

PROYEK 1 - FILTER

Kean Malik Aji Santoso (13222083)

Tanggal Percobaan: 28/10/2024

EL3009 – Elektronika II

Laboratorium Dasar Teknik Elektro – Sekolah Teknik Elektro dan Informatika ITB



Abstrak

Proyek pertama ini berkaitan dengan perancangan filter untuk sinyal PPG yang merupakan sinyal yang memberikan informasi tentang kardiovaskular haemodynamics. Ditentukan spesifikasi-spesifikasi filter berdasarkan deskripsi sinyal PPG, yaitu bandwidth 0,1-10 Hz, atenuasi minimal -20 dB dan -25 dB pada 45 Hz, dan frekuensi tengah 1 Hz. Hasil simulasi dan hasil realisasi cukup berbeda karena passband gain yang berbeda antara simulasi (15 dB) dan realisasi rangkaian (0 dB). Meskipun begitu, hasil yang ditunjukkan relatif sama, yaitu inverting, sehingga perlu ada tindakan lebih lanjut terkait hal tersebut. Selain itu, filter PPG yang telah direalisasikan dapat mengatenuasi komponen sinyal yang berada di frekuensi > frekuensi cutoff LPF, tetapi kurang bisa mengatenuasi yang berada di frekuensi < frekuensi cutoff HPF. Namun, hasil filter jika menggunakan pulse sensor tidak menunjukkan derau yang berlebih, tetapi hanya ada masalah inverting saja.

Kata kunci: PPG, Filter, Desain.

1. PENDAHULUAN

Photoplethysmograph atau PPG merupakan sebuah sinyal low-amplitude yang banyak dipakai dalam dunia kesehatan. Sinyal tersebut bisa dilihat pada aplikasi-aplikasi alat kesehatan, seperti heart rate monitor dan pulse oximeter. Meskipun begitu, sinyal PPG juga dipakai oleh masyarakat umum, terutama sebagai pulse oximeter, yang dapat ditemukan di consumers electronics, seperti jam pintar (Smartwatches).

Secara lebih lanjut, sinyal PPG dapat dimanfaatkan untuk analisis kesehatan dari seseorang. Sinyal PPG memiliki banyak komponen sinyal yang dapat dianalisis. Bahkan, analisis dilakukan sampai penurutan atau diferensial sampai orde kedua. Hasil analisis merepresentasikan deskripsi banyak hal, seperti tanda-tanda penyakit, sehingga pencegahan bisa dilakukan sesegera mungkin.

Dalam memperoleh sinyal PPG tersebut, perlu digunakan suatu alat yang terdiri atas sensor-sensor dan rangkaian elektronika. Salah satu rangkaian elektronika yang berperan vital dalam pengambilan sinyal PPG adalah filter. Filter dapat dibuat dalam bentuk analog maupun digital yang dapat diwujudkan dengan software. Namun,

realisasi filter juga bisa dilakukan secara *real* atau menggunakan *hardware*. Karena hal tersebut, proyek ini memiliki fokus dalam membuat filter untuk sinyal PPG yang bertipe *hardware* atau filter analog dengan spesifikasi yang sesuai dengan deskripsi sinyal PPG. Secara lebih lanjut, rangkaian filter yang telah dibuat divalidasi terkait kesesuaian spesifikasi yang sudah ditentukan dan testing terhadap sinyal PPG asli yang diperoleh dengan sensor tertentu yang dapat mengambil sampel sinyal tersebut. Dengan demikian, tujuan proyek ini adalah

- Menentukan spesifikasi filter analog berdasarkan deskripsi sinyal PPG yang sudah ditemukan;
- Merealisasikan dan membuat rangkaian filter PPG berdasarkan spesifikasi yang sudah ditentukan; dan
- Memvalidasi kesesuaian antara spesifikasi yang sudah dibuat dan rangkaian filter yang sudah dibuat serta melakukan pengambilan sinyal PPG asli dan memvalidasi hasil berdasarkan deskripsi sinyal PPG.

2. STUDI PUSTAKA

Dalam merancang, membuat, dan membuat filter sinyal PPG, perlu dicari terlebih dahulu terkait deskripsi sinyal PPG dan filter-filter, baik spesifikasi maupun tipe, yang dipakai dalam filter sinyal PPG.

2.1 DESKRIPSI SINYAL PPG

Sinyal PPG disebut juga sebagai sinyal photoplethysmography. Sinyal PPG memberikan informasi yang komprehensif tentang cardiovascular haemodynamics, yaitu studi tentang cara darah mengalir ke sistem kardiovaskular, dan mengetahui parameter-parameter kesehatan dari seseorang, seperti saturasi oksigen (SpO₂) dan tekanan darah. Sinyal PPG juga bisa digunakan untuk mengetahui sinyal-sinyal fisiologis, seperti ECG, accelerometry, dan GSR, yang dapat dianalisis secara lebih lanjut.

