

RANCANG BANGUN ALAT PENGUKUR TEKANAN DARAH OTOMATIS PADA PERGELANGAN TANGAN MENGGUNAKAN METODE OSCILLOMETRY BERBASIS ARDUINO MEGA 2560

Aditya^{*)}, Munawar Agus Riyadi, and Darjat

Jurusan Teknik Elektro, Universitas Diponegoro Semarang
Jl. Prof. Sudharto, SH, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang 50275, Indonesia

^{*)}E-mail: adit_ajaa@yahoo.com

Abstrak

Tekanan darah adalah salah satu parameter fisik yang sering diukur dan indikator penting dari kondisi kesehatan. Tekanan darah didefinisikan sebagai tekanan yang dihasilkan oleh sirkulasi darah pada dinding pembuluh darah. Metode dalam pengukuran tekanan darah secara umum dikategorikan dalam metode *invasive* dan *non-invasive*. Teknik sampling yang biasa digunakan pada pengukuran *non-invasive* secara otomatis yaitu *auscultatory*, *doppler ultrasound*, dan *oscillometry*. Tugas akhir ini berfokus pada pengukuran tekanan darah dengan metode *non-invasive* yang dilakukan secara otomatis dengan menggunakan metode *oscillometry* dengan algoritma MAA (*Maximum Amplitude Algorithm*) menggunakan sensor tekanan *piezoresistive* pada mikrokontroler *Arduino Mega 2560*. Instrumen dirancang untuk mengukur tekanan darah dalam rentang 55 hingga 200 mmHg dengan rentang *heart rate* 0 hingga 300 bpm (*beat per minutes*). Pada pengujian sistem, didapat hasil galat rata-rata saat pengukuran sebesar 3,1% untuk *systole*, 6,6% untuk *diastole* dan 6,5% untuk *heart rate* dibandingkan dengan alat ukur tekanan darah FamilyDr TD-3124. Berdasarkan hasil tersebut dapat disimpulkan alat ini sudah bekerja dengan baik.

Kata Kunci : Tekanan darah, *non-invasive*, *oscillometry*, MAA, *piezoresistive*

Abstract

Blood pressure is one that is often measured physical parameter and an important indicator of health conditions. Blood pressure is defined as the pressure generated by circulating blood on the walls of blood vessels. The method of measuring blood pressure is generally categorized into *invasive* and *non-invasive* method.. Sampling techniques commonly used in *non-invasive* measurement automatically ie *auscultatory*, *doppler ultrasound*, and *oscillometry*. This final project focuses on the measurement of blood pressure by *non-invasive* method which is done automatically using algorithms *oscillometry* with MAA (*Maximum Amplitude Algorithm*) using *piezoresistive* pressure sensors in the microcontroller *Arduino Mega 2560*. The instrument is designed to measure blood pressure in the range 55 to 200 mmHg with a heart rate range 0 to 300 bpm (*beats per minutes*). This instrument have average error 3,1% for *systole*, 6,6% for *diastole*, and 6,5% for *heart rate* compared with blood pressure measuring devices *FamiliDr TD-3124*. According to the result we can conclude this instrument is working properly.

Keywords : Blood pressure, *non-invasive*, *oscillometric*, MAA, *piezoresistive*

1. Pendahuluan

Kesehatan merupakan hal dasar yang sangat diperlukan dan penting bagi manusia. Setiap manusia mempunyai kondisi fisik yang berbeda – beda, seperti halnya tekanan darah pada manusia yang mempengaruhi kesehatan dan aktifitas manusia sehari – hari. Pada diagnosis medis pengukuran tekanan darah adalah hal yang biasa dilakukan pada pasien. Pengukuran tekanan darah dilakukan untuk menyaring hipertensi, untuk menilai seseorang apakah layak untuk pekerjaan tertentu, untuk

memperkirakan risiko kardiovaskular jangka panjang dan untuk penanganan medis untuk pasien. Hasil dari pengukuran darah bisa ditunjukkan dengan nilai *systole* dan *dyastole*. Nilai tekanan darah merupakan indikator untuk menilai sistem kardiovaskular bersamaan dengan pemeriksaan nadi. Pemeriksaan tekanan darah dapat diukur dengan dua metode, yaitu metode *invasive* dan *non-invasive*. Metode *invasive* yaitu metode yang menggunakan kanula atau jarum yang dimasukkan ke dalam pembuluh darah yang dihubungkan dengan manometer, sedangkan metode *non-invasive*

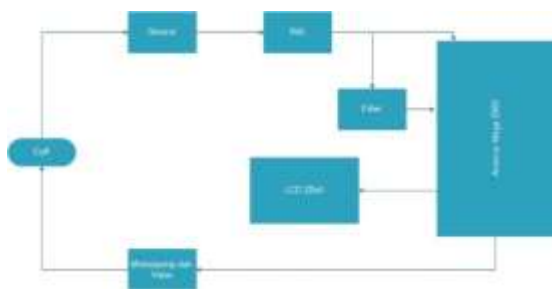
menggunakan sfigmomanometer dengan memasang *cuff* pada lengan [1].

