	1	7%
5	RR (1)	19	21	1.56	0.32	2	10%
	RR (2)	21	23	1.54	0.35	2	9%
	RR (3)	18	20	1.58	0.30	2	10%
	RR (4)	18	19	1.67	0.30	1	5%
	RR (5)	14	15	1.66	0.23	1	7%
6	RR (1)	12	11	1.43	0.20	1	9%
	RR (2)	9	10	1.50	0.15	1	10%
	RR (3)	11	11	1.45	0.18	0	0%
	RR (4)	10	10	1.56	0.17	0	0%
	RR (5)	12	12	1.63	0.20	0	0%
7	RR (1)	9	9	1.80	0.15	0	0%
	RR (2)	9	8	1.71	0.15	1	13%
	RR (3)	12	13	1.65	0.20	1	8%
	RR (4)	12	11	1.70	0.20	1	9%
	RR (5)	8	9	1.65	0.13	1	11%
8	RR (1)	12	14	1.27	0.20	2	14%
	RR (2)	13	14	1.35	0.22	1	7%
	RR (3)	15	17	1.30	0.25	2	12%
	RR (4)	12	12	1.28	0.20	0	0%
	RR (5)	13	14	1.31	0.22	1	7%
9	RR (1)	20	21	1.32	0.33	1	5%
	RR (2)	17	19	1.34	0.28	2	11%
	RR (3)	17	18	1.41	0.28	1	6%
	RR (4)	23	23	1.39	0.38	0	0%
	RR (5)	17	19	1.39	0.28	2	11%
10	RR (1)	11	9	1.57	0.18	2	22%