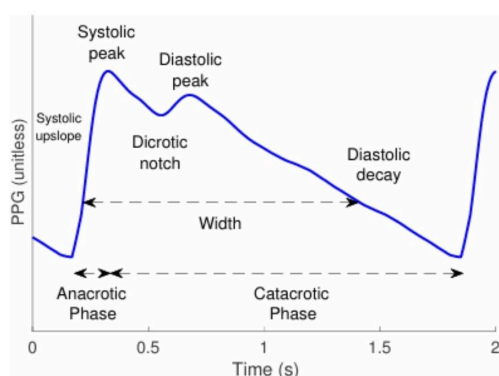
Sinyal PPG dapat diperoleh dengan memanfaatkan alat yang memiliki cahaya infrared

yang *low-intensity*. Hal yang diukur adalah perubahan intensitas cahaya pada jaringan tubuh:

- perubahan intensitas pada frekuensi tinggi yang disebabkan oleh perubahan volume darah di pembuluh darah arteri; dan
- perubahan intensitas pada frekuensi rendah yang disebabkan oleh perubahan volume darah di pembuluh darah nonarteri, seperti pembuluh darah vena dan pembuluh darah kapiler.

Berdasarkan hal tersebut, sinyal PPG memperhatikan perubahan volume darah (*cardiac activity*), variasi di pembuluh darah vena (*signal modulation*), dan bagian jaringan tubuh serta perubahan energi secara halus melalui komponen sinyal DC. Sinyal PPG juga menunjukkan pola *quasi-periodic*, yaitu sinyal yang hampir periodik, yang merepresentasikan gelombang nadi arteri untuk setiap detak jantung.

Secara umum, presentasi sinyal PPG dapat dilihat melalui gambar berikut.



Gambar 1: Presentasi Sinyal PPG per Gelombang Denyut Nadi

Bentuk gelombang yang ditunjukkan dapat dibagi menjadi dua bagian, yaitu fase *anacrotic*/sistolik yang ditandai oleh kenaikan yang cepat dan dideskripsikan oleh pembukaan katup aorta dan ejeksi ventrikel kiri (darah masuk) dan fasa *catacrotic*/diastolik yang ditandai oleh penurunan grafik dan disebabkan oleh mengalirnya darah ke sirkulasi perifer (darah keluar). Pada fase sistolik, terdapat *systolic peak* yang dipengaruhi oleh *stroke volume*, yaitu volume darah yang dipompa keluar oleh ventrikel kiri. Pada fase diastolik, terdapat *dicrotic notch* yang disebabkan oleh resistansi pembuluh darah perifer dan *diastolic peak* yang dipengaruhi oleh pantulan gelombang dan kekakuan arteri.

Secara lebih lanjut, bentuk gelombang yang diperoleh akan dianalisis untuk keperluan medis. Analisis gelombang sinyal PPG akan memberikan hal-hal berikut:

- gelombang dasar: amplitudo sistolik, lebar gelombang, luas gelombang, dan interval antargelombang (*Pulse-to-pulse interval*);
- gelombang total: *perfusion index*, *large artery stiffness index*, *PPG augmentation index*, *pulse* dan *transit time*;
- gelombang turunan pertama: *crest time* dan perbedaan waktu antara titik *zero-crossing* pertama dan yang kedua yang menghasilkan nilai positif sampai nilai negatif dari turunan pertama gelombang sinyal PPG; dan
- gelombang turunan kedua: b/a , c/a , d/a , e/a , $(b-c-d-e)/a$, $(b-e)/a$, dan $(b-c-d)/a$.

Analisis gelombang PPG pada turunan kedua adalah analisis terhadap rasio-rasio yang ditentukan dari amplitudo sistolik dan amplitudo diastolik.

Bentuk gelombang yang ditunjukkan dapat diperoleh dengan mengakuisisi sinyal PPG. Akuisisi sinyal PPG setidaknya membutuhkan alat tertentu berupa sensor. Sensor yang digunakan terdiri dari *ligh-emitter*, seperti LED, dan juga *highly-sensitive photodetector*. *Photodetector* yang digunakan biasanya terbuat dari silikon, tetapi *photocells* atau *phototransistor* juga bisa digunakan. LED bisa berupa sinar infrared atau sinar yang memiliki panjang gelombang sekitar 420 nm sampai 900 nm tergantung aplikasinya, seperti *pulse oximetry* yang menggunakan 660 nm atau 940 nm. Gabungan antara dua sensor tersebut membentuk *transmission probe* yang dipakai untuk akuisisi sinyal PPG. Akuisisi sinyal PPG dapat dilakukan dengan metode *direct-contact acquisition*. *Transmission probe* diaplikasikan ke suatu penjepit yang bisa diletakkan di jari, daun telinga, atau jari kaki. Penjelasan metode tersebut dapat dilihat melalui gambar berikut.

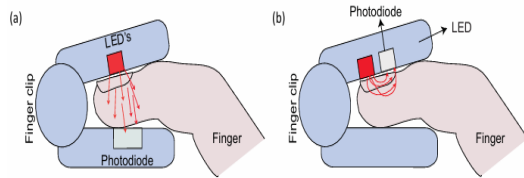


Fig. 5. The two modes of contact photoplethysmography: (a) transmission mode, and (b) reflectance mode. Note the relative positions of the light sources (LEDs) and photodetectors (photodiodes).