Belakangan ini, berbagai ilmu dan teknologi untuk mengukur tekanan darah telah berkembang dengan pesat. Contoh ilmu dan teknologi tersebut yaitu; metode pengukuran *oscillometry*. Metode ini mendahului metode *Korotkoff* tapi awalnya tidak populer. Pada tahun 1885 Fisiolog Perancis Marey mengamati bahwa, jika lengan pasien diberikikan tekanan pada *cuff* maka tekanan dari ruangan pada *cuff* akan befluktuasi dengan pulsa dan besarnya fluktuasi akan bervariasi. *Oscillometry* merupakan prses pengukuran perubahan tekanan udara didalam *cuff* yang disebabkan oleh tekanan dari nadi. Pada pengukuran ini dilakukan pencarian nilai MAP (*Mean Arteiar Pressure*) terlebih dahulu kemudian melakukan perhitungan tekanan *systole* dan *diastole* [1]. Pengukuran darah ini bisa dilakukan dibeberapa tempat, seperti pada lengan, jari dan pergelangan tangan dengan menggunakan metode yang sama.

Berdasarkan penjelasan sebelumnya, maka dibuatlah suatu penelitian yang bertujuan untuk merancang sebuah alat pengukur *non-invasive* tekanan darah otomatis dengan metode *oscillometry* untuk membantu dokter mendiagnosa pasien. Perancangan ini mengukur nilai *systole*, *diastole*, dan *hear beat* tubuh pasien secara *non-invasive*, ringkas, mudah, dan cepat. Alat ini menggunakan *cuff* berdiameter 13.5 ~ 22cm untuk diletakan pada pergelangan tangan menahan denyut nadi pada pergelangan tangan yang disambungkan pada motorpump, valve dan sensor piezoelektrik. Sensor ini akan membaca fluktuasi yang terjadi karena denyut nadi yang terasakan pada *cuff*. Untuk membaca denyut nadi yang terbaca pada *cuff* alat ini menggunakan filter dengan frekuensi 0.3 ~ 21Hz agar nilai denyut bisa terbaca oleh mikrokontroler. Nilai tegangan dari sensor akan dikuatkan agar nilai fluktuasi bisa terbaca pada mikrokontroler. Tegangan ini kemudian digunakan untuk mencari nilai fluktuasi tertinggi yang digunakan untuk menghitung nilai *systole*, *diastole* dan *heart rate*. Untuk proses perhitungan dan pembacaan menggunakan arduino mega 2560 yang hasilnya akan ditampilkan pada *display* LCD 20x4.

2. Metode

2.1. Blok Perancangan Sistem Pengukuran Tekanan Darah Otomatis



Gambar 1. blok diagram sistem pengukuran tekanan darah

Diagram blok seperti ditunjukkan pada Gambar 1 merupakan gambaran umum dari keseluruhan sistem pengukur tekanan darah otomatis, yang terdiri dari beberapa bagian sebagai berikut.

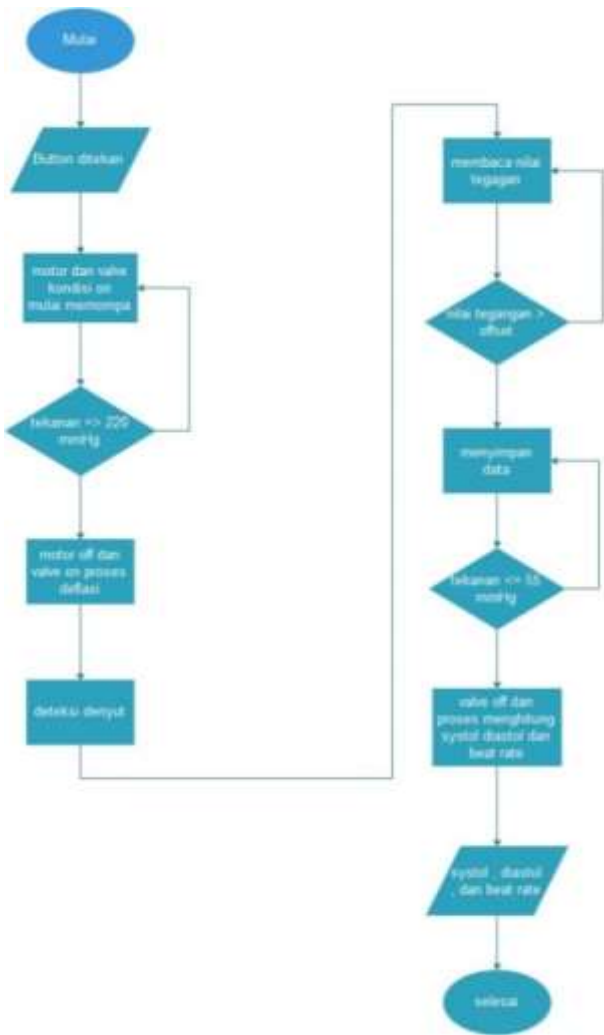
- *Cuff*, berfungsi untuk menahan tekanan pada pergelangan tangan.
- Sensor, berfungsi untuk membaca nilai tekanan pada *cuff*.
- Motor dan valve, berfungsi sebagai pengontrol tekanan pada *cuff*.
- *Band Pass Filter*, berfungsi untuk memfilter gelombang keluaran dengan pusat frekuensi 0,3 – 6,6 Hz dan 0,3 – 24 hz.
- INA125P (*Instrument Amplifier*), digunakan untuk menguatkan keluaran tegangan dari sensor tekanan
- LCD 20x4, digunakan untuk menampilkan nilai *systole* dan *dyastole* yang didapat dari hasil pengukuran.
- Arduino mega 2560, berfungsi sebagai pengontrol keseluruhan sistem pengukur persentase lemak tubuh.