11	RR (2)	11	11	1.55	0.18	0	0%	
	RR (3)	11	13	1.57	0.18	2	15%	
	RR (4)	21	21	1.57	0.35	0	0%	
	RR (5)	14	13	1.54	0.23	1	8%	
	RR (1)	26	25	1.27	0.43	1	4%	
12	RR (2)	23	24	1.28	0.38	1	4%	
	RR (3)	27	26	1.28	0.45	1	4%	
	RR (4)	26	27	1.26	0.43	1	4%	
	RR (5)	23	26	1.31	0.38	3	12%	
13	RR (1)	17	17	1.79	0.28	0	0%	
	RR (2)	21	22	1.80	0.35	1	5%	
	RR (3)	25	25	1.75	0.42	0	0%	
	RR (4)	22	24	1.81	0.37	2	8%	
14	RR (5)	19	21	1.81	0.32	2	10%	
	RR (1)	26	26	1.28	0.43	0	0%	
	RR (2)	30	27	1.36	0.50	3	11%	
	RR (3)	23	23	1.34	0.38	0	0%	
	RR (4)	23	24	1.37	0.38	1	4%	
15	RR (5)	21	21	1.32	0.35	0	0%	
	RR (1)	22	20	1.91	0.37	2	10%	
	RR (2)	27	27	1.95	0.45	0	0%	
	RR (3)	19	19	1.79	0.32	0	0%	
	RR (4)	24	22	1.97	0.40	2	9%	
16	RR (5)	20	23	1.88	0.33	3	13%	
	RR (1)	8	8	2.74	0.13	0	0%	
	RR (2)	7	7	2.51	0.12	0	0%	
	RR (3)	7	8	2.54	0.12	1	13%	
	RR (4)	7	8	2.54	0.12	1	13%	
17	RR (5)	7	7	2.57	0.12	0	0%	
	RR (1)	18	18	1.40	0.30	0	0%	
	RR (2)	17	17	1.27	0.28	0	0%	
	RR (3)	18	19	1.34	0.30	1	5%	
	RR (4)	20	17	1.40	0.33	3	18%	
18	RR (5)	17	16	1.42	0.28	1	6%	
	RR (1)	12	9	1.69	0.20	3	33%	
	RR (2)	11	12	1.69	0.18	1	8%	
	RR (3)	14	14	1.66	0.23	0	0%	
	RR (4)	15	15	1.55	0.25	0	0%	
19	RR (5)	12	12	1.60	0.20	0	0%	
	RR (1)	18	19	1.68	0.30	1	5%	
	RR (2)	17	18	1.63	0.28	1	6%	
	RR (3)	18	19	1.62	0.30	1	5%	
	RR (4)	24	22	1.49	0.40	2	9%	
20	RR (5)	20	20	1.59	0.33	0	0%	
	RR (1)	9	12	1.28	0.15	3	25%	
	RR (2)	8	9	1.40	0.13	1	11%	
	RR (3)	8	8	1.30	0.13	0	0%	
	RR (4)	10	10	1.36	0.17	0	0%	
21	RR (5)	15	14	1.37	0.25	1	7%	
	RR (1)	14	14	1.93	0.23	0	0%	
	RR (2)	12	12	1.97	0.20	0	0%	
	RR (3)	10	11	2.00	0.17	1	9%	
	RR (4)	11	12	1.96	0.18	1	8%	
22	RR (5)	8	9	1.95	0.13	1	11%	
	RR (1)	18	19	2.39	0.30	1	5%	
	RR (2)	18	18	2.31	0.30	0	0%	
	RR (3)	17	17	2.41	0.28	0	0%	
	RR (4)	26	25	2.10	0.43	1	4%	
23	RR (5)	21	21	2.31	0.35	0	0%	
	RR (1)	20	20	1.72	0.33	0	0%	
	RR (2)	19	20	1.72	0.32	1	5%	
	RR (3)	22	22	1.63	0.37	0	0%	
	RR (4)	25	25	1.62	0.42	0	0%	
24	RR (5)	21	22	1.70	0.35	1	5%	
	RR (1)	20	20	1.76	0.33	0	0%	
	RR (2)	20	19	1.54	0.33	1	5%	
	RR (3)	20	20	1.63	0.33	0	0%	
	RR (4)	21	21	1.33	0.35	0	0%	
25	RR (5)	20	21	1.58	0.33	1	5%	
	RR (1)	14	14	1.46	0.23	0	0%	
	RR (2)	18	19	1.54	0.30	1	5%	
	RR (3)	21	21	1.56	0.35	0	0%	
26	RR (4)	20	20	1.40	0.33	0	0%	
	RR (5)	22	21	1.55	0.37	1	5%	
	RR (1)	13	13	2.48	0.22	0	0%	
	RR (2)	13	14	1.95	0.22	1	7%	
	RR (3)	12	12	1.91	0.20	0	0%	
27	RR (4)	14	13	1.51	0.23	1	8%	
	RR (5)	11	11	1.96	0.18	0	0%	
	RR (1)	22	22	1.90	0.37	0	0%	
	RR (2)	21	20	2.03	0.35	1	5%	
	RR (3)	18	18	2.02	0.30	0	0%	
28	RR (4)	19	19	1.68	0.32	0	0%	
	RR (5)	20	20	1.70	0.33	0	0%	
	RR (1)	27	25	1.67	0.45	2	8%	
	RR (2)	25	25	1.75	0.42	0	0%	
	RR (3)	26	26	1.98	0.43	0	0%	
29	RR (4)	30	28	1.85	0.50	2	7%	
	RR (5)	25	25	2.12	0.42	0	0%	
	RR (1)	11	11	1.82	0.18	0	0%	
	RR (2)	12	12	1.65	0.20	0	0%	
	RR (3)	12	11	1.75	0.20	1	9%	
30	RR (4)	14	14	1.72	0.23	0	0%	
	RR (5)	13	13	1.66	0.22	0	0%	
	RR (1)	24	23	1.78	0.40	1	4%	
	RR (2)	24	24	1.58	0.40	0	0%	
	RR (3)	26	26	1.68	0.43	0	0%	
RATA - RATA	RR (4)	22	21	1.70	0.37	1	5%	
	RR (5)	22	22	1.61	0.37	0	0%	
	RR (1)	20	20	1.84	0.33	0	0%	
	RR (2)	20	19	1.88	0.33	1	5%	
	RR (3)	22	22	1.83	0.37	0	0%	
		RR (4)	20	19	1.97	0.33	1	5%
		RR (5)	19	19	1.88	0.32	0	0%
				1.68	0.29	4,9 %		

