

LAPORAN FINAL PROJECT
DASAR PENGOLAHAN SINYAL



Disusun oleh:

Nehemy Davis Suryanto (5023221004)

Dosen pengampu:

Nada Fitrieyatul Hikmah, S.T., M.T.

DEPARTEMEN TEKNIK BIOMEDIK
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
TAHUN AJARAN 2023-2024

KATA PENGANTAR

Puji syukur kami panjatkan ke hadirat Tuhan Yang Maha Esa karena atas rahmat dan karunia-Nya, kami dapat menyelesaikan laporan *final project* Dasar Pengolahan Sinyal ini dengan baik dan tepat waktu. Laporan ini disusun sebagai salah satu penilaian dari mata kuliah Dasar Pengolahan Sinyal di Departemen Teknik Biomedik ITS.

Pada kesempatan ini, kami ingin menyampaikan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada berbagai pihak yang telah memberikan dukungan dan bimbingan selama proses penyusunan laporan ini. Ucapan terima kasih kami sampaikan kepada:

1. Ibu Nada Fitriyatul Hikmah, S.T., M.T., selaku dosen mata kuliah, yang telah memberikan arahan, bimbingan, serta penjelasan sehingga laporan ini dapat terselesaikan dengan baik.
2. Teman-teman kelas Dasar Pengolahan Sinyal (B), yang telah membantu dan berbagi ilmu serta pengalaman selama proses pengerjaan *project* ini.
3. Keluarga dan teman-teman tercinta, yang selalu memberikan dukungan moral dan materiil dalam setiap langkah kami.

Laporan ini membahas dasar-dasar pengolahan sinyal, mulai dari teori dasar, metode-metode yang digunakan, hingga aplikasi praktis yang telah kami terapkan dalam *project* ini, yaitu melakukan pengolahan sinyal elektrokardiogram (EKG) hingga mendapatkan *heart rate* dari subjek. Kami menyadari bahwa laporan ini masih jauh dari sempurna. Oleh karena itu, kami mengharapkan kritik dan saran yang membangun demi perbaikan di masa mendatang.

Akhir kata, kami berharap laporan ini dapat memberikan manfaat dan kontribusi positif bagi perkembangan ilmu pengetahuan, khususnya dalam bidang pengolahan sinyal. Semoga laporan ini bermanfaat bagi pembaca dan dapat dijadikan referensi bagi penelitian-penelitian selanjutnya.

Surabaya, 28 Juni 2024

Penyusun,



Nehemy Davis Suryanto

(5023221004)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Pengolahan sinyal merupakan salah satu bidang yang sangat penting dalam Teknik biomedik dan memiliki peran krusial dalam berbagai aplikasi teknologi modern. Dari instrumentasi biomedika hingga pengolahan citra, pengolahan sinyal menyediakan dasar yang diperlukan untuk mengolah dan menganalisis data secara efektif. Seiring dengan perkembangan teknologi informasi dan komunikasi, kebutuhan akan sistem pengolahan sinyal yang lebih efisien dan canggih semakin meningkat.

Dalam konteks akademik, pemahaman yang mendalam tentang dasar-dasar pengolahan sinyal sangat diperlukan bagi mahasiswa teknik biomedik. Mata kuliah Dasar Pengolahan Sinyal bertujuan untuk membekali mahasiswa dengan pengetahuan teoretis dan praktis mengenai teknik-teknik pengolahan sinyal yang fundamental. Melalui mata kuliah ini, mahasiswa diharapkan dapat memahami konsep-konsep dasar seperti sistem linier waktu invarian (LTI), transformasi Fourier, serta filter digital.

Proyek akhir ini disusun sebagai bentuk penerapan dari teori-teori yang telah dipelajari selama perkuliahan. Dalam proyek ini, kami mengimplementasikan konsep-konsep teori yang telah dipelajari, seperti *Discrete Fourier Transform*, Filter Digital, serta konsep lainnya. Dengan demikian, mahasiswa dapat mengaplikasikan pengetahuan mereka dalam situasi nyata dan mempersiapkan diri untuk tantangan di dunia kerja.

Selain itu, melalui proyek ini, kami juga ingin mengembangkan kemampuan analisis dan pemecahan masalah, serta keterampilan dalam menggunakan alat dan teknik pengolahan sinyal. Laporan ini akan membahas langkah-langkah yang telah dilakukan dalam proyek, termasuk metodologi, hasil yang diperoleh, dan analisis yang dilakukan.

Dengan demikian, proyek akhir ini tidak hanya berfungsi sebagai tugas akademik, tetapi juga sebagai sarana untuk meningkatkan pemahaman kami tentang pengolahan sinyal dan kontribusinya terhadap kemajuan teknologi. Kami berharap bahwa hasil dari proyek ini dapat memberikan manfaat bagi pengembangan lebih lanjut dalam bidang pengolahan sinyal dan menjadi referensi bagi rekan-rekan mahasiswa yang tertarik untuk mendalami bidang ini.

1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, maka dapat dirumuskan beberapa permasalahan sebagai berikut.

1. Bagaimana cara memahami dan mengaplikasikan konsep dasar pengolahan sinyal?
2. Bagaimana mengimplementasikan *Discrete Fourier Transform* dalam analisis sinyal?
3. Bagaimana merancang dan mengimplementasikan filter digital untuk pengolahan sinyal?
4. Bagaimana hasil *heart rate* dari pengolahan sinyal EKG subjek?

1.3. Manfaat

Pelaksanaan dan penyusunan laporan final project mengenai dasar pengolahan sinyal ini diharapkan dapat memberikan berbagai manfaat, baik secara akademis maupun praktis, sebagai berikut:

1. Manfaat Akademis

- **Pemahaman Teoretis**
Meningkatkan pemahaman mahasiswa tentang konsep-konsep dasar pengolahan sinyal, termasuk transformasi Fourier, dan filter digital.
- **Pengembangan Keterampilan Analitis**
Mengasah kemampuan analisis mahasiswa dalam mengidentifikasi, merancang, dan menerapkan teknik-teknik pengolahan sinyal untuk mengolah sinyal EKG.
- **Peningkatan Keterampilan Praktis**
Memberikan pengalaman praktis dalam menggunakan bahasa python sebagai sarana untuk melakukan pengolahan sinyal, sehingga mahasiswa lebih siap menghadapi tantangan di dunia kerja.

2. Manfaat Praktis

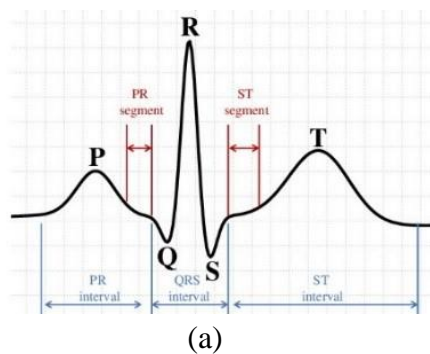
- **Aplikasi Nyata**
Mendorong mahasiswa untuk menerapkan teori yang telah dipelajari ke dalam situasi nyata, membantu mereka memahami relevansi dan aplikasi praktis dari konsep-konsep pengolahan sinyal.
- **Solusi Teknis**
Menghasilkan solusi teknis yang dapat diterapkan dalam berbagai bidang seperti komunikasi, pengolahan citra, dan teknologi informasi, serta meningkatkan efisiensi dan efektivitas sistem pengolahan sinyal.
- **Peningkatan Kompetensi Profesional**
Membekali mahasiswa dengan kompetensi dan keahlian yang diperlukan untuk bekerja dalam industri yang berhubungan dengan pengolahan sinyal, sehingga meningkatkan daya saing mereka di pasar kerja.

BAB II

DASAR TEORI

2.1 Sinyal Listrik Jantung dan Elektrokardiogram (EKG)

Jantung adalah organ vital manusia yang memiliki fungsi memompa darah untuk mengalirkan berbagai kebutuhan ke seluruh tubuh. Aktivitas jantung ini berkaitan dengan potensial listrik yang terekam melalui sinyal *electrocardiogram* (ECG). Sinyal ini terbagi menjadi gelombang P, kompleks QRS, dan gelombang T dengan pembagian masing-masing segmennya pada Gambar 2.1 (a). Setiap bagian dari sinyal ECG dapat direpresentasikan menjadi fitur-fitur yang dapat dimanfaatkan untuk mengetahui kondisi jantung (Chowdhury dkk., 2019).



Gambar 2.1 Sinyal Biomedis Sinyal Listrik

(Sumber: Li dkk., 2021 dan Chowdhury dkk., 2019)

2.2 Regresi Polinomial

Regresi polinomial adalah kasus khusus dari regresi berganda, dengan hanya satu variabel independen X . Model regresi polinomial dengan satu variabel dapat dinyatakan sebagai berikut.

$$y_i = a_0 + a_1x_i + a_2x_i^2 + a_3x_i^3 + \dots + a_kx_i^k + e_i, \text{ for } i = 1, 2, 3, 4, \dots, n$$

di mana k adalah derajat dari polinomial. Derajat polinomial adalah urutan dari model tersebut. Secara efektif, ini sama dengan memiliki model berganda dengan $X_1=X$, $X_2=X^2$, $X_3=X^3$, dan seterusnya. Pada regresi polinomial terdapat *Mean Squared Error* (MSE) yang merupakan estimator tak bias dari varians σ^2 dari variabel kesalahan acak dan didefinisikan dalam persamaan berikut.

$$MSE = \frac{SSE}{df_E} = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{n - (k + 1)}$$

di mana y_i adalah nilai yang diamati dan \hat{y}_i adalah nilai yang diestimasi dari variabel dependen Y untuk kasus ke- i . Karena *mean squared error* adalah rata-rata dari kuadrat kesalahan, di mana perhitungan rata-rata dilakukan dengan membagi jumlah derajat kebebasan, MSE merupakan ukuran seberapa baik regresi tersebut sesuai dengan data. Akar dari MSE adalah estimator dari deviasi standar σ dari variabel kesalahan acak. Root *mean squared error* (RMSE) \sqrt{MSE} bukan merupakan estimator tak bias dari σ , tetapi tetap merupakan estimator yang baik. MSE dan RMSE adalah ukuran dari besarnya kesalahan dalam regresi dan tidak memberikan indikasi tentang komponen yang

dijelaskan oleh kecocokan regresi. Lalu, ada koefisien determinasi R^2 dari regresi berganda mirip dengan regresi sederhana di mana koefisien determinasi didefinisikan sebagai berikut.

$$R^2 = 1 - \frac{SSE}{SST} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}$$

di mana SST adalah jumlah kuadrat total (*total sum of squares*) dan \bar{y} adalah mean aritmetika dari variabel Y . R^2 mengukur persentase variasi dalam variabel respon Y yang dijelaskan oleh variabel penjelas X . Oleh karena itu, R^2 adalah ukuran penting untuk mengetahui seberapa baik model regresi sesuai dengan data. Nilai R^2 selalu berada di antara nol dan satu, $0 \leq R^2 \leq 1$. Nilai R^2 sebesar 0.9 atau lebih dianggap sangat baik, nilai di atas 0.8 dianggap baik, dan nilai 0.6 atau lebih dapat memadai dalam beberapa aplikasi, meskipun kita harus menyadari bahwa dalam kasus tersebut, kesalahan dalam prediksi mungkin relatif tinggi. Ketika nilai R^2 sebesar 0.5 atau kurang, regresi hanya menjelaskan 50% atau kurang dari variasi dalam data; oleh karena itu, prediksi mungkin kurang akurat (Ostertagová, 2012).

2.3 *Low-pass Filter* dan *Band-pass Filter*

Pengolahan sinyal digital adalah salah satu teknologi paling kuat yang akan membentuk ilmu pengetahuan dan teknik pada abad ke-21. Salah satu aplikasi DSP yang penting adalah filter digital. Kinerja filter digital dalam kebanyakan kasus lebih baik daripada filter analog yang setara. Berbagai metode perancangan dan analisis filter telah dikembangkan selama tiga dekade terakhir. Filter digital memainkan peran yang sangat penting dalam DSP. Perancangan filter adalah proses transformasi dari urutan masukan untuk mendapatkan urutan keluaran yang diinginkan. Proses perancangan filter dapat dijelaskan sebagai masalah optimisasi di mana setiap persyaratan diterjemahkan menjadi fungsi kesalahan yang harus diminimalkan. Filter digital terbagi menjadi dua jenis, yaitu filter *Finite Impulse Response* (FIR) dan *Infinite Impulse Response* (IIR). Terdapat beberapa jenis filter, yaitu.

Tabel 2.1 Tipe dan tujuan filter

No	Filter	Tujuan
1	Low-pass filter	Melewatkan pita frekuensi rendah
2	High-pass filter	Melewatkan pita frekuensi tinggi
3	Band-pass filter	Melewatkan pita frekuensi dengan rentang yang ditentukan
4	Band-stop filter	Menahan rentang pita frekuensi yang ditentukan

2.4 *Moving Average Filter*

Moving Average Filter adalah jenis filter yang bekerja dengan menghitung nilai rata-rata sinyal *input* untuk menghasilkan setiap titik dalam sinyal *output*. Filter ini sangat umum digunakan dalam Pengolahan Sinyal Digital karena sederhana dan mudah digunakan. Meskipun sederhana, *Moving Average Filter* efektif untuk mengurangi *noise* yang tidak diinginkan sambil tetap mempertahankan respons yang akurat (Pambudi, dkk., 2022).

2.5 *Window Method*

Koefisien Fourier dari deret $h(n)$ identik dengan respons impuls dari filter digital. Ada dua kesulitan dalam implementasi persamaan di atas untuk merancang filter digital.