Gambar 2: Direct-Contact Acquisition

Hasil mentah dari akuisisi sinyal PPG perlu diproses (disaring) terlebih dahulu agar analisis sinyal PPG dapat dilakukan dengan baik. Hasil tersebut biasanya diakuisisi pada frekuensi < 15 Hz. Pemrosesan hasil mentah sinyal PPG setidaknya harus menghilangkan atau meminimalisasi gangguan atau interferensi berikut:

- gangguan saluran listrik (*Powerline interference*) yang berada di frekuensi 50 atau 60 Hz;
- derau (*noise*) pada frekuensi tinggi dan frekuensi rendah;
- gerakan yang menyebabkan *noise* berlebih antara *probe* dan jaringan tubuh (*Motion artifact*); dan
- dasar dari komponen sinyal PPG yang selalu berubah-ubah (*Baseline wandering*) dan berada di frekuensi sekitar 0,15 - 50 Hz.

2.2 FILTER-FILTER SINYAL PPG

Pemrosesan sinyal PPG memanfaatkan teknologi berupa filter. Dalam pemrosesan, filter yang digunakan adalah filter digital dan filter analog. Filter digital sendiri bisa berupa *moving average filter*, *median filter*, dan filter Savitzky-Golay. Filter analog bisa berupa *low-pass filter*, *high-pass filter*, *bandpass filter*, dan *notch filter*. Desain sistem pemrosesan sinyal PPG yang konvensional setidaknya memanfaatkan *low-pass filter* dan *high-pass filter*. Blok diagram desain sistem yang konvensional dapat dilihat melalui gambar berikut.

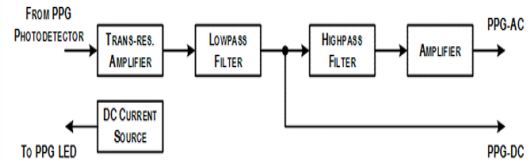


Figure 2.3 Block diagram of conventional instrumentation for PPG signal acquisition (adapted from Allen 2007).

Gambar 3: Blok Diagram Umum Filter Sinyal PPG

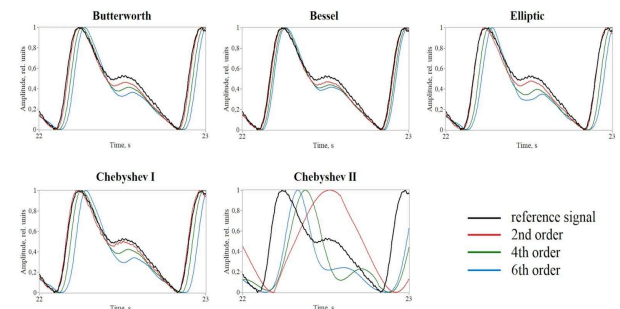
Secara umum, *filter-filter* yang bisa direalisasikan secara analog adalah LPF (*Low Pass Filter*), HPF (*High Pass Filter*), dan penguat (*Amplifier*). Filter-filter analog yang digunakan adalah *low-pass filter* dan *high-pass filter* yang dihubungkan secara *cascading* sehingga terbentuk *bandpass filter*. Bisa juga langsung digunakan *bandpass filter* dalam implementasinya.

3. METODOLOGI

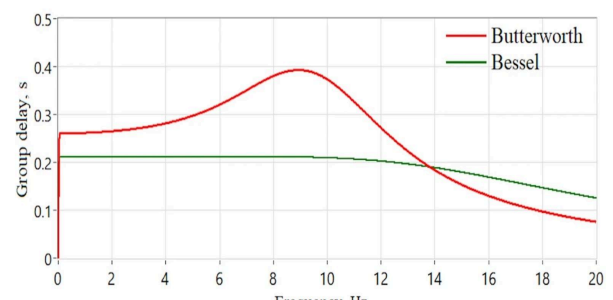
Dalam bab ini, dibahas urutan-urutan dari pemilihan spesifikasi sampai pengukuran dan validasi *filter*, baik dari karakteristik *filter*-nya maupun hasil akuisisi sinyal PPG yang asli.

3.1 SPESIFIKASI FILTER (FREQUENCY REQUIREMENT, JENIS FILTER, ORDE FILTER, DAN ARSITEKTUR FILTER)

Tipe filter analog, baik *low-pass filter* maupun *high-pass filter*, adalah filter Butterworth dengan orde dua karena memiliki hasil *filter* yang lumayan mirip dengan sinyal referensi dan memiliki *good noise suppression* yang relatif baik (Lapitan et al., 2024).



Gambar 4: Tipe-Tipe Filter dari Hasil Akuisisi Sinyal PPG



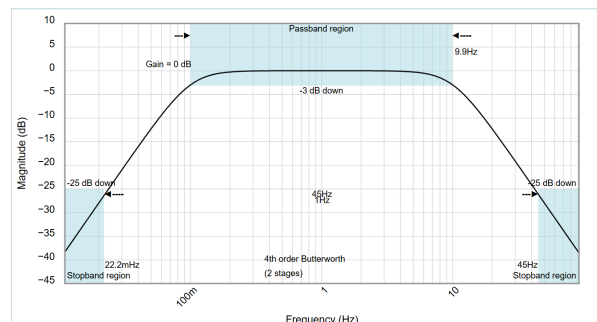
Gambar 5: Perbandingan antara Filter Butterworth dan Filter Bessel
Spesifikasi filter yang dirumuskan berdasarkan studi pustaka adalah