NO	Menit ke-	RR (Modul)	RR (Pat Mon)	Amplitudo (V)	Frekuensi (Hz)	Selisi h	Error
1	RR (1)	19	20	1.52	0.32	1	5%
	RR (2)	15	15	1.46	0.25	0	0%
	RR (3)	18	19	1.53	0.30	1	5%
	RR (4)	16	16	1.64	0.27	0	0%
	RR (5)	16	17	1.58	0.27	1	6%
2	RR (1)	15	13	1.55	0.25	2	15%
	RR (2)	16	15	1.61	0.27	1	7%
	RR (3)	14	14	1.64	0.23	0	0%
	RR (4)	16	15	1.58	0.27	1	7%
	RR (5)	15	15	1.65	0.25	0	0%
3	RR (1)	14	15	1.81	0.23	1	7%
	RR (2)	17	18	1.72	0.28	1	6%
	RR (3)	11	14	1.73	0.18	3	21%
	RR (4)	14	15	1.73	0.23	1	7%
	RR (5)	14	16	1.76	0.23	2	13%
4	RR (1)	12	14	2.03	0.20	2	14%
	RR (2)	21	19	1.88	0.35	2	11%
	RR (3)	15	16	1.83	0.25	1	6%
	RR (4)	18	18	1.82	0.30	0	0%
	RR (5)	16	17	1.80	0.27	1	6%
5	RR (1)	22	24	1.48	0.37	2	8%
	RR (2)	26	26	1.51	0.43	0	0%
	RR (3)	22	23	1.47	0.37	1	4%
	RR (4)	29	29	1.51	0.48	0	0%
	RR (5)	26	28	1.55	0.43	2	7%

Table 1 Hasil pembacaan Respiration Rate dada kiri

Hasil data perhitungan pengukuran Respiration Rate terhadap 30 responden dengan perbandingan antara modul dengan patient monitor diperoleh nilai error 0.00% sampai 33%. Setelah di akumulasi maka rata-rata kesalahan bernilai 4,9 %, rata-rata Amplitudo sebesar 1,68V dan rata-rata Frekuensi sebesar 0,29Hz.

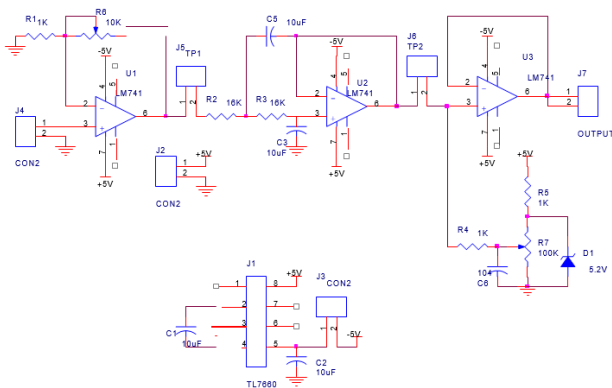
NO	Menit ke-	RR (Modul)	RR (Pat Mon)	Amplitudo (V)	Frekuensi (Hz)	Selisi h	Error
1	RR (1)	19	20	1.52	0.32	1	5%
	RR (2)	15	15	1.46	0.25	0	0%
	RR (3)	18	19	1.53	0.30	1	5%
	RR (4)	16	16	1.64	0.27	0	0%
	RR (5)	16	17	1.58	0.27	1	6%
2	RR (1)	15	13	1.55	0.25	2	15%
	RR (2)	16	15	1.61	0.27	1	7%
	RR (3)	14	14	1.64	0.23	0	0%
	RR (4)	16	15	1.58	0.27	1	7%
	RR (5)	15	15	1.65	0.25	0	0%
3	RR (1)	14	15	1.81	0.23	1	7%
	RR (2)	17	18	1.72	0.28	1	6%
	RR (3)	11	14	1.73	0.18	3	21%
	RR (4)	14	15	1.73	0.23	1	7%
	RR (5)	14	16	1.76	0.23	2	13%
4	RR (1)	12	14	2.03	0.20	2	14%
	RR (2)	21	19	1.88	0.35	2	11%
	RR (3)	15	16	1.83	0.25	1	6%
	RR (4)	18	18	1.82	0.30	0	0%
	RR (5)	16	17	1.80	0.27	1	6%
5	RR (1)	22	24	1.48	0.37	2	8%
	RR (2)	26	26	1.51	0.43	0	0%
	RR (3)	22	23	1.47	0.37	1	4%
	RR (4)	29	29	1.51	0.48	0	0%
	RR (5)	26	28	1.55	0.43	2	7%