2.2. Algoritma dan Flowchart

Sistem perhitungan persentase lemak tubuh dirancang dengan menggunakan algoritma sebagai berikut.

1. Mulai program.
2. Tekan tombol untuk mulai memompa .
3. Motor dan valve nyala, lalu memompa *cuff* sampai tekanan mencapai 200 mmHg.
4. Motor mati dan valve tetap nyala, menurunkan tekanan pada *cuff* untuk memulai pengambilan nilai dari denyut nadi yang terdeteksi.
5. Jika nilai data naik selama 10 kali maka akan pindah pada state rising
6. Jika nilai data turun selama 10 kali maka akan pinda ke state falling
7. Setelah mendeteksi denyut nilai yang tertinggi dari setiap denyut disimpan di aray yang di sediakan.
8. Setelah mendapat nilai dari denyut yang terekam lalu dicari nilai tegangan maksimum dari denyut nadi yang tersimpan pada array untuk dijadikan nilai osislasi tertinggi sebagai nilai MAP(*Mean Arterial Pressure*)
9. Motor dan valve dimatikan setelah tekanan mencapai 50 mmHg ,pengukuran selesai dan masuk proses perhitungan nilai *systole*, *diastole* dan *hear rate perminute*.
10. Menampilkan nilai *systole*, *dyastole* dan *hear rate perminute* pada LCD 20x4.
11. Program selesai.

Berdasarkan algoritma diatas dirancang *Flowchart* sebagai berikut

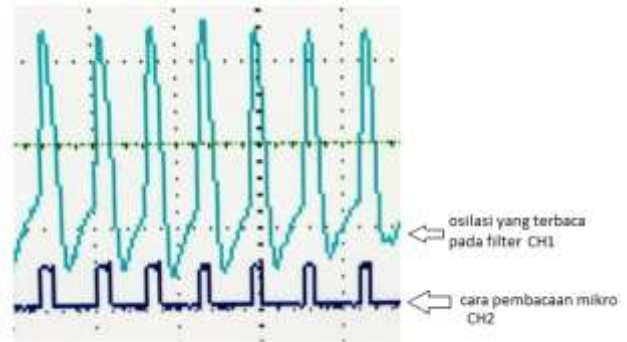


Gambar 2. Flowchart sistem

2.3. Perancangan Sistem

Pada perancangan alat ukur tekanan darah otomatis akan mulai ketika tombol *button* ditekan. *Motorpump* dan *valve* akan nyala ketika tekanan dari *wrist cuff* kurang dari atau sama dengan 200 mmHg. Pemompaan *cuff* sebesar 200 mmHg ini berfungsi untuk memastikan denyut nadi pada pergelangan tangan benar – benar terhenti. Ketika *set point* sudah mencapai tekanan 200 mmHg *motorpump* akan dimatikan sedangkan *valve* dibiarkan nyala (*close*) agar tekanan tidak turun secara langsung. Pada saat ini nilai sensor yang diperkuat oleh INA125P dan nilai sensor yang ditapis oleh *band pass filter* akan di baca oleh mikrokontroler.