- Bandwidth 0,1 - 10 Hz karena *time shift* puncak sistoliknya memiliki nilai yang paling minimum (Lapitan et al., 2024);
 - Lower 3-dB Frequency/Frekuensi cutoff HPF 0,1 Hz; dan
 - Higher 3-dB Frequency/Frekuensi cutoff LPF 10 Hz
- Redaman minimum bergantung kepada orde filter, tetapi diperlukan peredaman hingga 90 dB karena *noise* terdistribusi rata pada nilai redaman tersebut (Lapitan et al., 2024);
- Arsitektur filter adalah *multiple feedback filter* karena lebih tidak sensitif pada *gain* yang tinggi atau nilai *Q* yang tinggi dan biasanya digunakan untuk BPF, tetapi bisa juga dicampurkan dengan topologi Sallen-Key jika ada realisasi MFB yang tidak mungkin karena nilai *Q* dan *gain* yang tidak memungkinkan bagi topologi tersebut dan hal tersebut menyebabkan nilai-nilai resistor yang bernilai < 0 ; dan
- Digunakan *unity-gain* untuk masing-masing filter, tetapi keseluruhan filter akan disambungkan dengan penguat noninverting dengan *gain* > 1 agar hasil filter dapat lebih terlihat jika hasilnya memiliki amplitudo yang kecil dan/atau bisa meminimalisasi dampak buruk dari *low-amplitude PPG signal* yang terjadi pada proses akuisisi sinyal PPG (Elgendi, 2012).

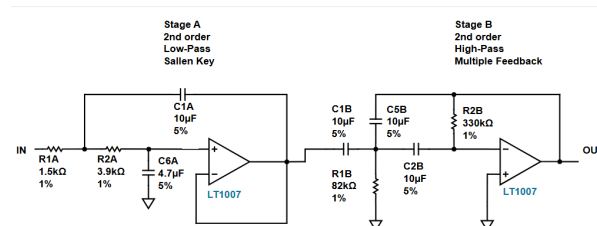
Berdasarkan spesifikasi tersebut, dapat dilakukan perhitungan untuk memperoleh nilai-nilai komponen rangkaian filter.

3.2 PERANCANGAN FILTER

Perancangan filter memanfaatkan alat bantu berupa Analog Filter Wizard yang dilisensi dan dibuat oleh Analog Devices. Dengan alat tersebut, dipilihlah spesifikasi sesuai gambar-gambar yang berada di bawah ini.



Gambar 6: Karakteristik Filter dari Alat Bantu

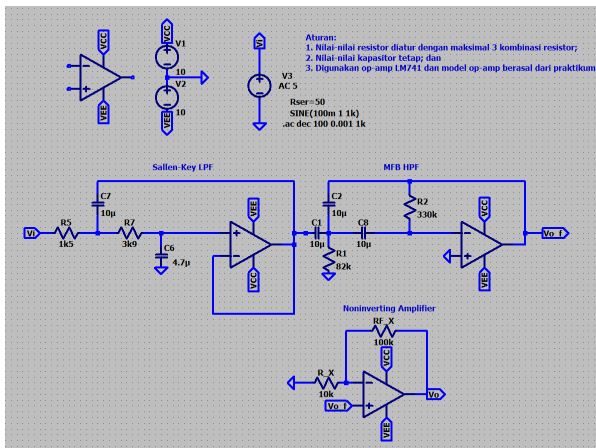


Gambar 7: Rangkaian Filter dan Nilai-Nilai Komponen Rangkaian Filter dari Alat Bantu

Berdasarkan kedua gambar di atas, digunakan bandwidth sebesar 9,9 Hz dan frequency ratio sekitar 45 (Frekuensi saat -25dB, yaitu 45Hz, dibagi dengan center frequency yang bernilai 1Hz). Selain itu, passband berada di sekitar 0,1 - 10 Hz dan hal tersebut sesuai dengan spesifikasi. Kemudian, frekuensi -25dB berada di 22,2 mHz dan 45 Hz. Dapat diketahui bahwa diperoleh tipe filter Butterworth yang berorde empat dan memiliki dua stages. Kemudian, dapat diketahui juga bahwa stage pertama adalah low-pass filter yang memanfaatkan topologi Sallen-Key dan stage kedua adalah high-pass filter yang menggunakan topologi Multiple Feedback. Op-amp yang digunakan rencananya adalah LM741CN sehingga LT1007 hanya sebagai contoh saja.

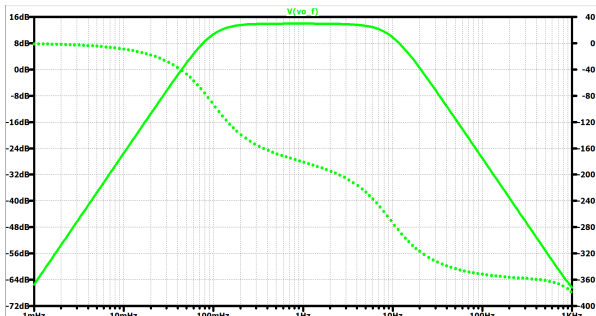
3.3 SIMULASI

Setelah desain dari rangkaian di atas, dilakukan simulasi dengan LTSPICE. Nilai-nilai komponen untuk simulasi mengikuti Gambar 7. Hasil penyusunan rangkaian dapat dilihat melalui gambar berikut.