Pertama, respons impuls memiliki durasi yang tak terbatas dan kedua, filter tersebut tidak kausal dan tidak dapat direalisasikan. Tidak ada jumlah penundaan yang dapat membuat respons impuls dapat direalisasikan. Oleh karena itu, filter yang dihasilkan dari representasi seri Fourier dari $H(e^{j\omega})$ adalah filter IIR yang tidak dapat direalisasikan. *Window method* membutuhkan usaha komputasi minimum; oleh karena itu *Window method* sederhana untuk diimplementasikan. Untuk jendela yang diberikan, amplitudo maksimum goyangan di respons filter tetap. Dengan demikian, redaman pita henti tetap dalam jendela yang diberikan, tetapi ada beberapa kekurangan juga dari metode ini. Perancangan filter FIR tidak fleksibel. Tanggapan frekuensi dari filter FIR menunjukkan konvolusi dari spektrum fungsi jendela & tanggapan frekuensi yang diinginkan karena ini; pita pass & pita stop tidak dapat ditentukan dengan tepat. Salah satu tipe dari *window method* adalah *rectangular window method*, yaitu metode jendela yang paling sederhana, setara dengan mengganti semua kecuali N nilai dari urutan data dengan nol, sehingga membuatnya tampak seolah-olah gelombang tiba-tiba menyala dan mati (seperti gelombang kotak) (Gavel, dkk., 2016).

$$W(n) = 1$$

$$W_R(n) = \begin{cases} 1, & \text{for } |n| \leq \frac{M-1}{2} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

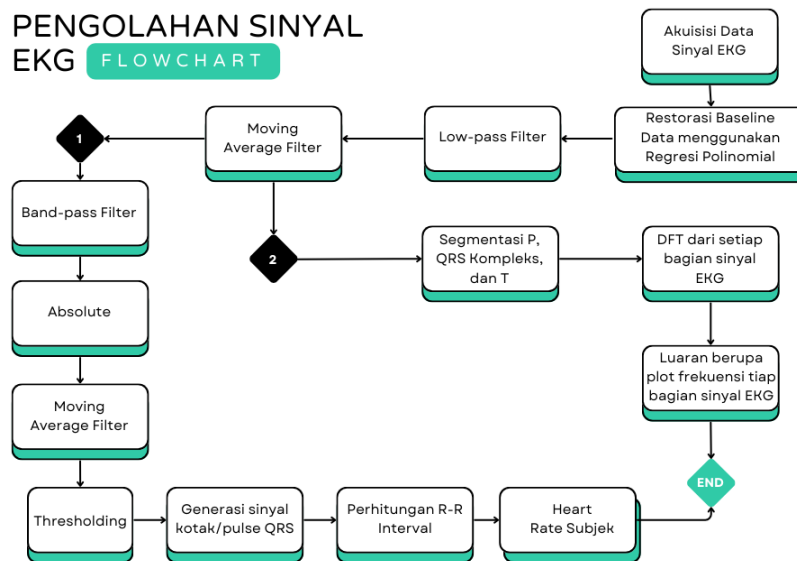
2.6 Discrete Fourier Transform

Discrete Fourier Transform (DFT) adalah transformasi yang digunakan untuk sinyal waktu diskrit yang terbatas dan sejumlah frekuensi yang terbatas atau diskrit. DFT adalah setara dengan Transformasi Fourier kontinu untuk sinyal yang diketahui hanya pada N saat yang terpisah oleh waktu sampel T_s (yaitu, untuk urutan data yang terbatas). Meskipun respons dari Transformasi Fourier kontinu memadai, penerapannya dalam waktu nyata cukup menantang karena sinyal yang tersedia berupa data diskrit yang diambil menggunakan ADC melalui sensor. Selain itu, Transformasi Fourier kontinu dapat dievaluasi untuk sinyal yang ada dalam domain waktu dari $-\infty$ hingga $+\infty$. Sebaliknya, DFT dievaluasi untuk periode waktu terbatas yang dikenal sebagai *window* (biasanya periode fundamental T) daripada periode waktu tak terbatas jika bentuk gelombang bersifat periodik. Karena ada sejumlah titik data yang terbatas dalam sebuah *window*, DFT memproses data dengan menginterpretasikannya sebagai sinyal periodik (yaitu, $f(N)$ hingga $f(2N-1)$ sama dengan $f(0)$ hingga $f(N-1)$). Representasi DFT dalam format eksponensial kompleks dijelaskan dalam persamaan berikut ini (Sidhu, dkk., 2023).

BAB III

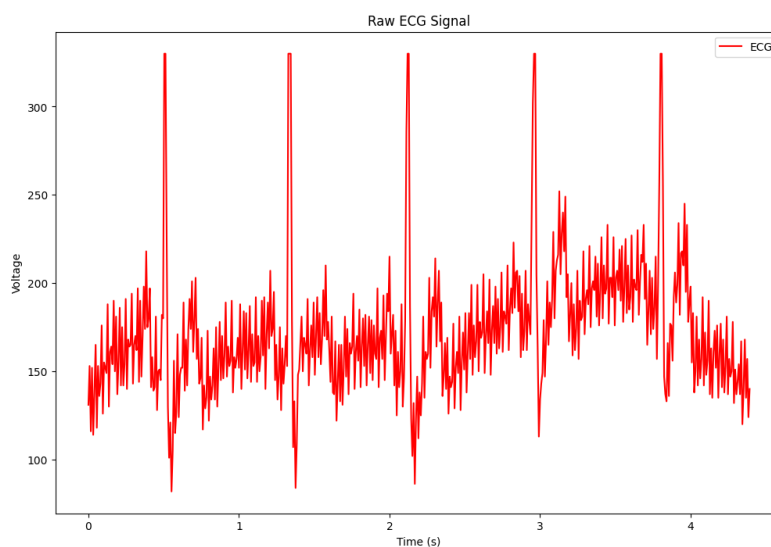
ANALISA DAN PEMBAHASAN

Pada proyek ini, digunakan bahasa pemrograman *python* dengan memanfaatkan *google colab* sebagai sarana pembuatan proyek. Secara umum, pengolahan sinyal EKG dibagi menjadi 2 bagian, yaitu, pengolahan sinyal untuk mencari *heart rate* dari subjek, dan segmentasi P, QRS kompleks, dan T untuk dianalisis dalam domain frekuensi menggunakan *Discrete Fourier Transform*. Berikut ini merupakan diagram proses dari pengolahan sinyal EKG yang dilakukan.

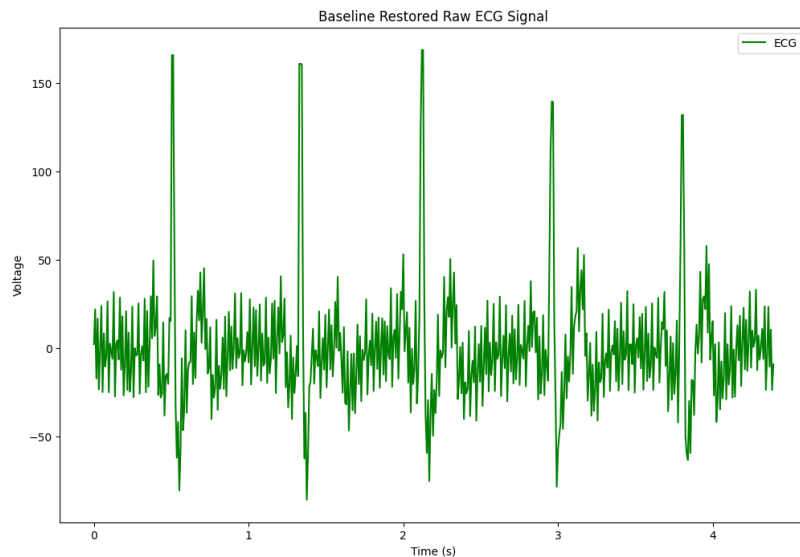


Gambar 3.1. Diagram proses pengolahan sinyal EKG

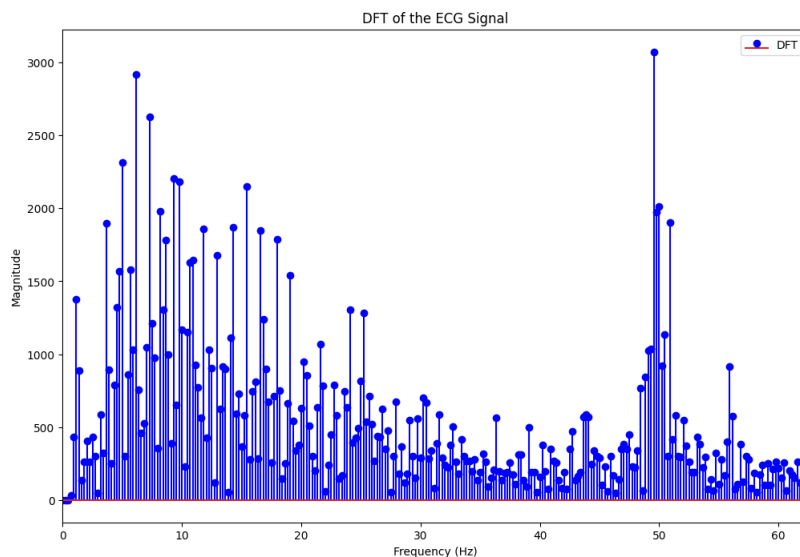
Proses pengolahan sinyal EKG tersebut dilakukan per tahap dengan mengaplikasikan DFT atau *Discrete Fourier Transform* pada setiap tahapan filter untuk menganalisis sinyal dari domain frekuensi. Berikut merupakan hasil dari tiap tahapan proses tersebut.



Gambar 3.2 Plot sinyal EKG mentah dari hasil akuisisi data subjek 1 (Davis)



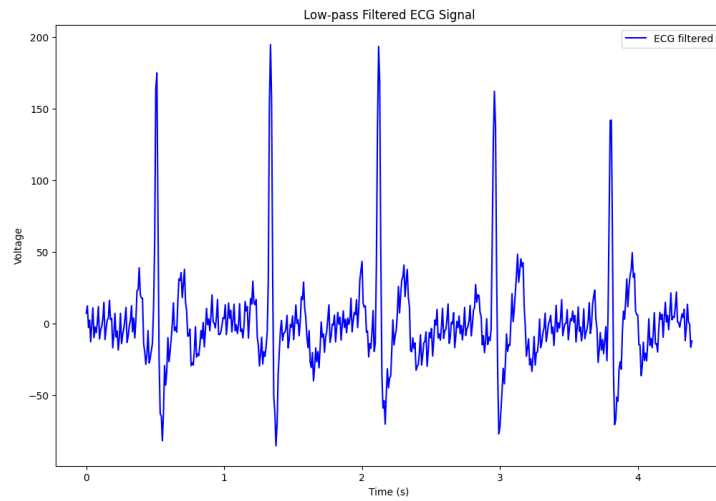
Gambar 3.3 Plot sinyal EKG setelah direstorasi baseline data subjek 1 (Davis)



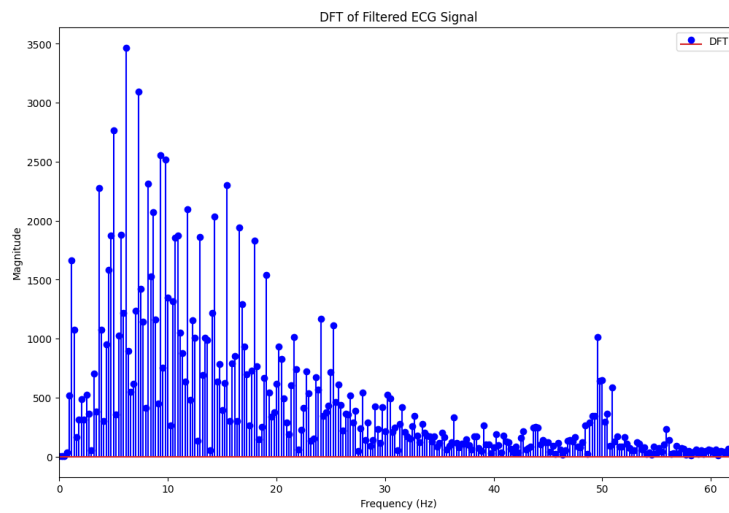
Gambar 3.4 Plot DFT dari sinyal EKG data subjek 1 (Davis)

Berdasarkan ketiga hasil tersebut, maka dapat dianalisis pada hasil DFT sinyal EKG bahwa terdeteksi besar sinyal pada frekuensi 50Hz. Hal ini menunjukkan adanya *noise* sebesar 50Hz pada sinyal EKG yang merupakan *noise* dari jala-jala Listrik PLN. Kemudian, dapat dilihat bahwa pada frekuensi 0Hz atau menunjukkan sinyal DC, tidak ada sinyal yang terdeteksi. Hal ini terjadi karena plot DFT merupakan hasil dari DFT sinyal yang telah direstorasi baseline, sehingga pada gambar 3.3 dapat dilihat bahwa sinyal sudah berada pada titik nol, sedangkan pada gambar 3.2 baseline sinyal berada pada sekitar 150.

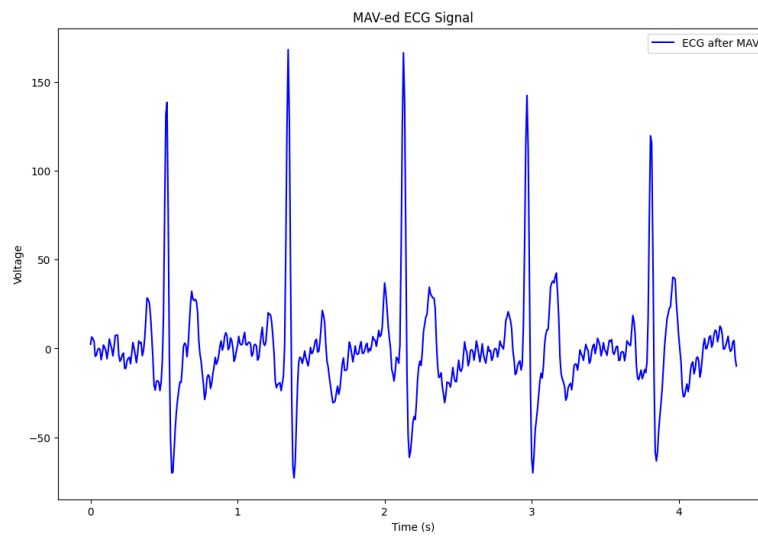
Hasil dari sinyal yang telah direstorasi baselinenya kemudian difilter menggunakan low-pass filter dan moving average filter. Berikut ini merupakan hasil dari filter tersebut.