Untuk *sampling* data pada alat pengukuran tekanan darah ini, akan membaca nilai dengan waktu tunda selama 1ms, agar perubahan nilai yang terbaca jelas. Cara *sampling* dari alat ini akan diilustrasikan pada Gambar 3



Gambar 3. ilustrasi sampling denyut

Pada gambar 3 terlihat bahwa ketika ada denyut yang terasa pada *cuff* akan menghasilkan pulsa seperti pada CH1 di *oscilloscop*, agar deteksi denyut pada alat ini bisa sesuai dengan pulsa yang dihasilkan dari *filter*, dibuat suatu keadaan *rising* dan *falling* dimana suatu cara untuk mendeteksi bahwa ada nilai yang naik dan ada nilai yang turun. Pada setiap denyut, akan dicari kenaikan nilai dan penurunan nilai karena pada suatu pulsa akan ada nilai yang turun dan naik, oleh karena itu apabila ada 10 kenaikan nilai dan 10 penurunan nilai pada data saat pengukuran, alat ini akan membaca terjadinya denyut juga sehingga pembacaan yang dilakukan dari mikrokontroler tidak tergeser. Setelah itu nilai maksimal dari setiap denyut disimpan ada *array* untuk mencari nilai MAP (*Mean Arterial Pressure*).

Nilai MAP (*Mean Arterial Pressure*) didapatkan dengan mencari nilai tegangan tertinggi dari semua nilai denyut yang sudah disimpan pada *array*. Nilai MAP ini menjadi acuan untuk mendapatkan nilai *systole* dan *diastole*. Pada perhitungan ini digunakan pendekatan metode numeric interpolasi, dimana nilai dari titik pertama sampai pada titik terakhir dianggap linear. Dengan menggunakan pendekatan numeric interpolasi dengan persamaan persamaan 3.4 dan 3.5 dapat dicari nilai *systole* dan *diastole*.

Proses perhitungan nilai *systole*, *diastole*, dan *heart rate*.

$$\text{Heart Rate Perminute} = \frac{60}{(\text{waktu sampling})} (\text{jumlah sampling}) \quad (1)$$

$$f_1(x) = f(x_0) + \frac{f(x_1) - f(x_0)}{(x_1 - x_0)}(x - x_0) \quad (2)$$

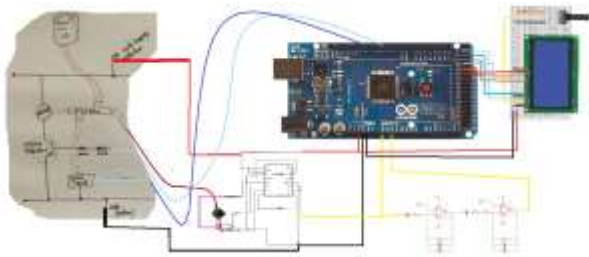
$$f_1(x) = f(x_1) - \frac{f(x_1) - f(x_0)}{(x_1 - x_0)}(x - x_0) \quad (3)$$

$$B_{dias} = \max LoadArray[i] +$$

$$\frac{(R_{dia} \times BP_{map}) - \maxArray[i]}{(\maxArray[i] - \maxArray[i-1])} (\maxLoadArray[i - 1] - \maxLoadArra[i]) \quad (4)$$

$$B_{sys} = \frac{\maxLoadArray[i - 1] - (R_{sys} \times BP_{map}) - \maxArray[i-1]}{(\maxArray[i] - \maxArray[i-1])} (\maxLoadArray[i] - \maxLoadArra[i - 1]) \quad (5)$$

2.3. Perancangan Hardware



Gambar 4. Rangkaian Alat pengukur tekanan darah otomatis

Perancangan *hardware* ini meliputi perancangan elektronik dan mekanik. Alat ini menggunakan *cuff* yang berfungsi untuk menahan tekanan pada pergelangan tangan serta menjadi alat untuk perantara deteksi denyut nadi yang dirasakan *cuff*.

Cuff disambungkan disambungkan dengan sensor tekanan, motor pump dan valve menggunakan selang yang berfungsi untuk mengalirkan udara untuk menekan dan menurunkan tekanan. Sensor akan membaca nilai yang ada pada *cuff* saat adanya tekanan dan perubahan tekanan yang dirasakan pada *cuff*. Motor dan valve berfungsi sebagai pengontrol tekanan pada *cuff* dengan memompa dan membuang udara apabila *set point* yang diinginkan terbaca oleh sensor tekanan.

Pada bagian blok motor dan valve, pada perancangan ini menggunakan rangkaian transistor sebagai switch untuk mengendalikan PWM yang diberikan dari pin arduino mega 2560. Jika pada tekanan mencapai *set point* yang ditentukan motor ini akan memompa dan berhenti sesuai dengan *set point* yang sudah di atur pada arduino mega 2560.

3. Hasil dan Analisa

3.1. Pengujian Sensor

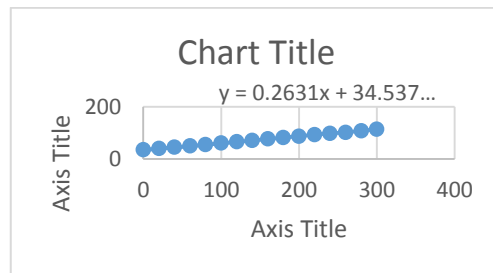
Pengujian sensor ini bertujuan untuk melihat linearitas dari sensor, dengan cara mengukur nilai tegangan keluaran dari sensor tekanan dengan multimeter. Pada pengujian ini dilakukan 12 pengukuran dengan cara sensor diberi tekanan yang berbeda – beda.