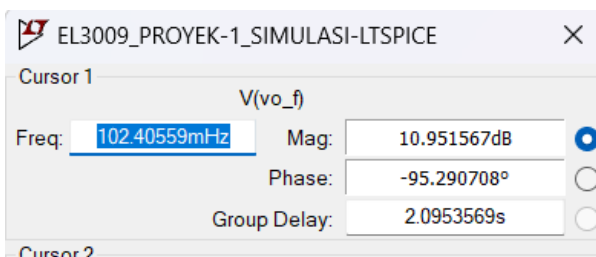


Gambar 8: Rangkaian Filter

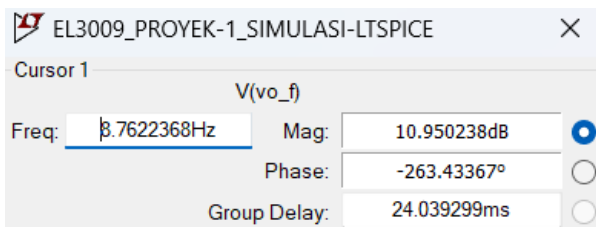
Pada penyusunan rangkaian, dapat diketahui bahwa ada penguat *noninverting*. Hal tersebut diperlukan jika *gain* yang dihasilkan masih terlalu kecil pada implementasi nanti. Hasil simulasi untuk magnitudo dan fasa serta *cutoff frequencies* dari hasil simulasi dapat dilihat melalui gambar-gambar berikut.



Gambar 9: Grafik Magnitudo dan Fasa Filter Tanpa Penguat



Gambar 10: Frekuensi Cutoff HPF (MFB)



Gambar 11: Frekuensi Cutoff LPF (Sallen-Key)

Perlu diketahui juga bahwa hasil simulasi tidak memanfaatkan penguat *noninverting*. Berdasarkan

hasil-hasil di atas, dapat diketahui bahwa frekuensi *cutoff* LPF tidak terlalu sesuai dengan yang diharapkan, yaitu sekitar 10 Hz. Hal tersebut dapat terjadi karena perbedaan model op-amp yang digunakan. Model op-amp yang digunakan memiliki perbedaan GBW. Model op-amp LTSPICE saat simulasi adalah LM741CN yang memiliki GBW 1 MHz, sedangkan op-amp LT1007 memiliki GBW 8 MHz. Karena hal tersebut, hasil simulasi memiliki *bandwidth* yang lebih sempit dan *gain* yang lebih besar (Melebihi 0 dB dan sekitar 15 dB).

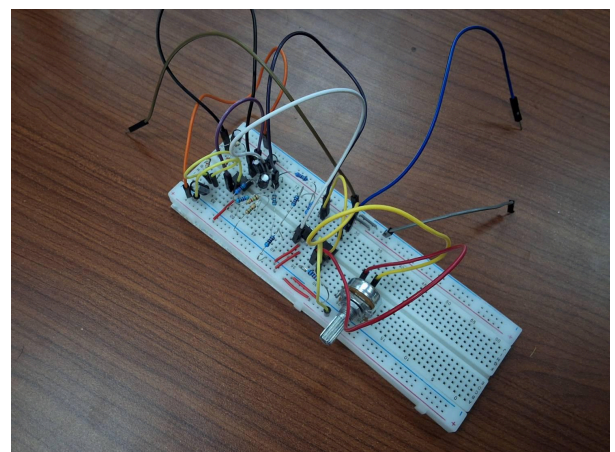
3.4 IMPLEMENTASI

Implementasi rangkaian dilakukan di atas *breadboard*. Rangkaian disusun berdasarkan Gambar 7 ataupun Gambar 8. Untuk implementasi rangkaian, digunakan beberapa resistor yang tetap perlu diserikan/diparalel karena beberapa nilai tidak dimiliki. Secara detail, pengaturan susunan nilai resistor adalah

Tabel 1: Nilai dan Kombinasi Resistor

| Nilai Resistor (Ω) | Kombinasi Resistor (Ω) |
|-----------------------------|---------------------------------|
| 1k5 | 1k5 |
| 3k9 | $1k5 + 2k2 = 3k7$ |
| 82k | $75k + 4k7 + 1k5 + 1k5 = 82k7$ |
| 330k | $220k + 100k + 10k = 330k$ |

Berdasarkan tabel 1, ada perbedaan sedikit pada 3k9 yang berubah menjadi 3k7. Hasil penyusunan rangkaian dapat dilihat melalui gambar berikut.