6	RR (1)	13	12	1.35	0.22	1	8%
	RR (2)	14	15	1.54	0.23	1	7%
	RR (3)	17	18	1.49	0.28	1	6%
	RR (4)	14	14	1.51	0.23	0	0%
	RR (5)	15	15	1.53	0.25	0	0%
7	RR (1)	10	11	1.29	0.17	1	9%
	RR (2)	9	9	1.34	0.15	0	0%
	RR (3)	9	8	1.33	0.15	1	13%
	RR (4)	11	11	1.35	0.18	0	0%
	RR (5)	13	12	1.34	0.22	1	8%
8	RR (1)	12	12	1.63	0.20	0	0%
	RR (2)	14	15	1.66	0.23	1	7%
	RR (3)	13	15	1.68	0.22	2	13%
	RR (4)	12	13	1.73	0.20	1	8%
	RR (5)	13	14	1.74	0.22	1	7%
9	RR (1)	20	21	1.47	0.33	1	5%
	RR (2)	17	18	1.41	0.28	1	6%
	RR (3)	16	19	1.39	0.27	3	16%
	RR (4)	17	19	1.44	0.28	2	11%
	RR (5)	17	18	1.44	0.28	1	6%
10	RR (1)	16	14	1.53	0.27	2	14%
	RR (2)	14	16	1.46	0.23	2	13%
	RR (3)	18	18	1.49	0.30	0	0%
	RR (4)	15	15	1.49	0.25	0	0%
	RR (5)	14	14	1.46	0.23	0	0%
11	RR (1)	23	23	1.36	0.38	0	0%
	RR (2)	25	24	1.40	0.42	1	4%
	RR (3)	23	24	1.40	0.38	1	4%
	RR (4)	24	25	1.31	0.40	1	4%
	RR (5)	24	25	1.34	0.40	1	4%
12	RR (1)	19	21	1.26	0.32	2	10%
	RR (2)	24	23	1.42	0.40	1	4%
	RR (3)	21	22	1.37	0.35	1	5%
	RR (4)	24	23	1.41	0.40	1	4%
	RR (5)	26	26	1.34	0.43	0	0%
13	RR (1)	22	25	1.59	0.37	3	12%
	RR (2)	22	22	1.63	0.37	0	0%
	RR (3)	21	22	1.61	0.35	1	5%
	RR (4)	27	21	1.63	0.45	6	29%
	RR (5)	24	25	1.62	0.40	1	4%
14	RR (1)	19	18	2.12	0.32	1	6%
	RR (2)	26	24	2.13	0.43	2	8%
	RR (3)	21	20	2.01	0.35	1	5%
	RR (4)	23	22	2.12	0.38	1	5%
	RR (5)	21	21	2.08	0.35	0	0%
15	RR (1)	9	10	2.08	0.15	1	10%
	RR (2)	9	9	1.98	0.15	0	0%
	RR (3)	6	7	2.57	0.10	1	14%
	RR (4)	8	8	2.30	0.13	0	0%
	RR (5)	7	7	2.26	0.12	0	0%
16	RR (1)	18	20	1.53	0.30	2	10%
	RR (2)	13	13	1.66	0.22	0	0%
	RR (3)	13	14	1.52	0.22	1	7%
	RR (4)	17	18	1.57	0.28	1	6%
	RR (5)	16	16	1.55	0.27	0	0%
17	RR (1)	13	12	1.32	0.22	1	8%
	RR (2)	12	12	1.31	0.20	0	0%
	RR (3)	12	11	1.23	0.20	1	9%
	RR (4)	12	11	1.21	0.20	1	9%
	RR (5)	12	12	1.23	0.20	0	0%
18	RR (1)	18	18	1.79	0.30	0	0%
	RR (2)	18	20	1.93	0.30	2	10%
	RR (3)	16	15	2.04	0.27	1	7%
	RR (4)	18	17	1.97	0.30	1	6%
	RR (5)	15	14	1.95	0.25	1	7%
19	RR (1)	12	12	1.32	0.20	0	0%
	RR (2)	10	11	1.42	0.17	1	9%
	RR (3)	8	8	1.35	0.13	0	0%
	RR (4)	8	9	1.35	0.13	1	11%
	RR (5)	12	11	1.37	0.20	1	9%
20	RR (1)	10	10	1.98	0.17	0	0%
	RR (2)	10	11	2.00	0.17	1	9%
	RR (3)	10	9	1.90	0.17	1	11%