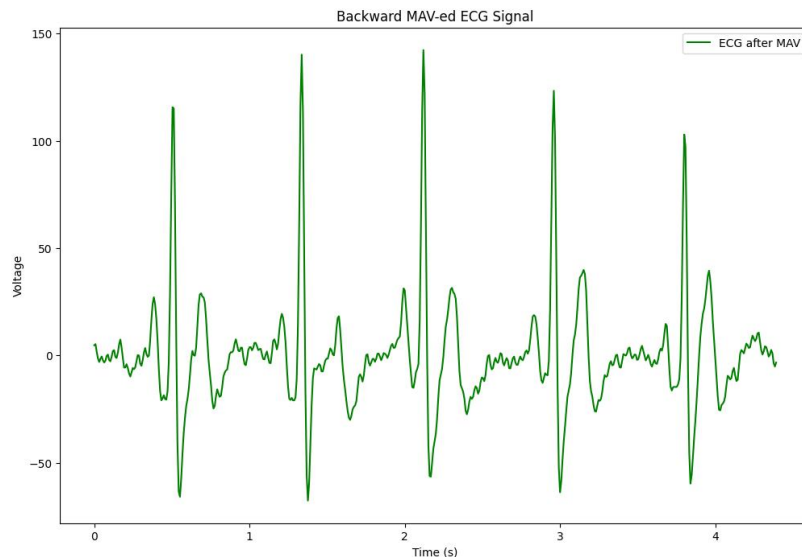
Gambar 3.5 Hasil low-pass filter orde 3 dengan cutoff frekuensi 45Hz



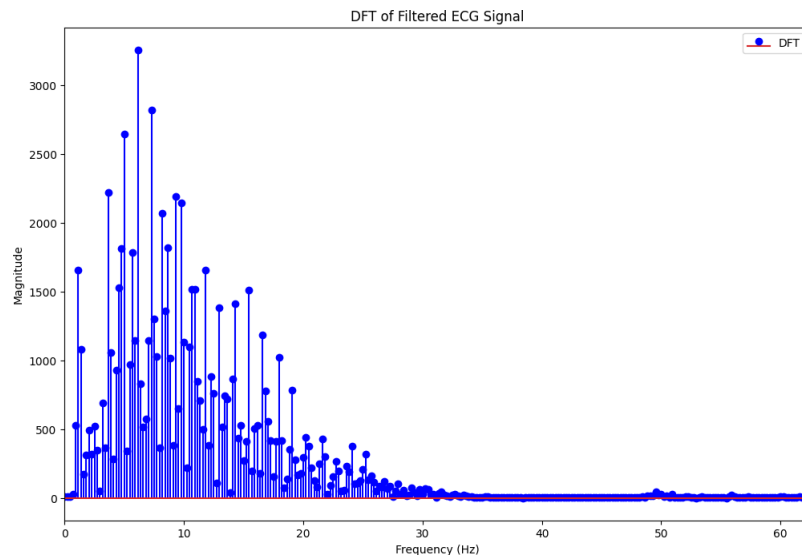
Gambar 3.6 Hasil DFT dari low-pass filter



Gambar 3.7 Hasil MAV filter



Gambar 3.8 Hasil MAV filter terbalik

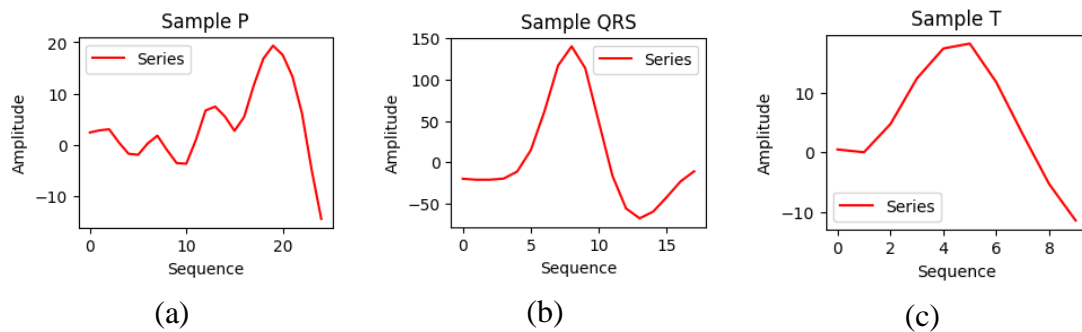


Gambar 3.9 Hasil DFT sinyal yang telah difilter

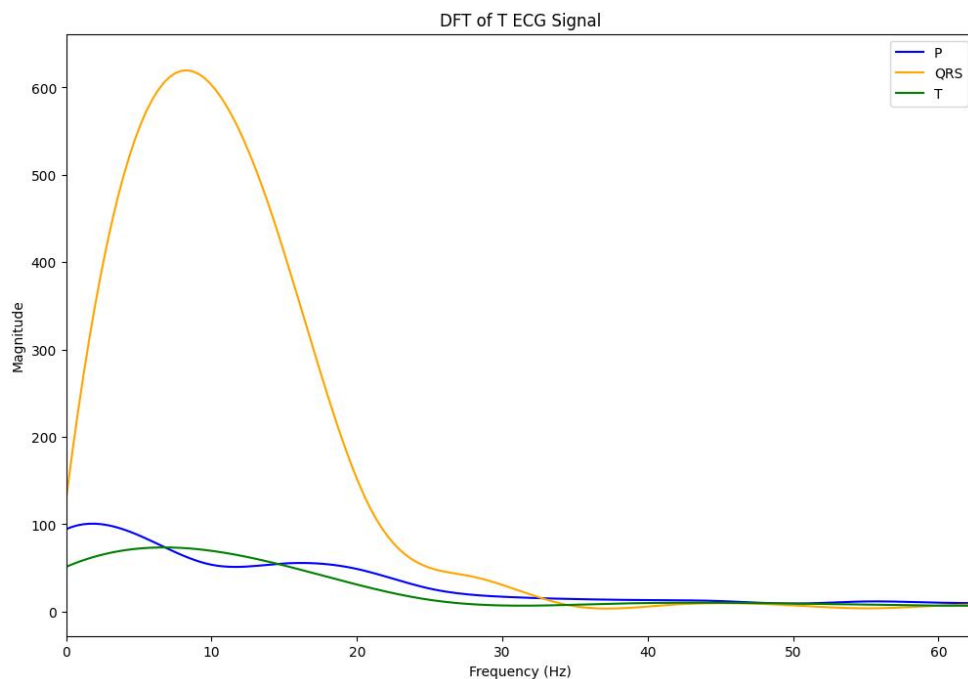
Berdasarkan hasil filter tersebut, dapat dilihat pada hasil DFT gambar 3.6 bahwa low-pass filter berhasil mengurangi/mereduksi besar *noise* pada frekuensi 50Hz. Kemudian, moving average filter menunjukkan pengurangan *white noise* yang cukup besar sehingga hasil DFT menunjukkan bahwa besar sinyal pada frekuensi lebih dari 30Hz sudah tereduksi, dan sinyal masih memiliki bentuk morfologi yang bagus dan lebih jelas. Pada pengolahan sinyal ini, dilakukan filter terbalik untuk MAV karena filter digital dengan orde tinggi akan membuat sinyal bergeser efek dari akses terhadap sinyal di titik sebelumnya. Maka dari itu, dilakukan filter terbalik agar sinyal yang bergeser dapat dikembalikan. Hal ini tidak terjadi untuk low-pass dan band-pass filter nantinya karena dalam aplikasinya, digunakan konvolusi antara koefisien filter dengan sinyal data, sehingga tidak ada pergeseran sinyal. Dengan begitu, didapatkan hasil sinyal yang sudah difilter pada gambar 3.8. Kemudian hasil sinyal yang sudah

difilter tersebut, akan melalui 2 proses, yaitu segmentasi P, QRS Kompleks, dan T untuk diDFT dan dianalisis dalam domain frekuensi, serta proses pengolahan untuk mendapatkan *heartrate*.

3.1. Segmentasi P, QRS Kompleks, dan T



Gambar 3.10. Hasil segmentasi tiap bagian dari sinyal EKG

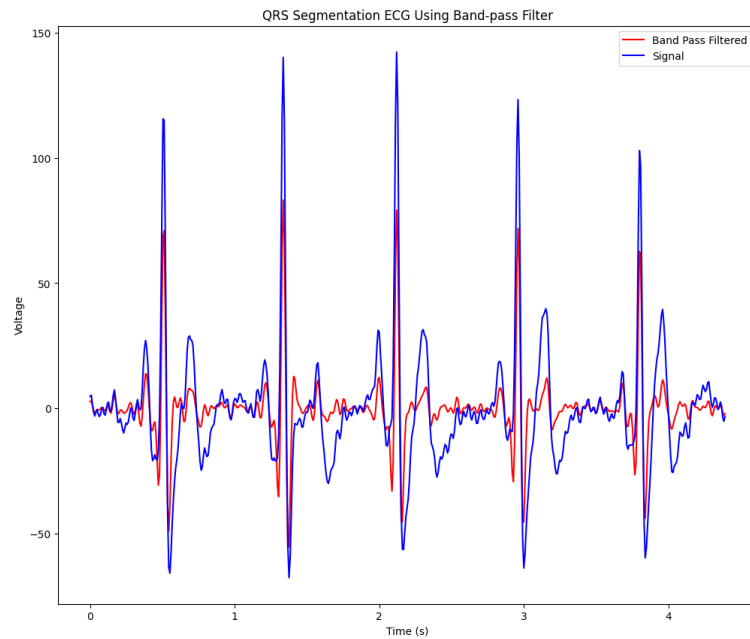


Gambar 3.11. Hasil DFT dari tiap bagian dari sinyal EKG

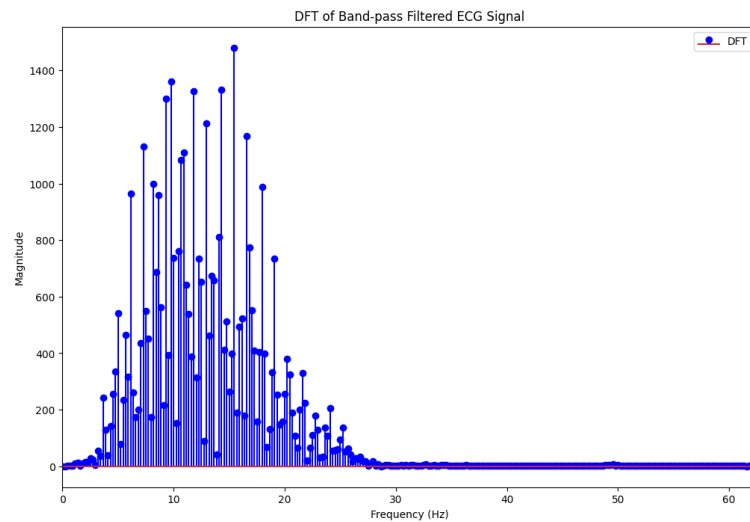
Berdasarkan hasil tersebut, maka didapatkan respon frekuensi dari setiap bagian dari sinyal EKG untuk subjek 1. Hasil tersebut menunjukkan rentang frekuensi dari tiap bagian pada sinyal EKG. Segmentasi ini dilakukan secara manual dengan sampling data.

3.2. Heart Rate

3.2.1. Band-pass Filter



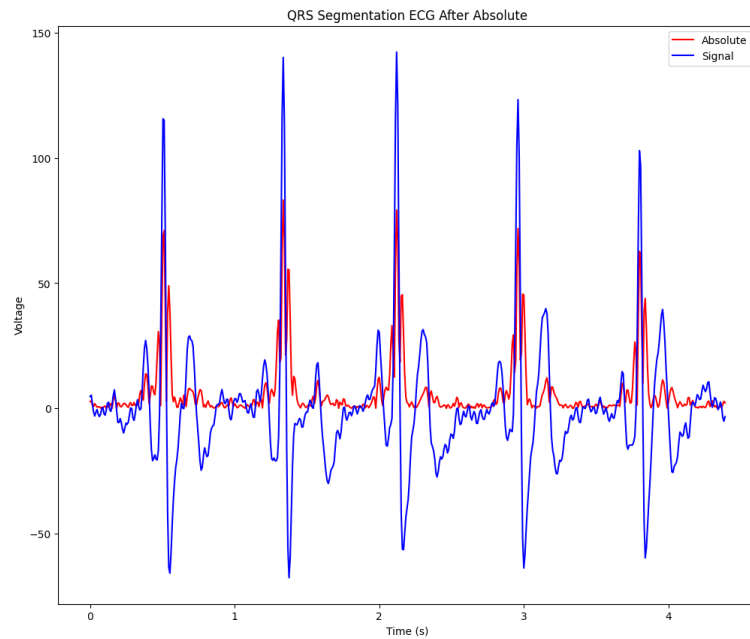
Gambar 3.11. Hasil Band-pass filter dari sinyal EKG yang telah difilter



Gambar 3.12. Hasil Band-pass filter dari sinyal EKG yang telah difilter

Gambar tersebut menunjukkan hasil dari band-pass filter dengan cutoff frekuensi rendah sebesar 8Hz dan cutoff frekuensi tinggi sebesar 23Hz. Hasil tersebut kemudian diplot pada gambar 3.11 pada plot berwarna merah. Kemudian hasil dari DFT dapat dilihat pada gambar 3.12 yang menunjukkan bahwa sinyal dibawah 8Hz dan diatas 23Hz telah direduksi.

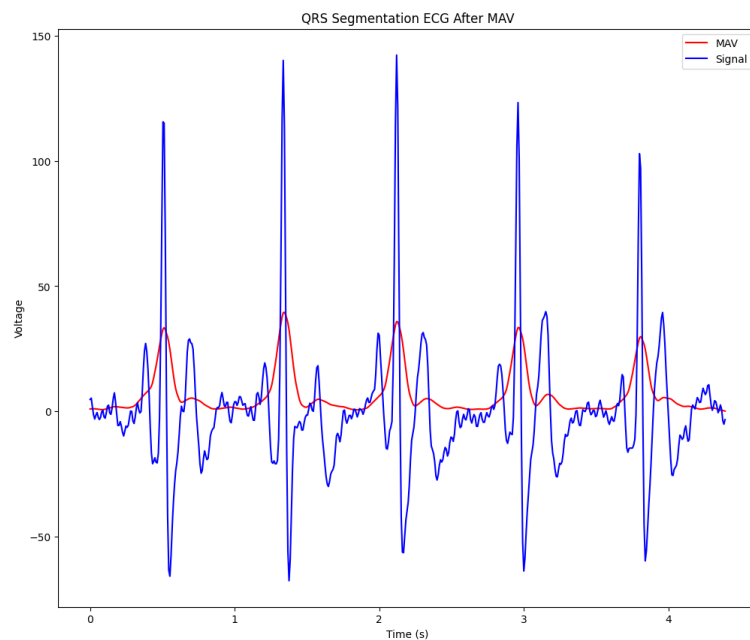
3.2.2. Absolute



Gambar 3.13. Hasil absolut dari sinyal EKG yang telah difilter

Gambar 3.13 tersebut menunjukkan hasil absolut dari sinyal yang telah difilter menggunakan band-pass filter. Maka dari itu, besar sinyal (merah) memiliki nilai diatas nol (0).