Gambar 12: Susunan Implementasi Rangkaian

Berdasarkan gambar di atas, dapat diketahui bahwa ada penguat *noninverting* yang terhubung dengan potensiometer. Perlu diketahui bahwa

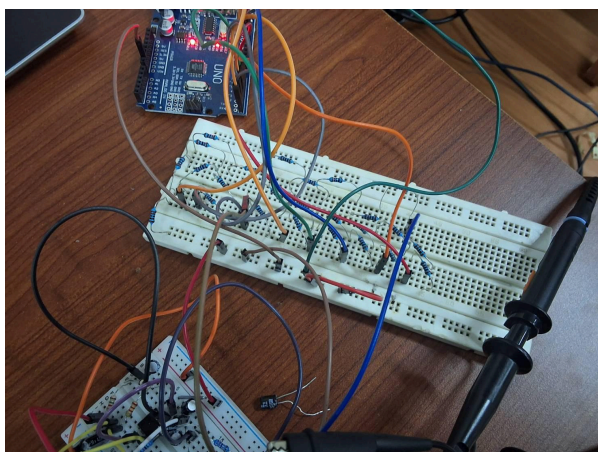
potensiometer tersebut berukuran 100 k Ω . Potensiometer tersebut berperan sebagai resistor *feedback* dari penguat *noninverting*. Untuk resistansi inputnya, digunakan nilai resistor sebesar 1 k Ω .

3.5 CARA PENGUKURAN

Ada dua jenis pengukuran yang dilakukan untuk menguji dan memvalidasi kebenaran rangkaian, yaitu pengetesan dengan generator sinyal dan pengetesan dengan *pulse sensor*. Alat dan bahan yang digunakan untuk kedua tipe pengukuran adalah

- Breadboard (2 Buah);
- Kabel-Kabel Jumper (Banyak);
- Potensiometer 100k (1 Buah);
- Resistor-Resistor (Lihat Tabel 1);
- Kapasitor 10 μ F (4 Buah);
- Kapasitor 4,7 μ F (1 Buah);
- LM741CN (3 Buah);
- Pulse Sensor (SEN-11574) (1 Buah);
- Arduino Uno dan Kabelnya (1 Set);
- Laptop (1 Unit);
- Multimeter Digital (1 Unit); dan
- Osiloskop (1 Unit).

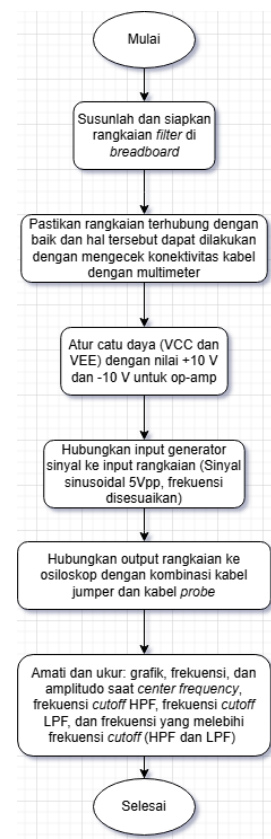
Pada pengetesan dengan generator sinyal, digunakan generator sinyal yang dihasilkan dari Arduino Uno yang memanfaatkan DAC berupa R-2R Ladder DAC yang berukuran 8 bit. Pada kode Arduino IDE, dapat diatur frekuensi sinyal sinusoidal yang diinginkan. Hal tersebut dilakukan karena pengukuran juga dilakukan di luar. Meskipun begitu, sinyal sinusoidal yang dihasilkan cukup mendekati dengan generator sinyal pada umumnya. Susunan rangkaian DAC dapat dilihat melalui gambar berikut.



Gambar 13: Susunan Rangkaian DAC

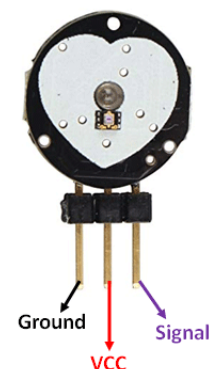
Kode Arduino IDE terkait generator sinyal ini dapat dilihat di bagian Lampiran. Alur

pengukuran dengan generator sinyal dapat dilihat melalui gambar berikut.



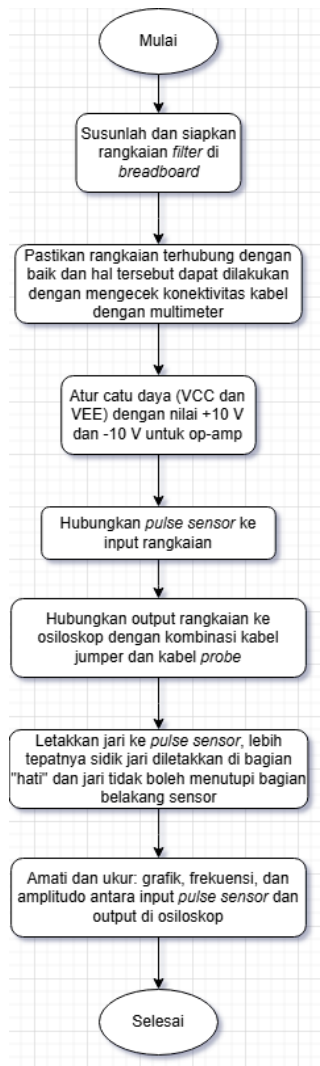
Gambar 14: Langkah Pengukuran dengan Generator Sinyal

Untuk pengukuran dengan *pulse sensor*, generator sinyal tidak digunakan dan input hanya berasal dari *pulse sensor*. *Pulse sensor* yang digunakan adalah SEN-11574. Sensornya dapat dilihat melalui gambar berikut.