21	RR (4)	7	8	2.03	0.12	1	13%
	RR (5)	9	8	2.02	0.15	1	13%
	RR (1)	17	17	2.80	0.28	0	0%
	RR (2)	19	18	2.41	0.32	1	6%
	RR (3)	15	15	2.41	0.25	0	0%
22	RR (4)	21	21	2.55	0.35	0	0%
	RR (5)	25	25	2.58	0.42	0	0%
	RR (1)	17	18	1.70	0.28	1	6%
	RR (2)	20	21	1.73	0.33	1	5%
	RR (3)	17	17	1.69	0.28	0	0%
23	RR (4)	21	21	1.60	0.35	0	0%
	RR (5)	18	18	1.60	0.30	0	0%
	RR (1)	18	18	1.67	0.30	0	0%
	RR (2)	19	20	1.58	0.32	1	5%
	RR (3)	21	21	1.49	0.35	0	0%
24	RR (4)	21	20	1.53	0.35	1	5%
	RR (5)	19	19	1.61	0.32	0	0%
	RR (1)	20	20	1.78	0.33	0	0%
	RR (2)	20	21	1.58	0.33	1	5%
	RR (3)	23	23	1.68	0.38	0	0%
25	RR (4)	21	20	1.70	0.35	1	5%
	RR (5)	19	20	1.61	0.32	1	5%
	RR (1)	11	11	2.15	0.18	0	0%
	RR (2)	13	14	2.12	0.22	1	7%
	RR (3)	15	15	2.05	0.25	0	0%
26	RR (4)	12	13	2.03	0.20	1	8%
	RR (5)	14	14	2.03	0.23	0	0%
	RR (1)	21	21	2.02	0.35	0	0%
	RR (2)	21	21	2.30	0.35	0	0%
	RR (3)	22	20	2.45	0.37	2	10%
27	RR (4)	24	24	1.98	0.40	0	0%
	RR (5)	20	21	2.22	0.33	1	5%
	RR (1)	26	25	1.72	0.43	1	4%
	RR (2)	27	27	1.72	0.45	0	0%
	RR (3)	25	25	1.63	0.42	0	0%
28	RR (4)	25	24	1.62	0.42	1	4%
	RR (5)	28	28	1.70	0.47	0	0%
	RR (1)	11	11	1.98	0.18	0	0%
	RR (2)	12	11	1.86	0.20	1	9%
	RR (3)	12	12	1.73	0.20	0	0%
29	RR (4)	11	11	1.75	0.18	0	0%
	RR (5)	13	12	1.82	0.22	1	8%
	RR (1)	24	24	1.75	0.40	0	0%
	RR (2)	24	23	1.85	0.40	1	4%
	RR (3)	24	23	1.76	0.40	1	4%
30	RR (4)	25	24	1.82	0.42	1	4%
	RR (5)	26	26	1.72	0.43	0	0%
	RR (1)	19	19	1.98	0.32	0	0%
	RR (2)	20	19	1.88	0.33	1	5%
	RR (3)	20	20	1.96	0.33	0	0%
RATA - RATA	RR (4)	22	21	2.20	0.37	1	5%
	RR (5)	20	20	1.98	0.33	0	0%
			1.72	0.29		4,8%	