Berdasarkan Tabel 1 dapat dibuat grafik seperti ditunjukkan pada gambar 5

Berdasarkan Gambar 5 , dapat diketahui hubungan antara tekanan dengan tegangan keluaran digambarkan pada grafik. Semakin besar tekanan yang diberikan pada sensor, maka semakin besar pula tegangan keluaran yang dihasilkan, atau dapat disimpulkan bahwa tekanan yang diberikan pada sensor berbanding lurus dengan tegangan keluaran. Berdasarkan gradik tersebut terlihat adanya tegangan *offset* sebesar 0,035 V.

Tabel 1. Perbandingan tekanan dengan tegangan pada sensor

Tekanan (mmHg)	Tegangan (mV)
0	35
20	40
40	45
60	50
80	55
100	61
120	66
140	71
160	77
180	82
200	87
220	93



Gambar 5. Perbandingan nilai tekanan dan tegangan

3.2. Pengujian pengukuran tekanan

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui tingkat keakurasian sensor tekanan MPX53GP pada sistem alat ukur tekanan darah otomatis jika dibandingkan dengan pengukuran manual menggunakan *aneroid*. Pengujian ini dilakukan dengan cara memberikan tekanan dengan memompa motor lalu ditahan pada tekanan yang ditentukan untuk diukur. Setelah dilakukan pengukuran, didapatkan hasil perbandingan seperti ditunjukkan pada table 2.

Berdasarkan dari tabel dan grafik tersebut dapat diketahui perbandingan antara hasil pengukuran tekanan dengan menggunakan alat dan *aneroid*. Berdasarkan hasil perbandingan dapat diketahi, *error* dari alat yang telah dibuat. Berikut ini merupakan contoh perhitungan *error*.

$$E = \frac{S - Y}{S} \times 100\% = \frac{|70 - 69.8|}{70} \times 100\% = 3,1 \%$$

Tabel 2. Pengujian Tekanan

No	Pengukuran manual (S)	Pengukuran alat (Y)	Error (mmHg)	Error (%)
	tekanan (mmHg)	tekanan (mmHg)		
1.	0	0,3	-0,3	0
2.	20	20,1	-0,1	0,5
3.	30	29,5	0,5	0,16
4.	40	39,7	0,3	0,75
5.	50	49,8	0,2	0,4
6.	60	60,5	-0,5	0,8
7.	70	69,8	2,2	3,1
8.	80	79,1	0,9	1,1
9.	90	88,9	1,1	1,2
10.	100	101,5	-1,5	1,5
Error Rata-rata = $\frac{\sum E}{10}$			0,28	1,11

Berdasarkan perhitungan tersebut, dapat diketahui error rata-rata sistem dengan perhitungan sebagai berikut

$$\text{Error Rata-rata} = \frac{\sum E}{10} = \frac{11,13}{10} = 1,11\%$$

Dengan demikian, dapat disimpulkan bahwa pengukuran tekanan sudah bekerja dengan baik sesuai fungsinya meskipun terdapat error yang kecil. Error disebabkan karena adanya tegangan offset sebesar 35 mV ketika kondisi sensor tidak mendapatkan tekanan. Hal ini menyebabkan pengukuran tekanan pada alat kurang tepat jika menggunakan aneroid.

3.3. Pengujian Instrument Amplifier

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui tingkat kelinearan dari rangkaian instrument INA125P. Pengujian ini dengan memberi masukan nilai sensor pada tekanan yang berbeda sehingga menghasilkan nilai tegangan yang berbeda. Pada pengujian, nilai penguatan diatur agar menghasilkan penguatan sebesar 44 kali. Hasil pengujian untuk nilai masukan yang bervariasi ditunjukkan pada table 3.

Pada Tabel 3 dapat dilihat perbandingan tegangan keluaran INA125P secara perhitungan dengan pengukuran. Berdasarkan data tersebut dapat dihitung nilai galat dari rangkaian instrument amplifier ini. Berikut contoh perhitungan galat,

$$E = \frac{S - Y}{S} \times 100\% = \frac{|1,52 - 1,42|}{1,52} \times 100\% = 5,8\%$$

Berdasarkan perhitungan perhitungan tersebut, dapat diketahui galat rata-rata rangkaian penguat instrumentasi INA125P dengan perhitungan sebagai berikut.