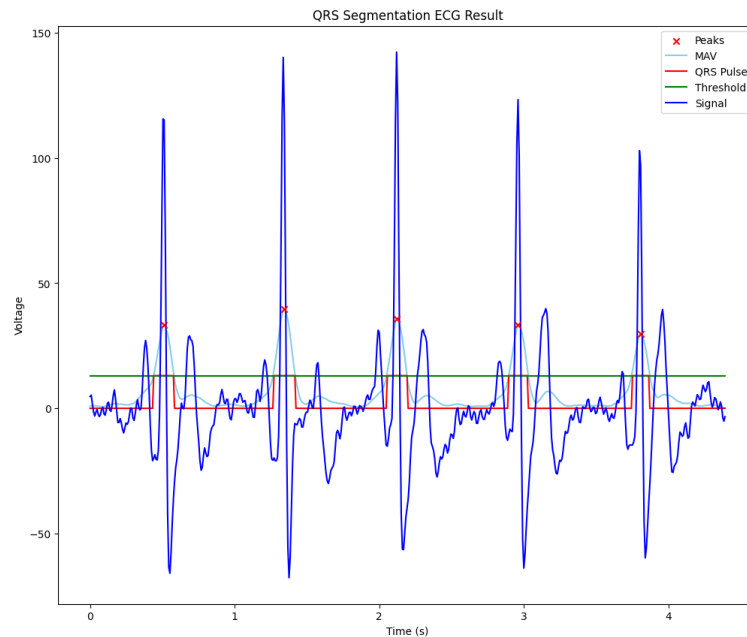
3.2.3. MAV



Gambar 3.14. Hasil MAV dari sinyal EKG yang telah difilter

Gambar 3.14 menunjukkan hasil MAV dari sinyal yang sebelumnya diabsolut. Dapat dilihat bahwa sinyal tersebut (merah) mengikuti rentang dari QRS kompleks dengan posisi peak yang sama dengan titik R pada QRS kompleks

3.2.4. Thresholding



Gambar 3.15. Hasil generasi pulse QRS dan deteksi peak dari sinyal EKG yang telah difilter

Hasil sinyal yang telah di-MAV kemudian dithresholding dengan mengambil menggenerasi sinyal kotak. Generasi tersebut dilakukan dengan mengambil sinyal diatas threshold, sedangkan dibawah threshold akan dihilangkan. Dalam konteks ini, threshold (hijau) memiliki nilai sebesar setengah dari amplitude sinyal hasil MAV (biru muda), sehingga didapatkan sinyal kotak yang merepresentasikan waktu terjadinya QRS Kompleks. Selain itu, dideteksi peak dari sinyal MAV (simbol X) yang merepresentasikan waktu dari bagian R/peak sinyal EKG. Waktu yang didapatkan tersebut kemudian diolah sehingga menjadi R-R Interval yang kemudian digunakan untuk mencari *heartrate*.

3.2.5. Hasil *Heartrate*

```
[0.44, 1.272, 2.056, 2.896, 3.7520000000000002]
[0.8320000000000001, 0.784, 0.8399999999999999, 0.8560000000000003]
[0.8320000000000001, 0.776, 0.8399999999999999, 0.8480000000000003]
Subject Heart Rate is 72.46376811594202 BPM
Subject Heart Rate is 72.81553398058252 BPM
```

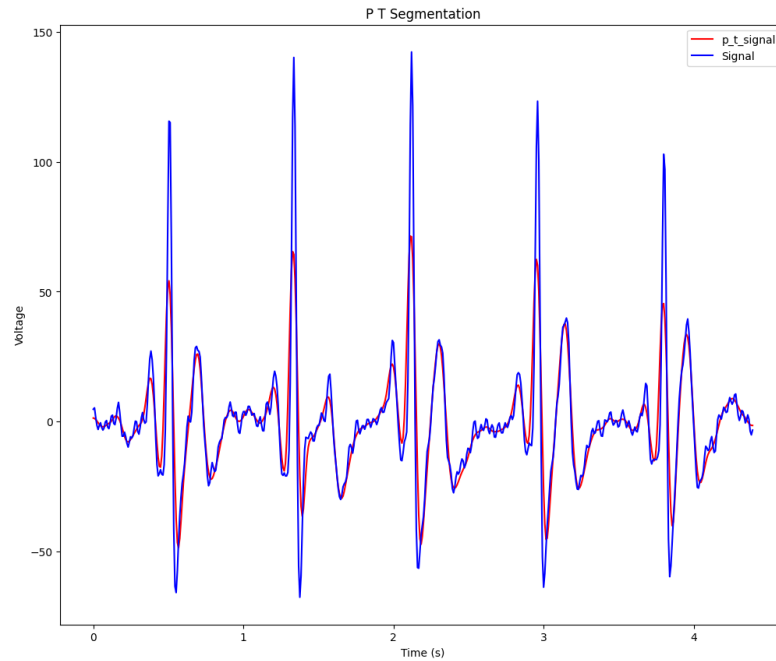
Gambar 3.16. Hasil perhitungan *heartrate*

Gambar tersebut menunjukkan hasil perhitungan *heartrate* dari subjek 1 sebesar ~72 BPM. Pada baris 1 menunjukkan waktu pada *rising edge* dari setiap sinyal kotak yang dihasilkan sebelumnya. Baris 2 menunjukkan selisih antara waktu i dengan waktu $(i+1)$ atau R-R Interval. Kemudian baris 4 menunjukkan besar BPM dengan menggunakan R-R Interval dari sinyal kotak. Sedangkan baris 3 menunjukkan R-R Interval dengan menggunakan waktu dari deteksi peak, dan baris 5 merupakan *heartrate* menggunakan R-R Interval dari deteksi peak.

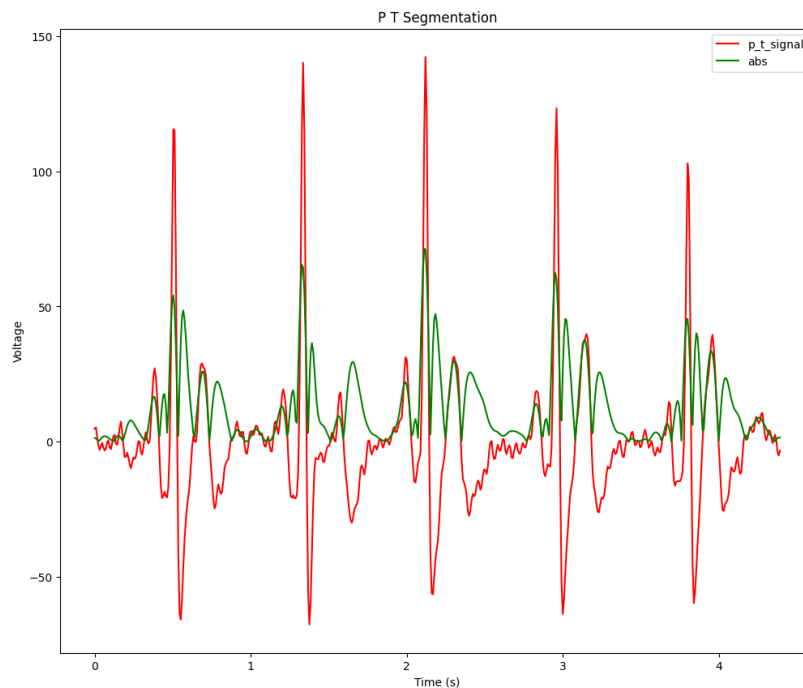
3.3. Segmentasi P dan T menggunakan Low-pass Filter

Pada tahap sebelumnya, dilakukan segmentasi dari QRS dengan memanfaatkan band-pass filter. Kemudian, dari tahapan segmentasi P, QRS kompleks, dan T untuk mendapatkan plot DFT dari tiap bagian didapatkan bahwa frekuensi dari sinyal P dan T

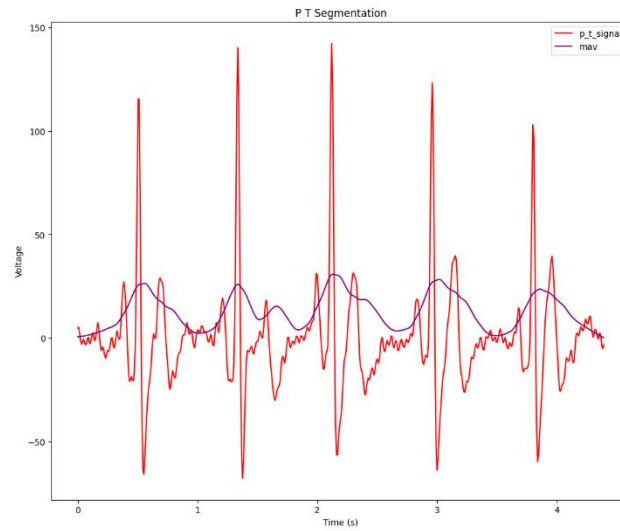
berdekatan pada sekita 10 Hz. Maka dari itu, digunakanlah low-pass filter dengan cutoff frekuensi sebesar 10Hz untuk mengisolasi sinyal P dan T. Akan tetapi, karena QRS juga ada pada frekuensi dibawah 10Hz, maka dilakukan pengurangan sinyal P-QRS-T dengan sinyal QRS kompleks untuk mendapatkan waktu atau interval sinyal P dan T. Proses pencarian interval tersebut sama dengan pencarian interval pada sinyal QRS kompleks. Berikut ini adalah hasilnya.



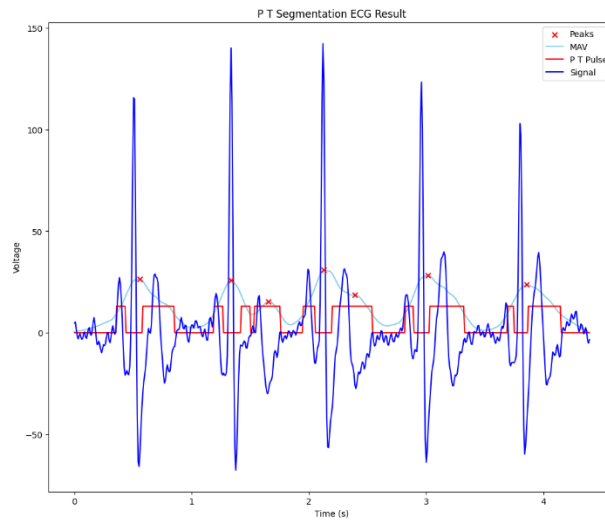
Gambar 3.17. Hasil low-pass filter



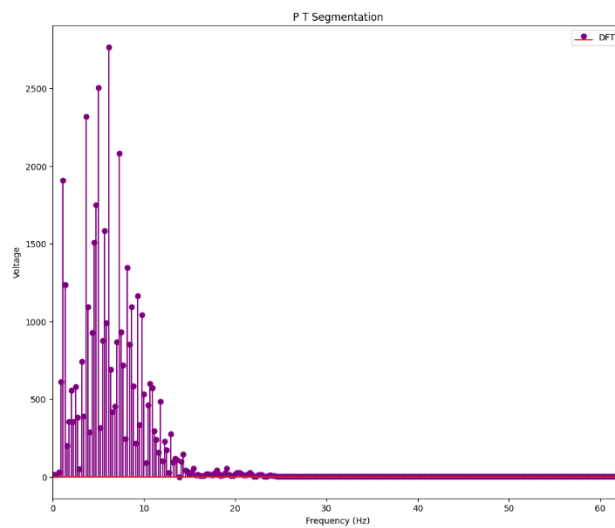
Gambar 3.18. Hasil absolute



Gambar 3.19. Hasil MAV



Gambar 3.20. Hasil interval P dan T



Gambar 3.21. Hasil DFT sinyal yang dilow-pass filter

Dengan begitu, didapatkan hasil analisis *heartrate* dari subjek 1 yang melalui berbagai tahapan pengolahan sinyal. Hasil analisis pada subjek 2 terlampir.

BAB IV

KESIMPULAN

Berdasarkan hasil dari projek yang telah dilakukan, maka dapat disimpulkan bahwa subjek 1 (Davis) memiliki *heartrate* sebesar ~72BPM, sedangkan subjek 2 (Levy) memiliki *heartrate* sebesar ~94.94 BPM. Kemudian, dapat disimpulkan bahwa konsep dari dasar pengolahan sinyal seperti filter digital, *discrete fourier transform*, dan regresi dapat digunakan untuk mengolah data sinyal biomedis secara digital sehingga data dapat dianalisis. *Discrete Fourier Transform* digunakan untuk mengubah sinyal dalam domain frekuensi sehingga dapat sinyal dapat dianalisis, seperti mencari frekuensi noise, ataupun untuk mendapatkan respon frekuensi dari sinyal. Berdasarkan pengetahuan dari frekuensi inilah, maka dapat dirancang suatu filter yang sesuai untuk menghilangkan frekuensi yang tidak diinginkan.