Table 2 Hasil pembacaan Respiration Rate dada kanan

Hasil perhitungan data pengukuran Respiration Rate terhadap 30 responden dengan perbandingan antara modul dengan *patient monitor* diperoleh nilai error 0.00% sampai 29%. Setelah di akumulasi maka rata-rata kesalahan bernilai 4,8% rata-rata amplitude sebesar 1,72V dan rata rata frekuensi sebesar 0,29Hz.



Pada modul menggunakan baterai sebagai power supply 5V. Tegangan supply -5V didapat dari rangkaian pembalik fase menggunakan IC 7660. Pada saat tombol ON/OFF pada posisi ON, maka seluruh rangkaian akan mendapat tegangan dari baterai kemudian, sensor *piezoelectric* akan mengeluarkan tegangan karena hasil penekanan dari rongga dada pada saat bernafas, karena output dari sensor piezoelectric sangatlah kecil maka dilakukan penguatan menggunakan rangkaian *penguatan non-inverting amplifier*.

Output dari *penguatan non-inverting amplifier* telah menunjukkan adanya penguatan amplitudo. Akan tetapi pada output rangkaian *non-inverting Amplifier* masih terlihat adanya *noise(gangguan dari sinyal yang tidak diinginkan)*. Untuk menghilangkan *noise* tersebut maka diperlukan rangkaian *filterLPF* 1 Hz yang berfungsi untuk menekan sinyal yang >1Hz dan meloloskan sinyal <1Hz. Selanjutnya output rangkaian *filter LPF* 1 Hz di inputkan ke rangkaian *adder/clamper*. Sinyal respirasi yang bersumber dari sensor piezoelectric masih memiliki amplitudo negatif yang tidak dapat terbaca oleh rangkaian *arduino*, sehingga rangkaian *Adder/Clamper* difungsikan untuk menggeser tegangan *offset*, *sinyal respiras* agar dapat diolah pada rangkaian *arduino*. Sinyal respiras yang masuk pada pin ADC.0 akan di konversi oleh rangkaian *arduino* menjadi data digital. Dari data digital kemudian akan diproses dan dikirim melalui modul *bluetooth* HC-05. *Reciever Bluetooth* dari personal komputer akan menerima data yang dikirim oleh *Bluetooth* HC-05, sebagai data *string* yang selanjutnya akan diolah menggunakan aplikasi *Delphi 7* untuk proses tampilan pada grafik. Jika total *Respiration Rate* terbaca <12 maka pada label 4 program *delphi* akan muncul tulisan *bradipnea*, jika >20 muncul tulisan *takipnea* dan jika antara 12-20 muncul tulisan *eupnea*

#### IV. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil pembahasan dan tujuan pembuatan modul dapat disimpulkan bahwa:

1. Telah dapat dibuat *Respiration Rate* dengan Sensor Piezoelektrik yang menampilkan pengukuran laju

2. Telah dapat dibuat rangkaian instrument dan filter.
3. Telah dapat dibuat *software* untuk menampilkan hasil pengukuran *respiration rate* pada program *Delphi*.
4. Telah dilakukan analisa koefisien korelasi *pearson* antara *RR* dan *Frekuensi* yang memiliki nilai signifikansi 0,00 dengan nilai derajat hubungan 1.
5. Telah dilakukan pengujian jarak pengiriman *Bluetooth* sejauh 5 meter dengan hasil pengiriman baik
6. Dapat dilihat bentuk sinyal dari *patient monitor* dengan modul memiliki kemiripan