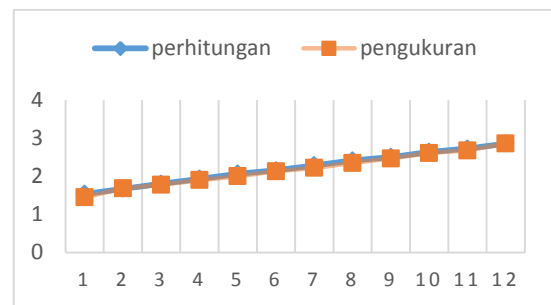
$$\text{Galat rata-rata} = \frac{\sum E}{12} = \frac{24,34}{12} = 2,02\%$$

Berdasarkan table 3 didapatkan grafik perbandingan antara nilai pengukuran dengan nilai perhitungan dari rangkaian instrument amplifier INA125P seperti pada Gambar 4.2

Berdasarkan grafik pada Gambar 6 dapat diketahui sifat kelinearan dari rangkaian instrument amplifier INA125P. Dapat disimpulkan bahwa rangkaian instrument amplifier INA125P memiliki tingkat linearitas yang cukup baik untuk penguatan sebesar 44 kali dengan masukan tekanan yang berbeda-beda.

Tabel 3. Pengujian INA125

Tekanan (mmHg)	Vin (mV)	Vout(V)		Gain (Vout/Vin)	Galat (v)	Galat (%)
		Perhitungan (S)	Pengukuran (Y)			
1.	35	1,54	1,45	41,42	0,058	5,8
2.	38	1,672	1,68	44,21	0,004	0,4
3.	41	1,804	1,78	43,4	0,013	1,3
4.	44	1,936	1,9	43,18	0,018	1,8
5.	47	2,068	2	42,55	0,032	3,2
6.	49	2,156	2,13	43,49	0,012	1,2
7.	52	2,288	2,22	42,69	0,029	2,9
8.	55	2,42	2,35	42,72	0,028	2,8
9.	57	2,508	2,47	43,33	0,015	1,5
10.	60	2,64	2,61	43,5	0,011	1,1
11.	62	2,728	2,678	43,19	0,018	1,8
12.	65	2,86	2,86	44	0	0
Galat rata-rata					0,0202	2,02



Gambar 6. Grafik Perbandingan hasil pengukuran dan perhitungan rangkaian INA121

3.4. Pengujian band pass filter

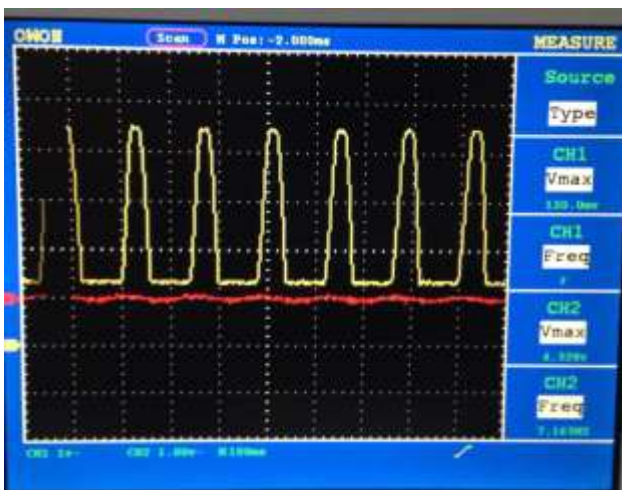
Pengujian pada rangkaian ini dilakukan untuk mengetahui respon frekuensi dari rangkaian BPF yang didesain dengan batas frekuensi 0,72 – 6.63 Hz dan 0,36 – 24 Hz. Pengujian ini dilakukan untuk melihat sinyal keluaran Band Pass Filter. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan Audio Generator sebagai sinyal masukan dengan V_{maks} 1.6 V. data pengujian dapat dilihat pada Tabel 4

Berdasarkan data pada Tabel 4.4 dapat dilihat pada frekuensi 50 Hz masih mendapat penguatan dari filter. Hal ini dikarenakan besarnya penguatan pada

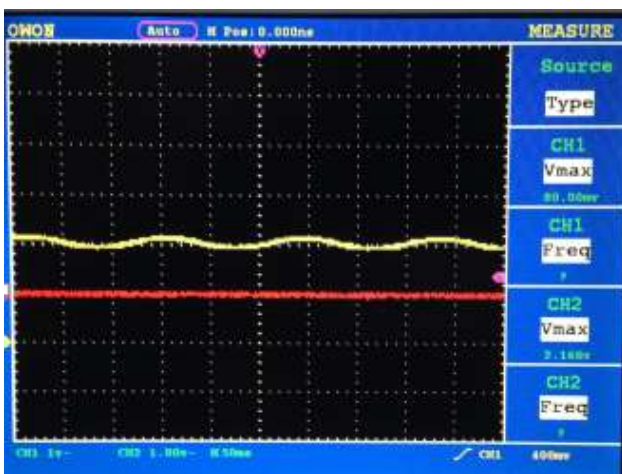
perancangan filter yang sangat tinggi sebesar 198 kali penguatan. Penguatan besar ini dibuat agar bisa mendeteksi nilai perubahan yang sangat kecil seperti pada Gambar 7