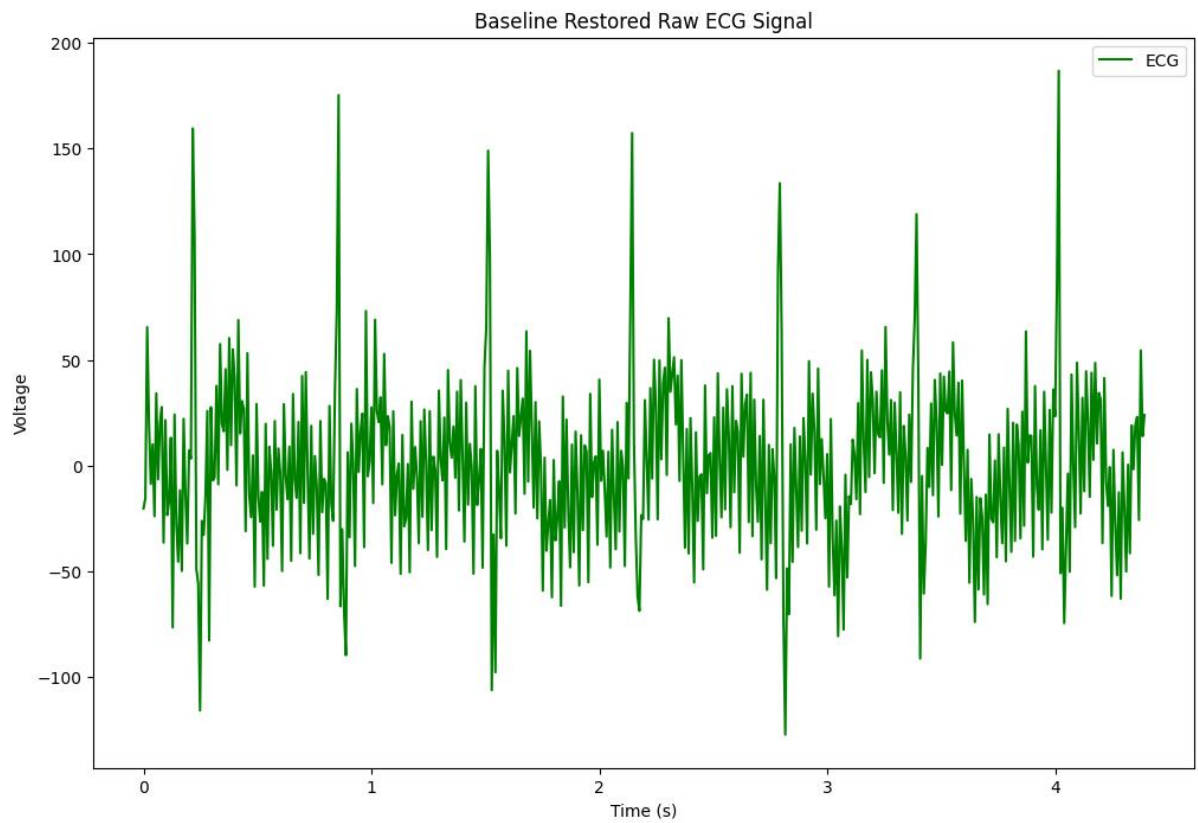
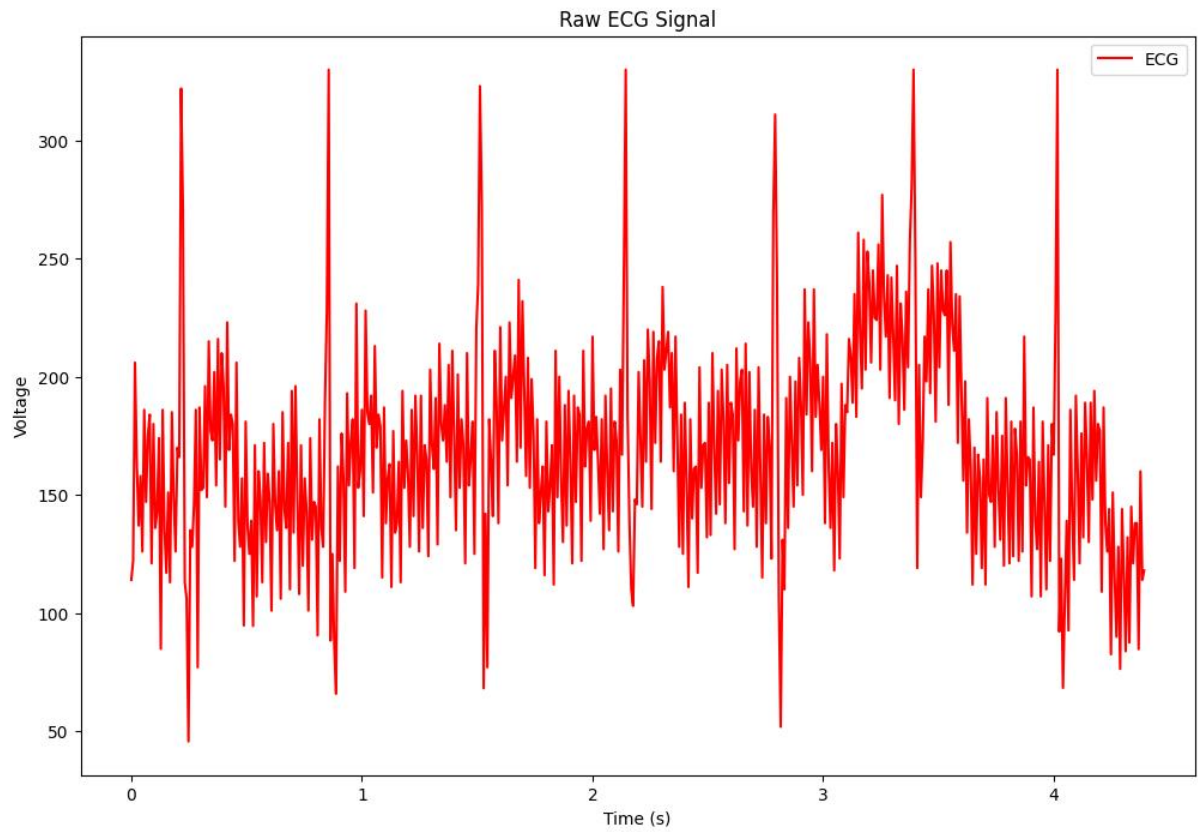
DAFTAR PUSTAKA

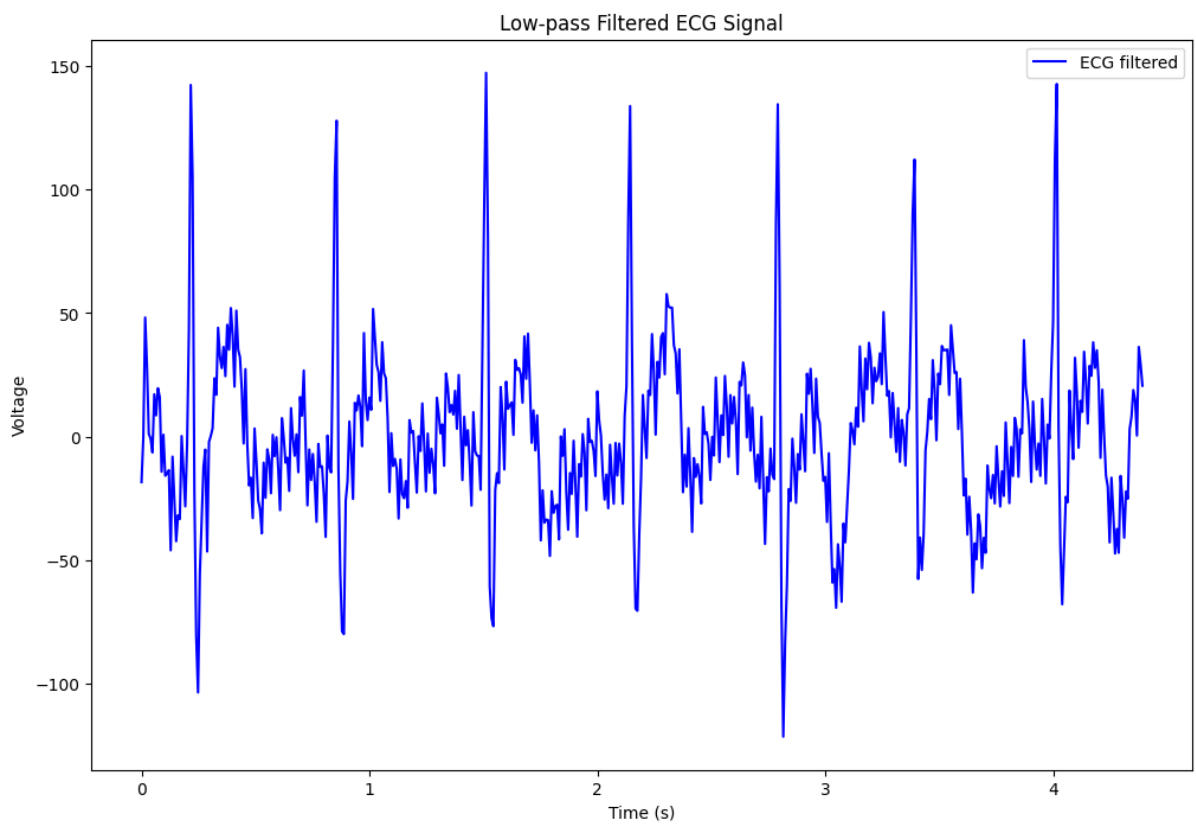
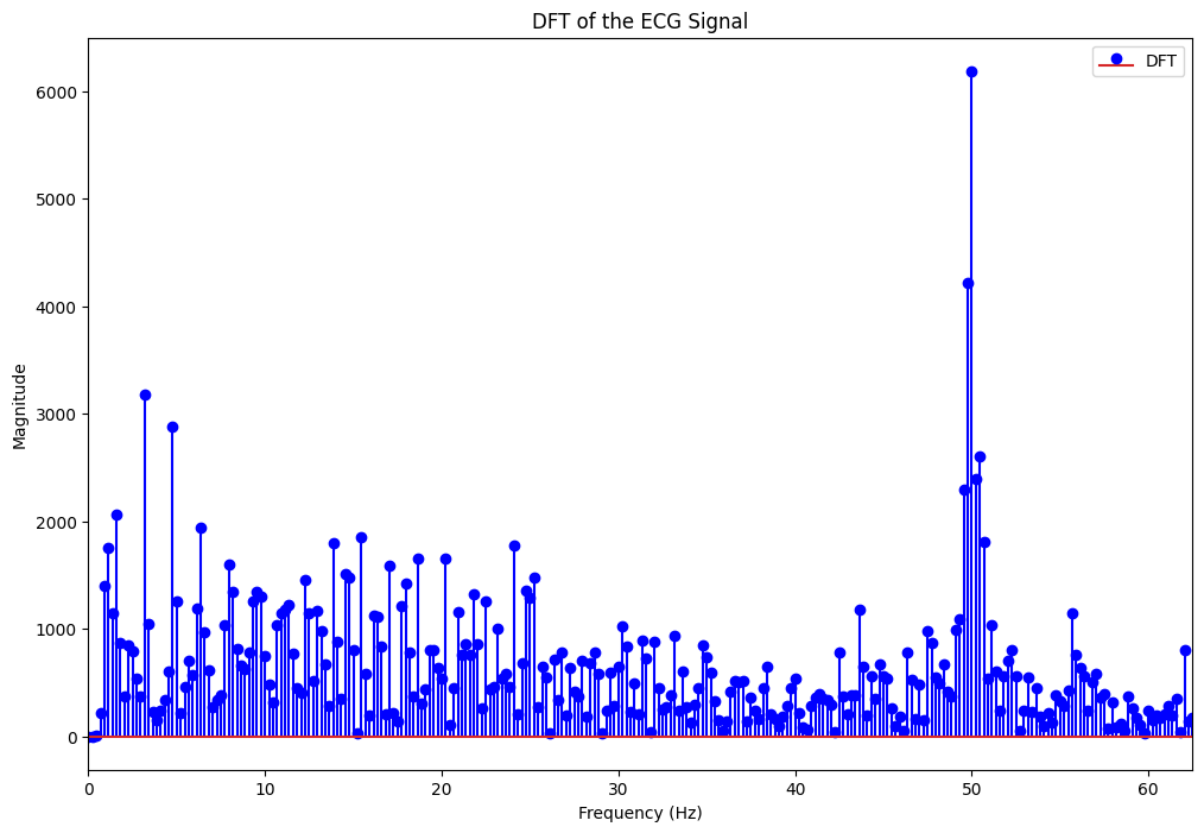
- Gavel A., Sahu H.L., Sharma G., and Rahi P.K. (2016). Design of Lowpass Fir Filter Using Rectangular and Hamming Window Techniques, *International Journal of Innovative Science, Engineering & Technology*, 3(8).
- Ostertagova E. (2012). Modelling using polynomial regression, *Procedia Engineering*. 48: 500-506.
- Pambudi R.N., Indriyanto S., Pramono S. (2022). Implementasi Moving Average Filter Untuk Monitoring Ketinggian Air Pada Tandon Air Menggunakan Antares, *Journal of Electronic and Electrical Power Application*.
- Sidhu T., Bhajla B., Das S. (2023). Numerical algorithms for protection and metering devices, *Encyclopedia of Electrical and Electronic Power Engineering*. 45-87.

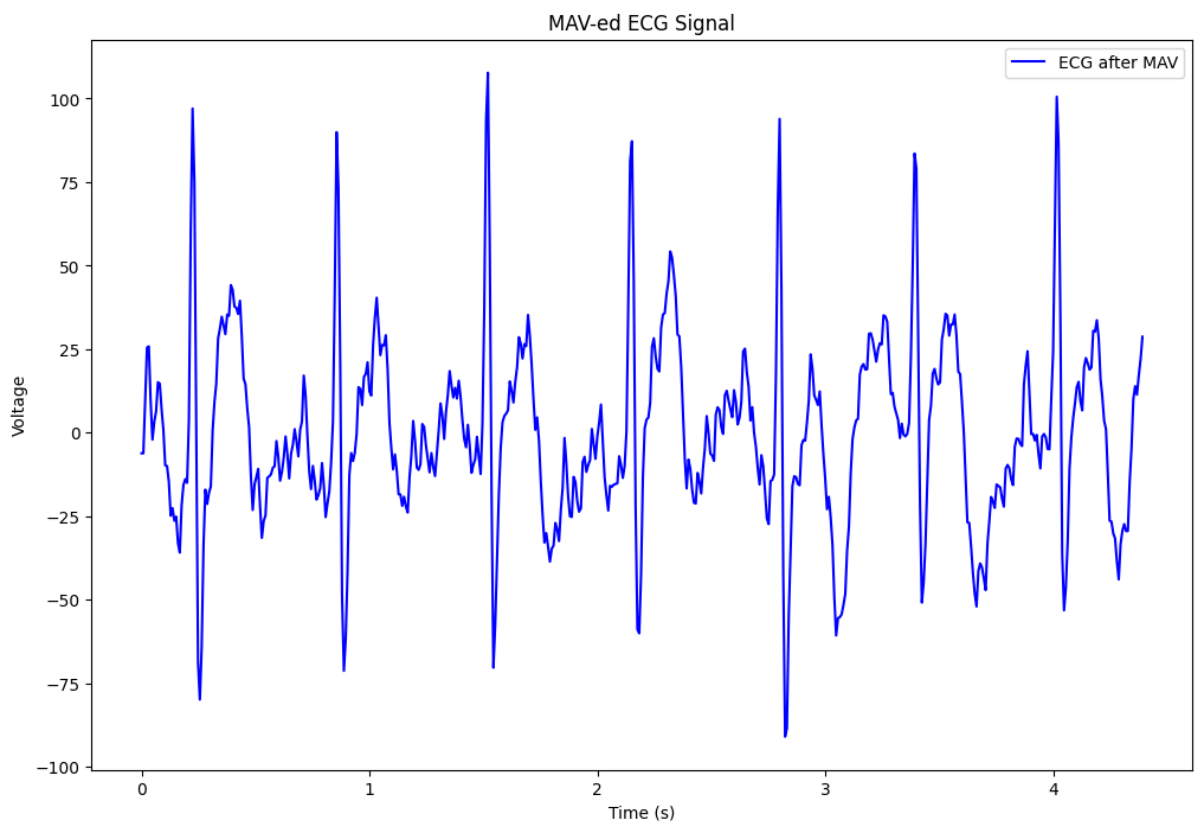
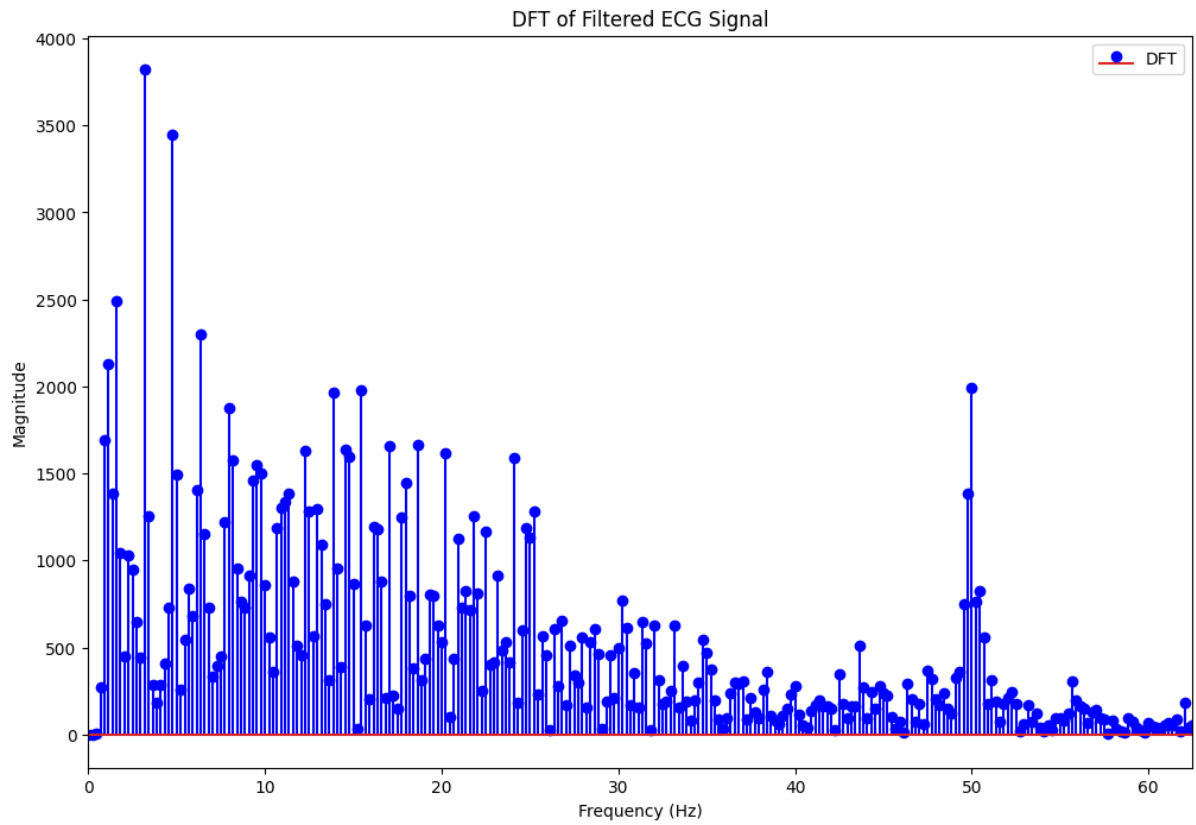
LAMPIRAN