#### V. DAFTAR PUSAKA

- [1] J. Mathew, Y. Semenova, and G. Farrell, "A miniature optical breathing sensor," *Biomed. Opt. Express*, vol. 3, no. 12, p. 3325, 2012, doi: 10.1364/boe.3.003325.
- [2] Royal College of Nursing, "Standards for assessing, measuring and monitoring vital signs in infants, children and young people," *R. Coll. Nurs.*, pp. 2–13, 2017.
- [3] A. Singh and A. Chaudhary, "International Journal on Recent and Innovation Trends in Computing and Communication Real Time Respiration Rate Measurement Using Temperature Sensor," pp. 605–607, 2017, [Online]. Available: <http://www.ijrctc.org>.
- [4] W. Sonata and W. -, "Rancang Bangun Alat Ukur Laju Pernapasan Manusia Berbasis Mikrokontroler Atmega8535," *J. Fis. Unand*, vol. 4, no. 4, pp. 332–338, 2015.
- [5] G. J. Fernandez and T. I. A. Saturti, "Sistem Pernafasan," *Histol. Dasar*, no. 1102005203, pp. 335–355, 2017, [Online]. Available: [https://simdos.unud.ac.id/uploads/file\\_penelitian\\_1\\_dir/385d7b9c6a60947ff4f1884689a41ae8.pdf](https://simdos.unud.ac.id/uploads/file_penelitian_1_dir/385d7b9c6a60947ff4f1884689a41ae8.pdf).
- [6] L. Sari Ikhsan, "Rancang Bangun Alat Ukur Frekuensi Pernapasan Manusia Berbasis Sensor Serat Optik," *J. Fis. Unand*, vol. 8, no. 4, pp. 301–307, 2019, [Online]. Available: <http://jfu.fmipa.unand.ac.id/index.php/jfu/article/view/429>.
- [7] S. Shofiyah, I. D. G. Hari Wisana, T. Triwiyanto, and S. Luthfiah, "Measuring Respiration Rate Via Android," *Indones. J. Electron. Electromed. Eng. Med. informatics*, vol. 1, no. 1, pp. 20–26, 2019, doi: 10.35882/ijeemi.v1i1.4.
- [8] D. Kurniawan, "Rancang Bangun Alat Deteksi Suara Paru-Paru Untuk Menganalisa Kelainan Paru-Paru Berbasis Android," *Elinvo (Electronics, Informatics, Vocat. Educ.)*, vol. 2, no. 2, pp. 156–168, 2017, doi: 10.21831/elinvo.v2i2.17309.
- [9] D. Susilo, E. Firmansyah, and L. Litasari, "Sistem Pemanen Energi Dengan Transduser Piezoelektrik Untuk

---

Perangkat Daya Rendah,” *J. GENERIC*, vol. 9, no. 1, pp. 292–300, 2014.

[10] O. Paramita, “Pengontrolan tekanan air dan pengaturan sistem backwash pada plant pengolahan air limbah,” pp. 1–35, 2013.

[11] I. M. Naradhyana, U. Sunarya, S. T. Mt, S. Hadiyoso, and S. T. Mt, “ALAT PEMANTAU SISTEM PERNAFASAN MENGGUNAKAN MIKROKONTROLLER DAN E-HEALTH PCB Monitoring Device of Respiratory System Using Arduino UNO and E-Health PCB,” vol. 1, no. 1, pp. 710–719, 2015.

[12] A. Ardiyanto, E. Yulianto, and D. Titisari, “Sabuk Respiration Rate Dengan Sensor Piezoelektrik,” *Digilib.Poltekkedepkes-Sby.Ac.Id*, 2018, [Online].

Available: <http://digilib.poltekkedepkes-sby.ac.id/public/POLTEKKESBY-Studi-3204-draftseminar.pdf>.

[13] G. Description, “Respiration ( PZT ) Sensor Data Sheet Respiration ( PZT ) Sensor Data Sheet,” pp. 9–10, 2020.

[14] I Made Naradhyana dkk, 2015, Alat Pemantau Pernafasan Menggunakan Mikrokontroler Dan E-Health PCB, Fakultas Ilmu Terapan, Universitas Telkom