

LAPORAN TUGAS AKHIR

**Pengembangan Purwarupa *Capacitive Sensor* pada Kursi
untuk *Monitoring Vital Sign* Jantung secara *Realtime***



Penyusun:

Abdul Rahman (21524069)

Yudistira Prayoga (21524071)

Program Studi Teknik Elektro

Fakultas Teknologi Industri

Universitas Islam Indonesia Yogyakarta

2025

HALAMAN PENGESAHAN

**Pengembangan Purwarupa *Capacitive Sensor* pada Kursi
untuk *Monitoring Vital Sign* Jantung secara *Realtime***

Penyusun:

Abdul Rahman (21524069)

Yudistira Prayoga (21524071)

Yogyakarta, 13 Juli 2025

Dosen Pembimbing 1

Dosen Pembimbing 2



Alvin Sahroni, S.T., M.Eng, Ph.D.

095240402



Ir. Sisdarmanto Adinandra, S.T., M.Sc, Ph.D

025240101

Program Studi Teknik Elektro

Fakultas Teknologi Industri

Universitas Islam Indonesia Yogyakarta

2025

LEMBAR PENGESAHAN TUGAS AKHIR

JUDUL KARYA TUGAS AKHIR



Disusun oleh:

YUDISTIRA PRAYOGA 21524071

ABDUL RAHMAN 21524069

Telah dipertahankan di depan dewan penguji
pada tanggal: 29 juli 2025

Susunan Dewan Penguji

Ketua Penguji

Anggota Penguji 1

Anggota Penguji 2

: Alvin Sahroni, S.T., M.Eng., Ph.D.

: Medilla Kusriyanto, S.T., M.Eng.

: Dr. dr. Isnatin Miladiyah, M.Kes.

Tugas akhir ini telah disahkan sebagai salah satu persyaratan
untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik

Tanggal: 05-08-2025

Ketua Program Studi Teknik Elektro



Evi Ang Ratna Wati, S.T., M.Eng.

035240102

PERNYATAAN

Dengan ini kami menyatakan bahwa:

1. Tugas Akhir ini tidak mengandung karya yang diajukan untuk memperoleh gelar kesarjanaan di suatu perguruan tinggi lainnya, dan sepanjang pengetahuan kami juga tidak mengandung karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis diacu dalam naskah ini dan disebutkan dalam daftar pustaka.
2. Informasi dan materi Tugas Akhir yang terkait hak milik, hak intelektual, dan paten merupakan milik bersama antara tiga pihak, yaitu penulis, dosen pembimbing, dan Universitas Islam Indonesia. Dalam hal ini, penggunaan informasi dan materi Tugas Akhir terkait paten maka akan didiskusikan lebih lanjut untuk mendapatkan persetujuan dari ketiga pihak tersebut di atas.

Yogyakarta, 05-08-2025



YUDISTIRA PRAYOGA (21524071)



ABDUL RAHMAN (21524069)

DAFTAR ISI

DAFTAR ISI	3
DAFTAR GAMBAR	7
DAFTAR TABEL	10
RINGKASAN	10
BAB 1. PENDAHULUAN	11
1.1 Latar belakang dan Identifikasi Masalah	11
1.2 Rumusan Masalah	11
1.3 Tujuan	11
1.4 Batasan Masalah	11
1.5 Batasan Realistis Aspek Keteknikan	12
BAB 2. IDENTIFIKASI KEBUTUHAN SISTEM	13
2.1 Studi Literatur dan Observasi	13
2.2 Dasar Teori	15
2.2.1 Prinsip Kapasitansi	15
2.2.2 Deteksi Sinyal Bioelektrik	16
2.2.3 Teknik Pemrosesan Sinyal	18
2.2.4 Material Elektroda	22
2.3 Analisis Aspek yang Mempengaruhi Sistem	23
2.3.1 Aspek Teknologi	23
2.3.2 Aspek Ekonomi	23
2.3.3 Aspek Keamanan	24
2.3.4 Aspek Lingkungan	24
BAB 3. USULAN SOLUSI	25
3.1 Spesifikasi Sensor	25
3.2 Usulan Solusi	30
3.3 Rencana Anggaran	32