Tabel 4. Pengujian BPF

No	Frekuensi (Hz)	V _{max} (V)		Vout/Vin (Gain) (v)	Vout/Vin (Gain) (dB)
		Input (V)	Output (V)		
1.	7	0,12	4,52	37,6	31,5
2.	8	0,12	4,48	37,3	31,4
3.	10	0,12	4,4	36,3	31,2
4.	24	0,12	4,36	27,6	31,2
6.	50	0,12	3,32	21	28,8
7.	200	0,12	2,52	17,6	26,4
8.	300	0,12	2,12	17,3	24,9
9.	500	0,12	2,08	17,3	24,7
10.	1000	0,12	2,08	17,3	24,7
11.	2000	0,12	2,08	17,3	24,7



Gambar 7. perbandingan keluaran filter dan input Audio Generator dengan V_{max} 120 mV



Gambar 8. perbandingan keluaran filter dan inputan Audio Generator dengan V_{max} 80 mV

Pada Gambar 7 dapat dilihat yang berada pada CH1 adalah inputan dari *Audio Generator* dan CH2 adalah keluaran pada *Band Pass Filter*. Terlihat pada CH2 dapat terbaca frekuensi 7 Hz dan tegangan sebesar 4,52 V, karena masukan yang diberikan *audio generator* sebesar 0,12 V dengan frekuensi 7 Hz, pada probe CH1 nilai frekuensi yang diberikan dari *audio generator* tidak terbaca karena kecilnya nilai amplitudo dari masukan. Sedangkan pada Gambar 11 dapat dilihat ketika amplitudo pada *audio generator* dikecilkan dengan V_{maks} 80 mv pada CH2 terlihat besar V_{maks} keluaran dari filter sebesar 2.16 V, ini disebabkan karena penguatan pada filter yang begitu besar untuk membaca pada frekuensi 0,3 Hz sampai 24 Hz. Dari tabel 4 dapat dicari nilai *gain* dari pengujian rangkaian *band pass filter* ini dengan menggunakan persamaan 6

$$dB = 20 \times \log \frac{v_{out}}{v_{in}}$$

$$dB = 20 \times \log \frac{4,52}{0,12}$$

$$dB = 20 \times \log 37,66$$

$$dB = 20 \times 1,576$$

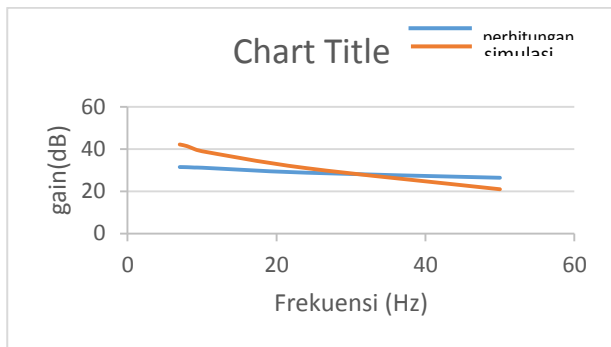
$$dB = 31,519$$

Dari perhitungan didapatkan grafik hubungan antar *gain* dengan frekuensi pengukuran dibandingkan dengan simulasi pada sistem perancangan tekanan darah otomatis pada Gambar 4.5

Nama	L/P	Famili Dr	Famili Dr	Ardui no (Hg)	Heart rate (Bpm)	Galat (mmHg g)	Galat mmHg (%)
Aditya	L	107/72	81	106/74	75	1/-2	0,9/2,7
Muklis	L	120/65	66	129/70	69	-9/-3	7,5/7,6
Yusuf H H	L	120/78	70	125/83	88	-5/-5	4,1/6,4
Irfan	L	128/88	75	125/80	72	3/8	2,3/9
Irvan A	L	125/79	72	120/70	70	5/9	4/11
Ririn	P	110/79	68	109/77	66	1/2	0,9/2,5
Dea	P	116/80	61	108/75	65	8/5	6,8/6,2
Eki Y P	P	110/75	70	109/70	73	1/5	0,9/6,6
Nikita	P	121/81	68	118/80	70	3/1	2,4/1,2
Akbar Fitra L	L	118/72	67	120/81	64	-2/-9	1,6/12,5

Pada Gambar 9 terlihat bahwa hasil simulasi dan rancangan *filter* ini mengalami perbedaan penguatan pada saat frekuensi 10 Hz pada simulasi menghasilkan *gain* sebesar 39 dB sedangkan pada hasil perhitungan sebesar 31 dB. Perbandingan ini disebabkan karena adanya rugi-rugi yang dihasilkan dari nilai komponen yang digunakan seperti resistor dan kapasitor. Menurut data tersebut rangkaian *active band pass filter* ini sudah bekerja dengan

benar karena bisa menghasikan penguatan pada frekuensi tersebut.