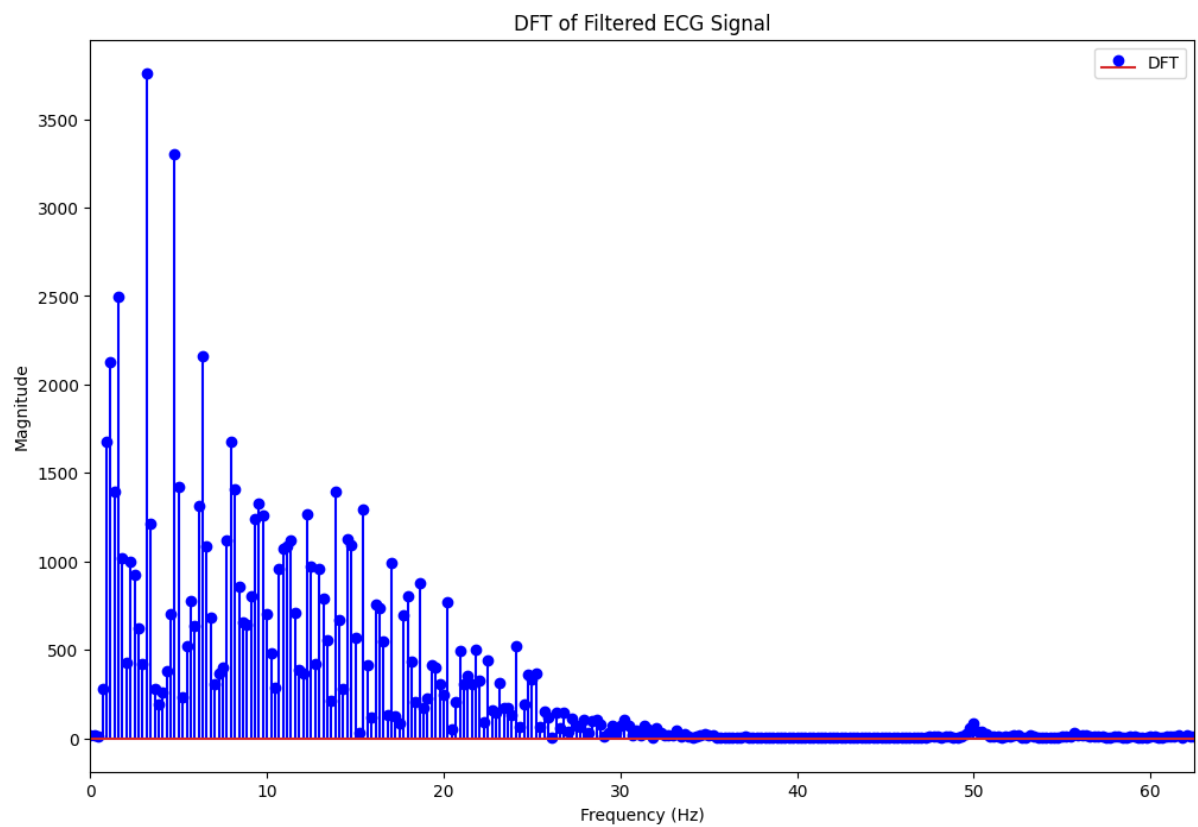
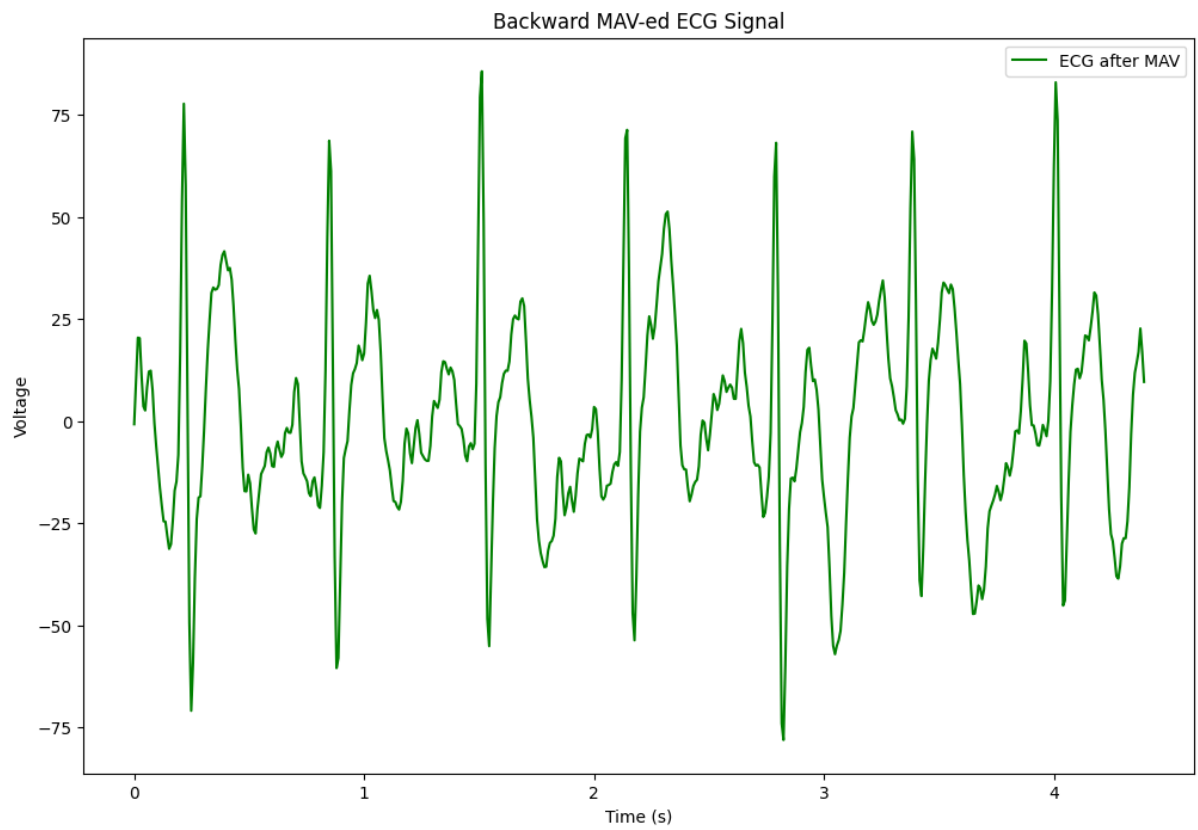
Program dapat diakses pada: <https://github.com/hiiikariri/ecg-signal-processing/>

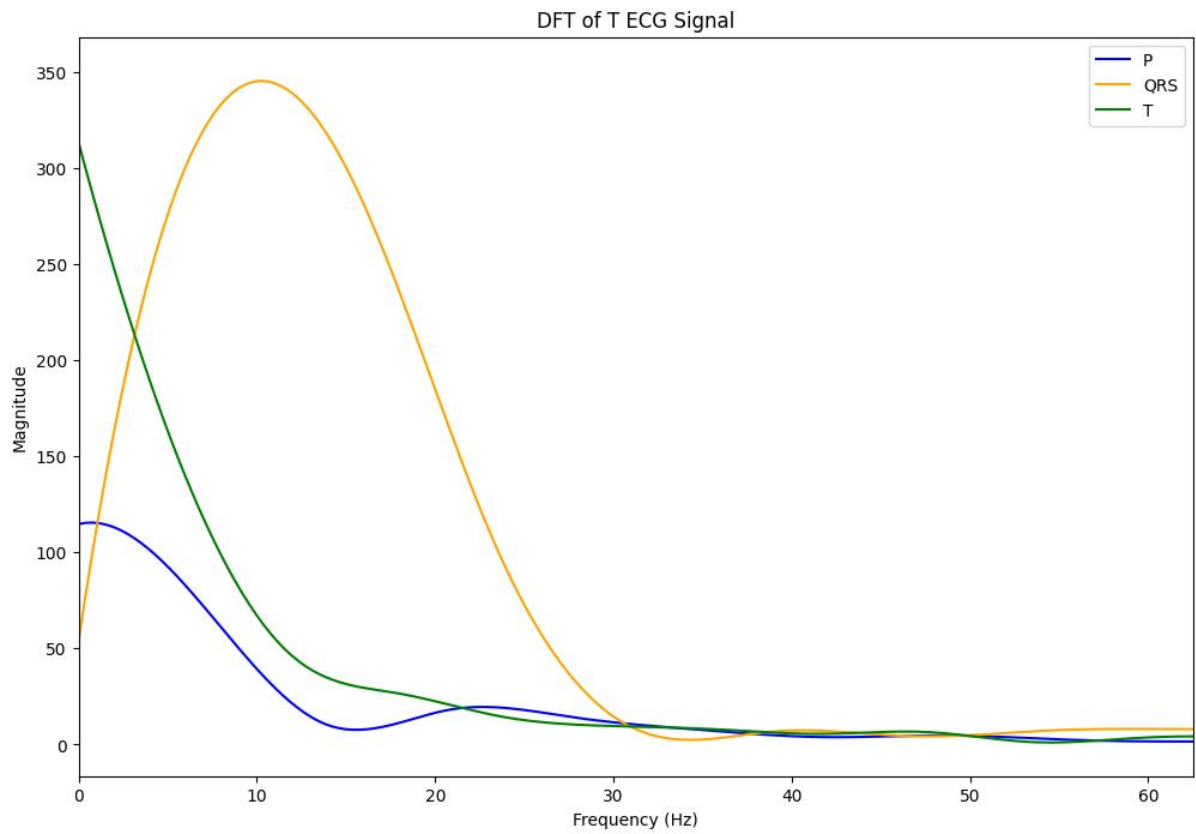
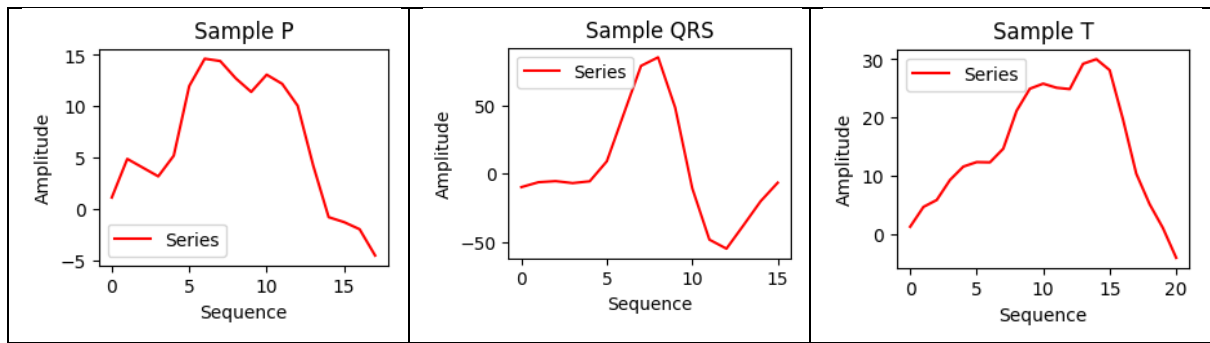
Hasil pengolahan sinyal subjek 2 (Levy)