3.4 Analisis Resiko	33
3.5 Pengukuran Performa	35
3.6 Kesimpulan Pemilihan Material	37
3.7 Gantt Chart	40
3.8 Realisasi Pelaksanaan Tugas Akhir 1	42
BAB 4. HASIL RANCANGAN DAN METODE PENGUKURAN	43
4.1 Hasil Rancangan Sensor	43
4.1.1 Rangkaian Elektronik	43
4.1.2 Material Dari Sensor	45
4.1.3 Gambar Desain 3D	46
4.1.4 Cara kerja Sistem	47
4.1.5 Metode Pengambilan Data	48
4.2 Metode Pengukuran Kinerja Hasil Perancangan	50
4.2.1 Tujuan Pengujian	52
BAB 5. HASIL PENGUKURAN DAN ANALISIS	53
5.1 Analisis Hasil	53
5.1.1 Analisis Hasil kualitatif sinyal keluaran	53
5.1.2 Analisis Spektrum Frekuensi Sinyal EKG Referensi	58
5.1.3 Pengaruh Konfigurasi Filter Digital	59
5.1.4 Perbandingan Sinyal pada Berbagai Skenario Pengujian	63
5.2 Analisis Kuantitatif Kinerja Sistem	67
5.2.1 Contoh Perhitungan Parameter Kinerja	67
5.2.2 Tabulasi Hasil Pengujian Kinerja Sistem	69
5.2.3 Pembahasan Hasil dan Perbandingan dengan Penelitian Terdahulu	74
5.2.4 Analisis konfigurasi Sensor dan Interkasi Pengguna	74
5.2.5 Analisis Kualitas dan Stabilitas Sinyal	74
5.2.6 Evaluasi dan Penetapan Rancangan Sensor Kapasitif Paling Optimal	75
5.2.7 Pemenuhan Spesifikasi Sistem	76

5.2.8 Pengalaman Pengguna	78
5.2.9 Kesesuaian Perencanaan dan Realisasi	79
5.2.10 Perbandingan Jadwal Perencanaan vs Realisasi	80
5.3 Dampak Implementasi Sensor	82
5.3.1 Dampak Sosial	82
5.3.2 Dampak Ekonomi	82
5.3.3 Dampak Lingkungan	82
BAB 6. KESIMPULAN DAN SARAN	83
6.1 Kesimpulan	83
6.2 Saran	83
DAFTAR PUSTAKA	93
LAMPIRAN – LAMPIRAN	96

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Prinsip kapasitansi dan hubungannya dengan sinyal jantung	16
Gambar 2. 2 Gelombang QRS	17
Gambar 2. 3 Sinyal elektrik dari gerakan kerja jantung	17
Gambar 2. 4 Ilustrasi desain dari tiap filter yang berbeda – beda	19
Gambar 2. 5 Ilustrasi desain amplifier yang digunakan	20
Gambar 2. 6 Simbol dari setiap material yang menjadi solusi	22
Gambar 3. 1 Ilustrasi dimensi sensor yang akan dikembangkan	25
Gambar 3. 2 Contoh kursi yang digunakan dalam uji coba	26
Gambar 3. 3 Ilustrasi penempatan elektroda aktif dan <i>grounding</i> kursi yang digunakan dalam uji coba	27
Gambar 3. 4 Blok diagram	27
Gambar 3. 5 Rangkaian elektronis	28
Gambar 4.1 Rancangan Awal Rangkaian Elektronik	43
Gambar 4.2 Hasil Realisasi Rangkaian Elektronik	44
Gambar 4.3 Material Aluminium	45
Gambar 4.4 Material Tembaga	46
Gambar 4.5 Desain 3D, penempatan sensor dan <i>box</i> rangkaian elektronis	46

Gambar 4.6 Hasil akhir rancangan	47
Gambar 4.7 Blok diagram proses pengujian	47
Gambar 5.1 Contoh sinyal EKG ideal dengan penandaan segmen P, Q, R, S, dan T	53
Gambar 5.2 Cuplikan Sinyal EKG Material Tembaga	54
Gambar 5.3 Cuplikan Sinyal EKG Material Aluminium	54
Gambar 5.4 Perbandingan Sinyal Sebelum dan Sesudah Filter (Tembaga)	56
Gambar 5.5 Perbandingan Sinyal Sebelum dan Sesudah Filter (Aluminium)	57
Gambar 5.6 Visualisasi puncak sinyal EKG setelah di filter	57
Gambar 5.7 Analisis Spektrum Frekuensi Sinyal EKG Referensi (FFT)	58
Gambar 5.8 Desain filter digital	59
Gambar 5.9 Pengaruh Konfigurasi LPF 15 Hz pada Sinyal Tembaga	60
Gambar 5.10 Pengaruh Konfigurasi LPF 20 Hz pada Sinyal Tembaga	60
Gambar 5.11 Pengaruh Konfigurasi LPF 30 Hz pada Sinyal Tembaga	61
Gambar 5.12 Pengaruh Konfigurasi LPF 15 Hz pada Sinyal Aluminium	61
Gambar 5.13 Pengaruh Konfigurasi LPF 20 Hz pada Sinyal Tembaga	61
Gambar 5.14 Pengaruh Konfigurasi LPF 30 Hz pada Sinyal Tembaga	62
Gambar 5.15 Perbandingan Sinyal Tembaga vs ATTYYS (Punggung, Dengan Baju)	63
Gambar 5.16 Perbandingan Sinyal Tembaga vs ATTYYS (Punggung, Tanpa Baju)	64