Gambar 15: SEN-11574

Osiloskop tetap digunakan untuk memantau input dan output. Alur pengukuran dengan *pulse sensor* dapat dilihat sebagai berikut.



Gambar 16: Langkah-Langkah Pengukuran dengan Pulse Sensor

Namun, hasil pengetesan/pengukuran dengan *pulse sensor* lupa didokumentasikan sehingga tidak terlalu dapat dianalisis. Meskipun begitu, saya mengingat bahwa rangkaian menggunakan potensiometer yang nilainya diatur menjadi 100 k Ω dan hasil output dari *pulse sensor* sangat baik karena tidak terlalu banyak derau meskipun ada *inverting* sebesar 180° yang membuat sinyal output “terbalik”.

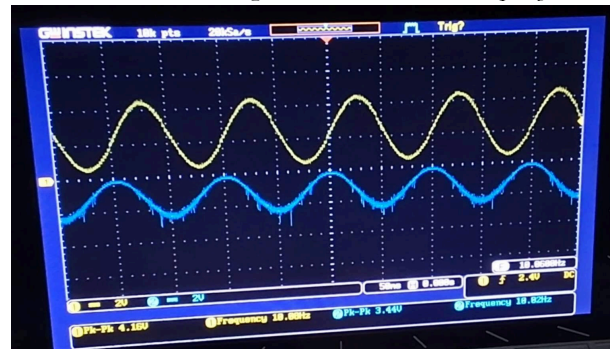
4. HASIL, ANALISIS, DAN DISKUSI

4.1 PENGUKURAN GENERATOR SINYAL

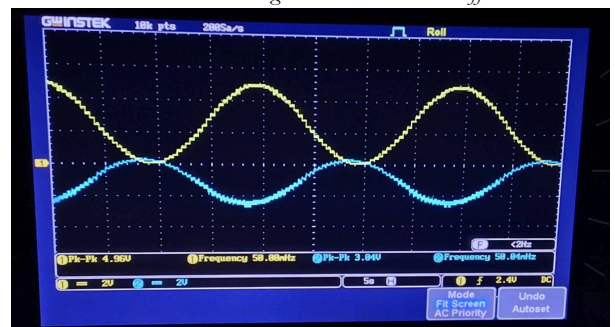
Hasil dan data dari pengukuran dengan generator sinyal dapat dilihat melalui gambar-gambar yang berada di bawah ini.



Gambar 17: Hasil Pengukuran Frekuensi Center Frequency



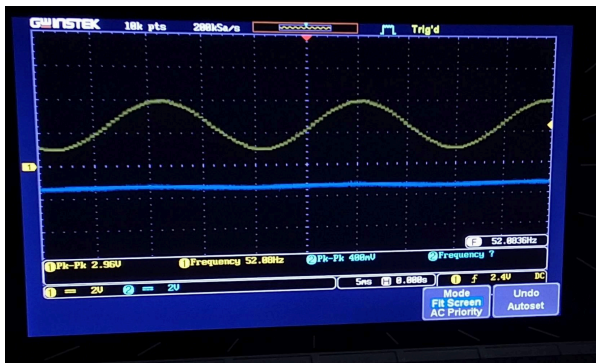
Gambar 18: Hasil Pengukuran Frekuensi Cutoff LPF



Gambar 19: Hasil Pengukuran Frekuensi < Frekuensi Cutoff HPF



Gambar 20: Hasil Pengukuran Frekuensi > Frekuensi Cutoff LPF



Gambar 21: Hasil Pengukuran Frekuensi -25 dB

Secara umum, dapat diketahui bahwa hasil rangkaian *filter* terhadap sinyal input yang diberikan dengan variasi frekuensi-frekuensi cukup sesuai berdasarkan gambar-gambar di atas. Hal tersebut dapat dibuktikan melalui poin-poin:

- Jika sinyal output diukur pada frekuensi tengah, amplitudonya adalah 4,32 Vpp dan mengalami perbedaan fasa sebesar 180° dan hal tersebut cukup berbeda, khususnya amplitudo, jika dibandingkan dengan simulasi yang bernilai 4,985 Vpp dan perbedaan fasa tetap sekitar 181° ;
- Jika sinyal output diukur pada frekuensi *cutoff* LPF, amplitudonya adalah 3,44 Vpp dan mengalami perbedaan fasa sekitar 90° dan hal tersebut sedikit berbeda, jika dibandingkan dengan simulasi yang bernilai 3,52 Vpp dan perbedaan fasa tetap sekitar 97° ; dan
- Jika sinyal output diukur pada frekuensi di luar *passband*, amplitudo dan beda fasanya yang dihasilkan berbeda ketika di bawah frekuensi *cutoff* HPF, tetapi sedikit berbeda ketika di atas frekuensi *cutoff* LPF.

Berdasarkan poin-poin tersebut, dapat diketahui bahwa ada berbagai jenis perbedaan dari yang berbeda sampai yang sedikit berbeda. Hal tersebut dapat terjadi karena:

- Penyusunan komponen pasif rangkaian yang diseriikan lebih dari dua tahap; dan
- Komponen rangkaian, seperti kabel, resistor, dan kapasitor, yang tidak berada dalam kondisi yang optimum.