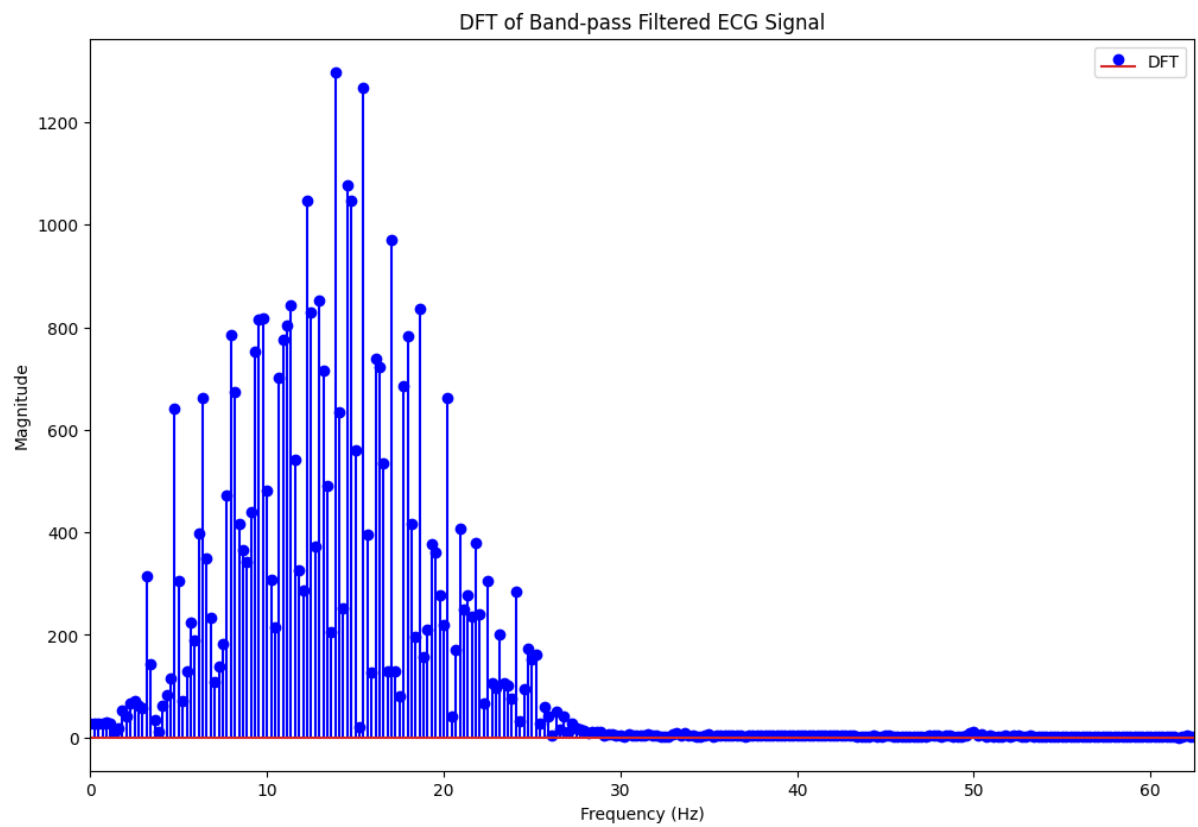
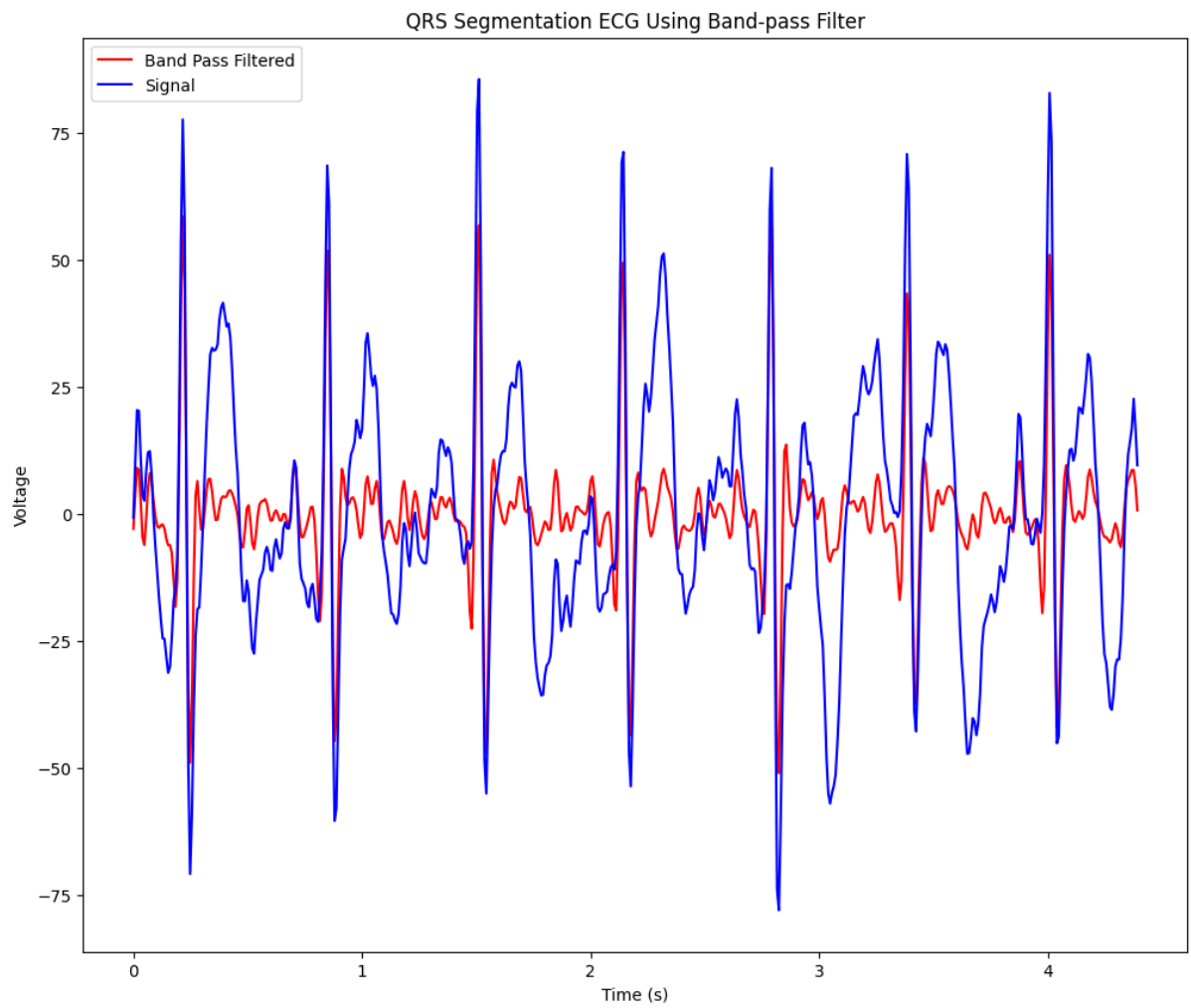