Gambar 9. perbandingan simulasi dan perhitungan dB

3.5. Pengujian BPF pada sistem

Pengujian pada rangkaian ini dilakukan untuk mengetahui respon frekuensi dari rangkaian BPF yang didesain memiliki range frekuensi 0.3 ~ 24 Hz. Pengujian ini dilakukan untuk melihat sinyal keluaran *Band Pass Filter* terhadap sinyal masukan dari *Instrument Amplifier INA125P*. Pada pengujian ini dilihat hasil keluaran BPF pada dua kondisi, ketika filter dalam keadaan *cuff* tidak mendapatkan tekanan dan ketika filter mendapat tekanan dari denyut nadi yang terjadi pada *cuff* keadaan diberi tekanan.

Pada Gambar 10 Keluaran BPF menunjukkan sinyal keluaran ketika kondisi *cuff* tidak mendapatkan tekanan. Dapat dilihat bahwa sinyal yang dihasilkan tidak membawa informasi apapun. Hal ini dikarenakan ketika *cuff* tidak diberikan tekanan, nilai yang yang dihasilkan dari filter selalu stabil tidak ada perubahan tekanan yang Tabel 5 berisi hasil percobaan rangkaian alat pengukur tekanan darah dengan data pembandingan berupa data dari alat famili Dr.

Pada Tabel 5 dapat diketahui perbandingan nilai *systol* dan *diastole* antara Family Dr dengan alat yang dirancang. Berdasarkan hasil perbandingan, dapat diketahui nilai galat dari alat yang telah dirancang terhadap Family Dr. Berikut contoh perhitungan galat.

$$E = \frac{|X - Y|}{X} \times 100\%$$

$$E = \frac{|107 - 106|}{107} \times 100\% = 0.9 \%$$

Tabel 5 Hasil pengujian sistem

Berdasarkan perhitungan tersebut, dapat diketahui galat rata-rata *systole* pada perancangan alat terhadap Family Dr dengan perhitungan

$$\text{Galat Rata-rata} = \frac{\sum E}{10} = \frac{31,83}{10} = 3,1 \%$$

Berdasarkan perhitungan diatas didapatkan galat rata-rata dari *systole* dan *diastole* dari perancangan alat yang dibandingkan dengan alat pembandingan Famili Dr sebesar 3,1% untuk *systole* dan 6,6 % untuk *diastole*. Nilai galat yang dihasilkan dapat disebabkan oleh perbedaan waktu pengambilan data dari kedua alat, posisi pasien saat diukur dan letak *cuff* saat pengukuran.

4. Kesimpulan

Telah berhasil dirancang alat pengukur tekanan darah otomatis pada pergelangan tangan dengan menggunakan metode *ocillometry*. Nilai *systol*, *dyastol*, dan *heart rate* didapatkan dengan algoritma MAA (*Maximum Amplitude Alorithm*) dengan melihat nilai puncak setiap osilasi, dan amplitudo tertinggi yang terjadi selama pengukuran akan dijadikan nilai MAP (*Mean Arterial Pressure*) sebagai acuan untuk mendapatkan nilai *systol* dan *diastole*.

Referensi

- [1]. M. Forouzanfar, H. R. Dajani, S. Member, and V. Z. Groza, "Oscillometric Blood Pressure Estimation : Past , Present , and Future," vol. 3333, no. c, pp. 1–19, 2015.
- [2]. L. Geddes, "The direct and indirect measurement of blood pressure," *Chicago Year B. Med.*, vol. 50, 1970.
- [3]. G. Drzewiecki, "Noninvasive arterial blood pressure and mechanics," in *The Biomedical Engineering Handbook*, 2000.
- [4]. M. Ramsey III., "Noninvasive automatic determination of mean arterial pressure," in *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 17, no. 1, 1979, pp. 11–18.
- [5]. L. a. Geddes, M. Voelz, C. Combs, D. Reiner, and C. F. Babbs, "Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure," in *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 10, no. 6, 1982, pp. 271–280.
- [6]. H. Sorvoja and R. Myllylä, "Accuracy comparison of oscillometric and electronic palpation blood pressure measuring methods using intra-arterial method as a reference," in *Molecular and ...*, vol. 26, 2005.
- [7]. J. Moraes, M. Cerulli, and P. Ng, *Development of a new oscillometric blood pressure measurement system*. 1999.
- [8]. G. W. Mauck, C. R. Smith, L. a Geddes, and J. D. Bourland, "The meaning of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure--part ii.," in *Journal of biomechanical engineering*, vol. 102, no. 1, 1980, pp. 28–33.