Selain itu, penguat filter ini menunjukkan *gain* yang relatif *unity* dan hal ini tentu berbeda dengan hasil simulasi yang ditunjukkan. Dapat diketahui bahwa sinyal output sangat teratenuasi ketika frekuensi 50Hz yang menjadi masalah terkait gangguan saluran listrik sehingga *noise* dari gangguan saluran listrik tidak terlihat. Jika sinyal output memiliki *noise-noise*, hal tersebut dapat disebabkan oleh masalah *baseline wandering* karena sinyal output kurang teratenuasi pada kondisi tersebut dan *bandwidth*-nya adalah 0,1-10

Hz. Agar hasil dari filter ini lebih sempurna, hendaknya dilakukan hal-hal berikut:

- Gunakan op-amp yang sesuai dengan *filter design wizard*, yaitu LT1007; dan
- Ubah *bandwidth* menjadi 0,5-10 Hz atau 0,6 - 10 Hz untuk mengatasi *baseline wandering* dan derau pada frekuensi yang relatif rendah.

4.2 PENGUKURAN PULSE SENSOR

Meskipun tidak ada data yang disajikan, sudah disebutkan bahwa hasil output dari *pulse sensor* sangat baik karena tidak terlalu banyak derau meskipun ada *inverting* sebesar 180° yang membuat sinyal output “terbalik”. Hal tersebut membuktikan bahwa *filter* ini dapat berfungsi cukup baik. Hanya saja, satu hal yang harus perlu diatas adalah output sinyal yang *inverting*.

5. KESIMPULAN

- Telah ditentukan spesifikasi filter analog yang sesuai dengan deskripsi sinyal PPG yang sudah dicari dan spesifikasi tersebut kurang tepat pada *bandwidth*-nya, yaitu 0,1-10 Hz, karena masalah *baseline wandering* masih ikut dalam sinyal PPG, tetapi keseluruhan spesifikasi sudah tepat dengan harapan;
- Telah berhasil merealisasikan rangkaian *filter* analog berdasarkan spesifikasi yang dihasilkan dan hasil rangkaiannya baik karena frekuensi *center* dan frekuensi *cutoff*-nya cukup sesuai karena hasil pengukuran amplitudo tidak terlalu jauh berbeda dengan hasil simulasi meskipun ; dan
- Telah berhasil dilakukan validasi dan pengetesan rangkaian dan hasil rangkaiannya juga cukup baik karena beberapa daerah frekuensi, seperti frekuensi saluran listrik ataupun frekuensi tinggi, dapat teratenuasi dengan baik, tetapi hasil sinyal output yang diberikan *inverting* sehingga hasil akuisisi sinyal PPG dari sensor juga terlihat *inverting* dan ada perlu perbaikan atau pencegahan terkait hal tersebut.

Daftar Pustaka

- [1] <https://www.analog.com/en/resources/medi-a-center/videos/3637489704001.html>, 03 November 2024, 19.00
- [2] <https://www.faranux.com/product/heart-rate-pulse-sensor/>, 03 November 2024, 19.00

- [3] Elgendi M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Curr Cardiol Rev.* 2012 Feb;8(1):14-25. doi: 10.2174/157340312801215782. PMID: 22845812; PMCID: PMC3394104.
- [4] Lapitan, D.G., Rogatkin, D.A., Molchanova, E.A. *et al.* Estimation of phase distortions of the photoplethysmographic signal in digital IIR filtering. *Sci Rep* 14, 6546 (2024). <https://doi.org/10.1038/s41598-024-57297-3>
- [5] <https://www.analog.com/en/resources/medi-a-center/videos/3637489704001.html>, 03 November 2024, 19.00
- [6] Kundu, Ananda. (2021). Photoplethysmographic Signal Acquisition with Light-Level Control, Baseline Correction, and Gain Control for Pulse Oximetry. *Department of Electrical Engineering Indian Institute of Technology Bombay*. https://www.ee.iitb.ac.in/~spilab/mtech_the_sis/mtp2021_Ananda_Kundu_Photoplethysmographic_signal_acquisition_with_light-level_control_automatic_baseline_correction_and_gain_control_for_pulse_oximetry18307R025.pdf
- [7] Mejía-Mejía, E., Allen, J., Budidha, K., El-Hajj, C., Kyriacou, P. A., & Peter H. Charlton. (2021). Photoplethysmography Signal Processing and Synthesis. In *Photoplethysmography*. Elsevier. https://peterhcharlton.github.io/publication/ppg_sig_proc_chapter/PPG_sig_proc_Chapter_20210612.pdf
- [8] News-Medical. (2019, February 27). *Photoplethysmography (PPG)*. [https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-\(PPG\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-(PPG).aspx)
- [9] Park, J., Seok, H. S., Kim, S.-S., & Shin, H. (2022). Photoplethysmogram Analysis and Applications: An Integrative Review. *Frontiers in Physiology*, 12. doi:10.3389/fphys.2021.808451
- [10] Yartsev, A. (n.d.). *Normal arterial line waveforms*. Deranged Physiology. <https://derangedphysiology.com/main/cicm-primary-exam/required-reading/cardiovascul>
- [ar-system/Chapter%20760/normal-arterial-line-waveforms](#)