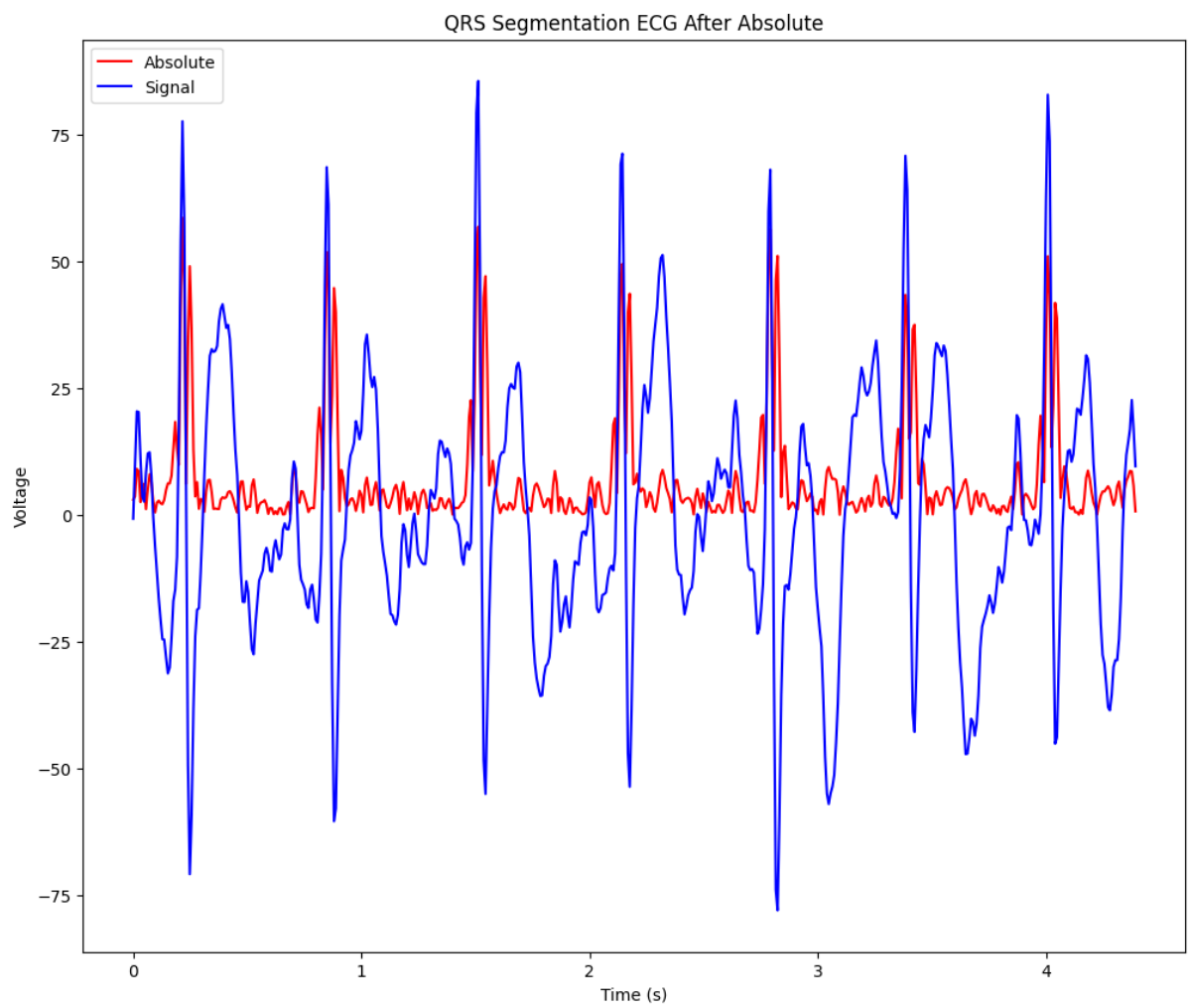


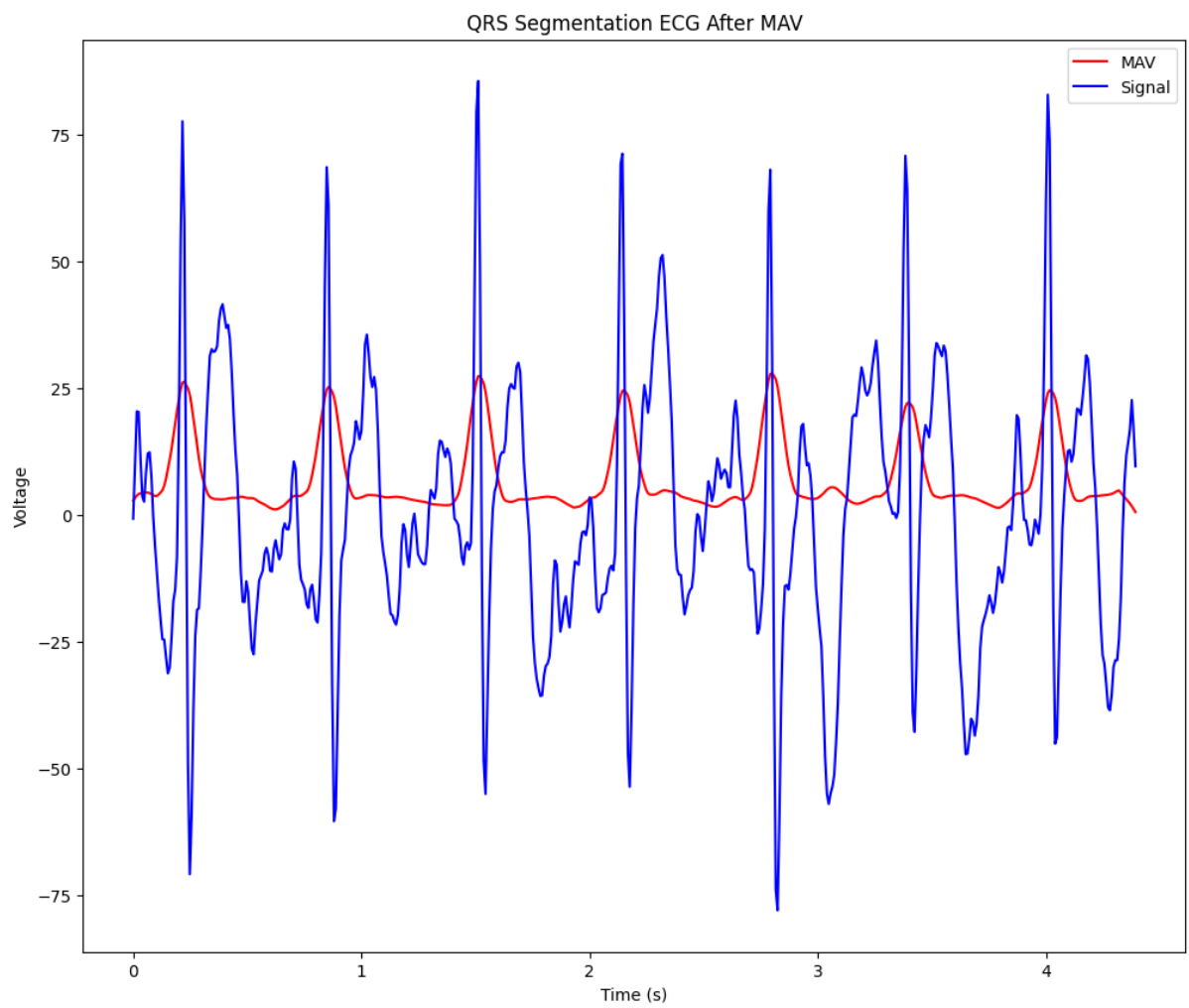


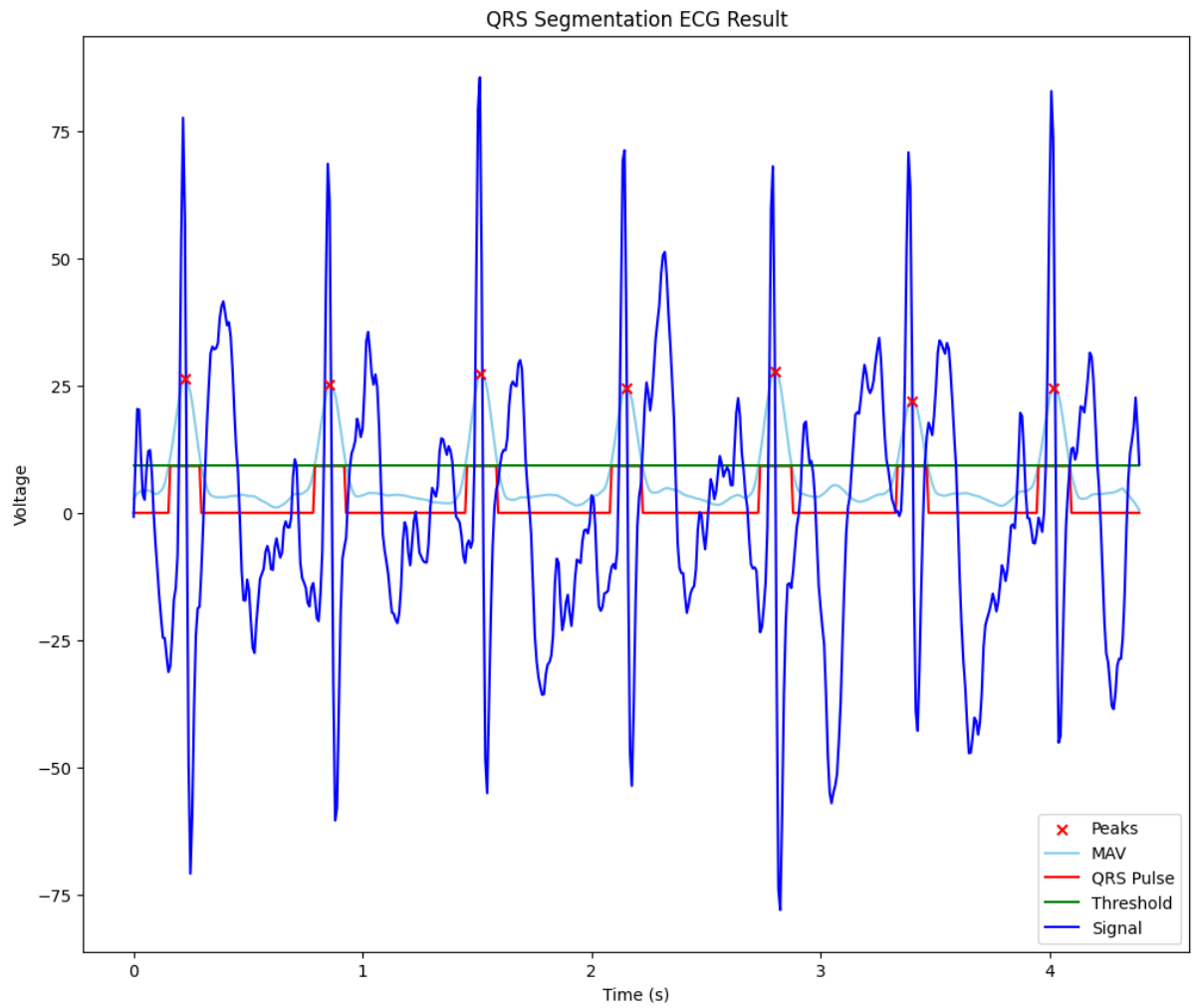




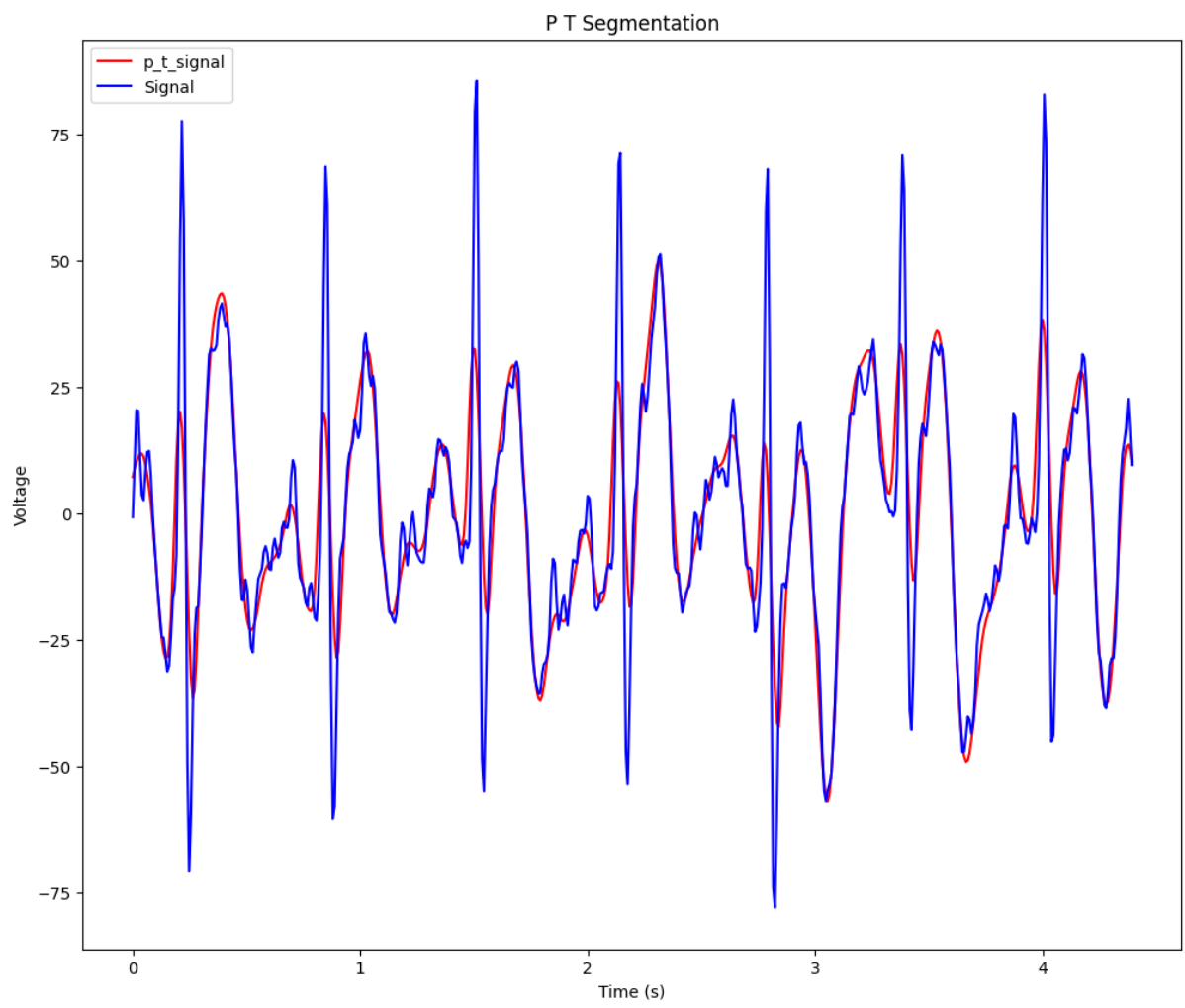


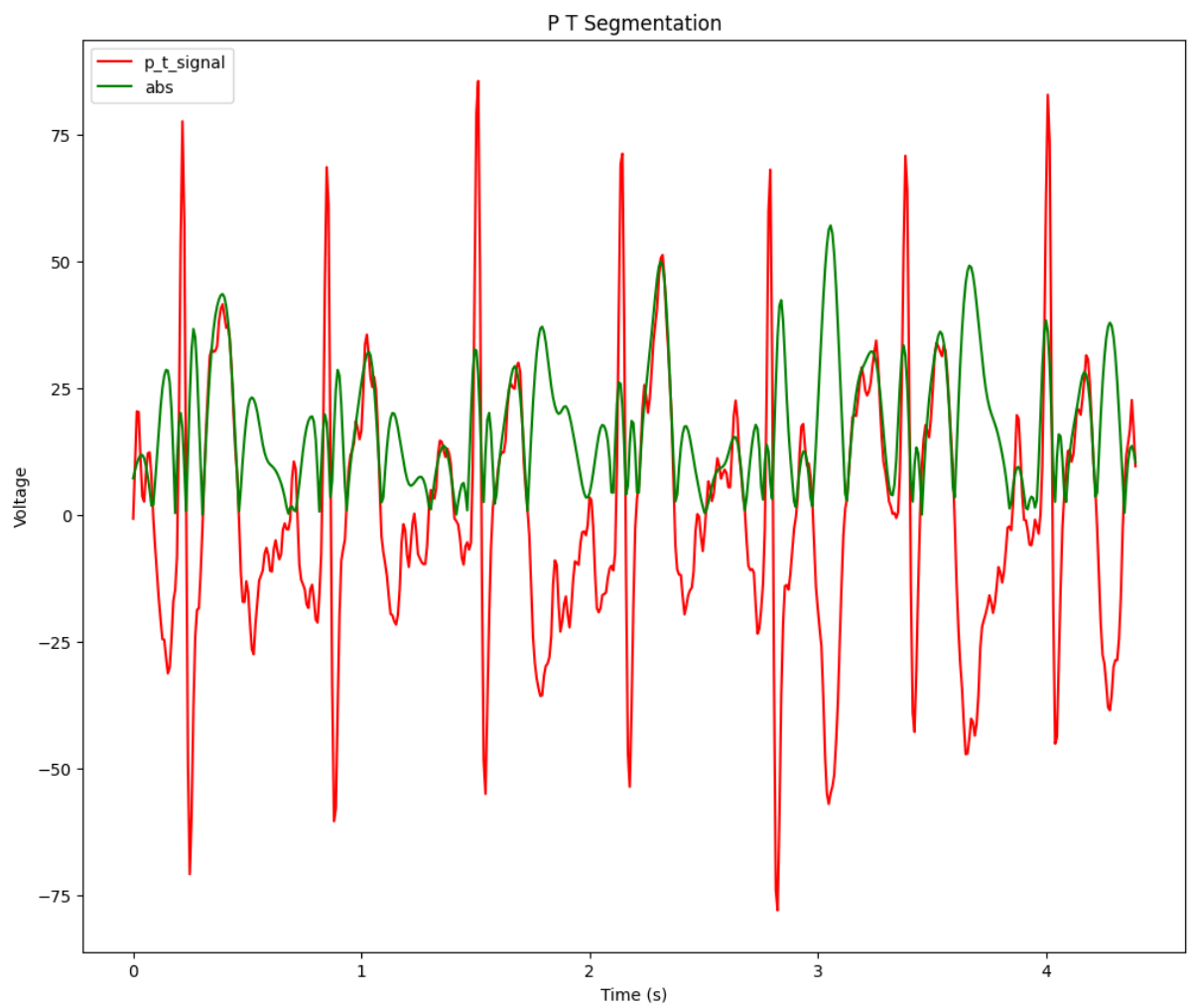


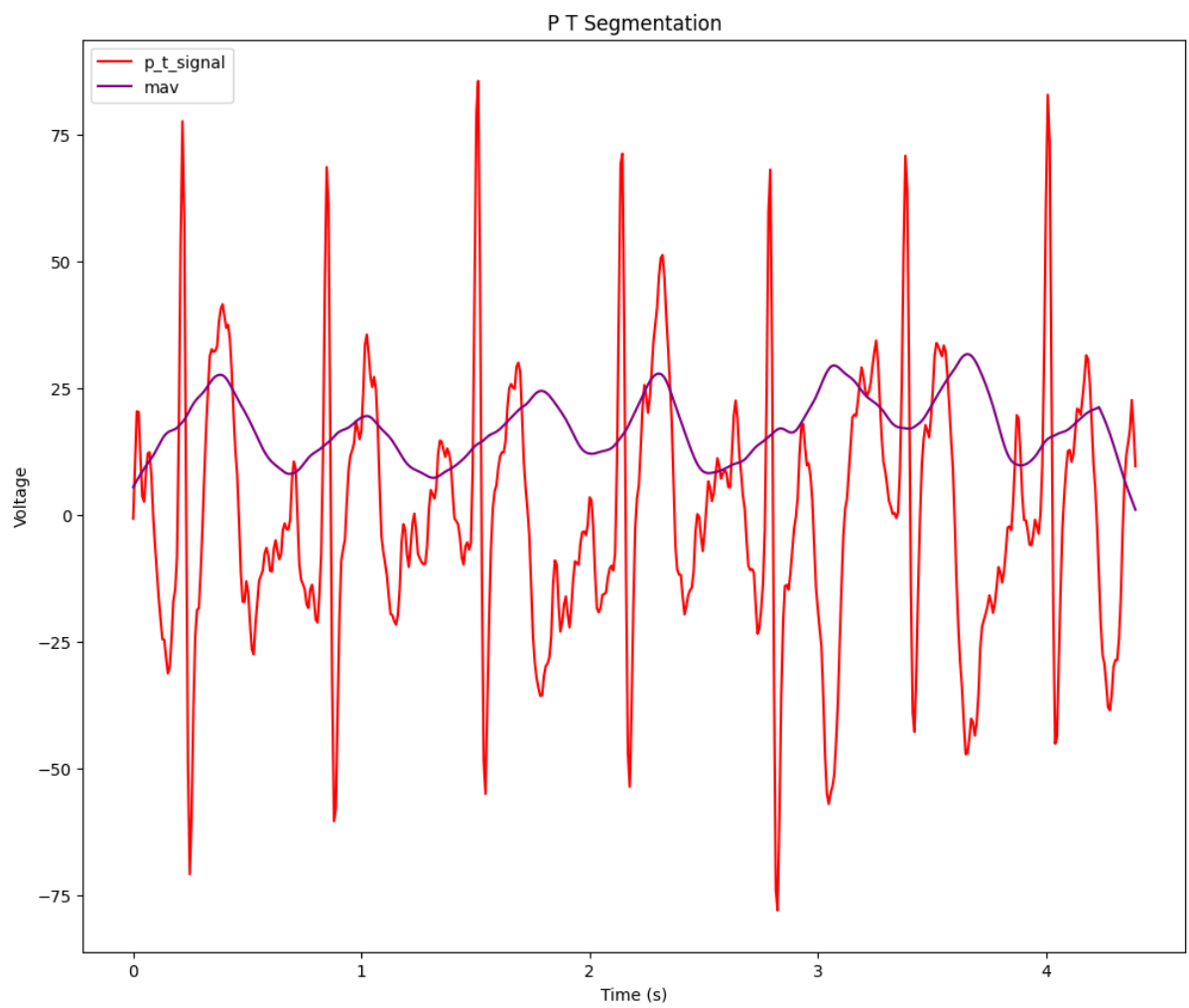




```
[0.16, 0.792, 1.456, 2.088, 2.736, 3.336, 3.952]
[0.632, 0.6639999999999999, 0.6320000000000001, 0.6480000000000001, 0.5999999999999996, 0.6160000000000001]
[0.632, 0.656, 0.6400000000000001, 0.6480000000000001, 0.5999999999999996, 0.6160000000000001]
Subject Heart Rate is 94.9367088607595 BPM
Subject Heart Rate is 94.9367088607595 BPM
```







P T Segmentation ECG Result