Gambar 5.17 Perbandingan Sinyal Tembaga vs ATTYYS (Bawah Tubuh)	64
Gambar 5.18 Perbandingan Sinyal Aluminium vs ATTYYS (Punggung, Tanpa Baju)	65
Gambar 5.19 Perbandingan Sinyal Aluminium vs ATTYYS (Punggung, Dengan Baju)	66
Gambar 5.20 Perbandingan Sinyal Aluminium vs ATTYYS (Bawah Tubuh)	66
Gambar 5.21 Perbandingan <i>Visual Baseline</i> Sinyal Antar Material	75

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Hasil studi literatur jurnal	10
Tabel 3. 1 Hasil perbandingan dari setiap usulan solusi	26
Tabel 3. 2 Hasil perbandingan harga dari setiap usulan solusi	28
Tabel 3. 3 Hasil perbandingan risiko yang didapatkan dari setiap usulan solusi	29
Tabel 3. 4 Parameter performa dan cara mengukurnya	31
Tabel 3. 5 Analisis kriteria pemilihan material elektroda kapasitif	33
Tabel 3. 6 Perencanaan kegiatan dalam rentang waktu setahun	36
Tabel 3. 7 Realisasi Pelaksanaan Tugas Akhir	37
Tabel 5.1.3 Hasil Pengukuran Performa filter.....	62
Tabel 5.2.2 Hasil Pengukuran Performa Sensor pada subjek 1.....	70
Tabel 5.2.3 Hasil Pengukuran Performa Sensor pada subjek 2.....	71
Tabel 5.2.4 Hasil Pengukuran Performa Sensor pada subjek 3.....	71
Tabel 5.2.5 Hasil Pengukuran Performa Sensor pada subjek 4.....	72
Tabel 5.2.6 Hasil Pengukuran Performa Sensor pada subjek 5.....	73
Tabel 5.2.7 Hasil Pengukuran Performa Sensor rata rata semua subjek	74
Tabel 5.2.8 Perbandingan Usulan dan Realisasi Spesifikasi Sistem.....	77
Tabel 5.2.9 Data subjek.....	76
Tabel 5.2.10 Rekapitulasi Pengalaman Pengguna.....	76
Tabel 5.2.11 Kesesuaian antara <i>Timeline</i> Usulan dan Realisasi Tugas Akhir2.....	77
Tabel 5.2.12 Perbandingan Rencana vs Realisasi Anggaran Biaya (RAB).....	78

RINGKASAN

Tugas Akhir ini membahas permasalahan utama pada metode pemantauan jantung konvensional (EKG) yang tidak praktis dan tidak nyaman untuk penggunaan jangka panjang karena memerlukan elektroda yang menempel langsung pada kulit. Untuk menjawab permasalahan tersebut, dikembangkan sebuah purwarupa sistem monitoring tanda vital jantung secara *real-time* dan non-kontak menggunakan sensor kapasitif yang diintegrasikan pada kursi. Tiga pendekatan material sensor dievaluasi untuk menemukan rancangan yang paling optimal, yaitu elektroda kapasitif berbahan Tembaga, elektroda kapasitif berbahan Aluminium, Sistem yang dirancang bekerja dengan menangkap sinyal biopotensial jantung melalui elektroda yang ditempatkan pada sandaran dan dudukan kursi. Sinyal tersebut kemudian diperkuat menggunakan *instrumentation amplifier* AD620, disaring melalui *filter high-pass* dan *low-pass*, lalu diakuisisi oleh mikrokontroler untuk dianalisis lebih lanjut. Metode pengukuran performa sistem dilakukan dengan membandingkan hasil deteksi detak jantung (BPM) dengan perangkat referensi medis *Attys Scope*. Parameter yang diukur meliputi akurasi deteksi, kualitas sinyal (*Signal-to-Noise Ratio / SNR*), dan stabilitas sinyal. Pengujian dilakukan dalam beberapa skenario, termasuk dengan dan tanpa lapisan pakaian, untuk mensimulasikan kondisi penggunaan di dunia nyata.

Hasil analisis menunjukkan bahwa Aluminium menunjukkan kualitas sinyal (SNR) tertinggi pada kondisi ideal tanpa pakaian, material Tembaga dipilih sebagai rancangan terbaik. Keputusan ini didasarkan pada performa Tembaga yang paling seimbang, dengan akurasi dan stabilitas sinyal yang lebih unggul pada skenario penggunaan paling realistis, yaitu melalui lapisan pakaian. Akurasi terbaik yang dicapai sistem memiliki persentase *error* sebesar 18.93%, yang menunjukkan bahwa purwarupa telah fungsional meskipun target akurasi standar medis (<5%) belum tercapai. Secara keseluruhan, penelitian ini berhasil menghasilkan rancangan sensor kapasitif berbasis Tembaga sebagai solusi yang valid dan nyaman untuk pemantauan jantung non-invasif, dengan potensi pengembangan lebih lanjut untuk meningkatkan akurasi.

BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar belakang dan Identifikasi Masalah

Kesehatan jantung merupakan aspek penting dalam kesehatan umum, dan pemantauan jantung secara kontinu sangat diperlukan untuk deteksi dini masalah kesehatan. Metode pemantauan tradisional, seperti pemantauan elektrokardiogram (EKG) konvensional, menggunakan elektroda yang menempel pada kulit. Meskipun efektif, metode ini memiliki kekurangan, yaitu ketidaknyamanan dan ketidakpraktisan untuk penggunaan jangka panjang [1]. Dengan meningkatnya kebutuhan akan solusi pemantauan yang lebih nyaman dan tidak invasif, pengembangan metode deteksi tanda vital menggunakan sensor kapasitif menjadi sangat relevan. Sensor kapasitif dapat mendeteksi tanda vital tanpa harus menempelkan banyak elektroda ke kulit, sehingga memberikan kenyamanan saat digunakan. Oleh karena itu, penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan elektroda kapasitif yang efektif untuk mendeteksi tanda vital tanpa kontak langsung dengan kulit.

1.2 Rumusan Masalah

Bagaimana merancang *capacitive sensor* yang optimal untuk menangkap sinyal elektrik detak jantung dalam kondisi duduk?

1.3 Tujuan

Merancang dan mengembangkan sensor kapasitif yang mampu menangkap sinyal elektrik detak jantung secara optimal dalam kondisi duduk.

1.4 Batasan Masalah

Dalam penelitian ini, terdapat beberapa batasan masalah yang perlu diperhatikan :

1. Posisi Pengguna : fokus pengembangan sensor adalah pada posisi duduk normal, dengan eksperimen dilakukan pada kondisi lingkungan statis tanpa adanya gerakan berlebih dari pengguna. Selama proses perekaman detak jantung atau pengukuran, subjek harus mempertahankan posisinya untuk menghindari kualitas sinyal yang buruk akibat gerakan.
2. Dimensi Kursi : ukuran kursi yang digunakan dalam penelitian ini dibatasi pada ukuran maksimal 50 cm x 50 cm agar kompatibel dengan kursi standar. Kursi yang digunakan

adalah kursi merek Futura, dengan spesifikasi lebar sandaran 34 cm dan lebar dudukan 40 cm.

3. Penempatan Elektroda : eksperimen awal akan berfokus pada penempatan elektroda di kursi dengan tujuan untuk mendapatkan konfigurasi yang optimal. Penempatan elektroda yang tepat diharapkan dapat meningkatkan kualitas sinyal biologis yang dihasilkan, sambil tetap memperhatikan kenyamanan pengguna

1.5 Batasan Realistis Aspek Keteknikan

Dalam aspek keteknikan, terdapat beberapa batasan yang harus diperhatikan :

1. Material elektroda harus biokompatibel untuk menjaga keamanan pengguna, mudah ditemukan dan terjangkau dan sesuai dengan ISO 10993 untuk *biocompatibility testing* dan ISO 10993-1 untuk *biological risk*.
2. Sistem harus menggunakan amplifier dengan impedansi input minimal 10 M Ω untuk mengurangi kebocoran sinyal. Berdasarkan referensi, perangkat seperti *Ivy Biomedical Model 7800*, *GE Healthcare MAC 2000*, dan *Philips PageWriter TC70* memiliki impedansi input tinggi ≥ 20 M Ω , sehingga dapat dijadikan acuan dan referensi alat pembanding alternatif lainnya adalah *Attys DAQ*.
3. Akurasi sistem pemantauan detak jantung harus mencapai 95% hingga 98%, sesuai dengan ISO 81060-2 untuk akurasi pengukuran non-invasif dan ISO 80601-2-61:2017 untuk perangkat oximeter nadi.

BAB 2. IDENTIFIKASI KEBUTUHAN SISTEM

2.1 Studi Literatur dan Observasi

Dalam penelitian ini, beberapa studi terkait penggunaan elektroda kapasitif untuk pemantauan sinyal vital telah dianalisis. Keempat jurnal yang dibahas menunjukkan potensi dan tantangan dalam penggunaan elektroda kapasitif untuk mendeteksi sinyal EKG tanpa kontak langsung.

1. ***"Car Seats with Capacitive ECG Electrodes Can Detect Cardiac Pacemaker Spikes"***
 - Hasil penelitian menunjukkan bahwa sensor yang dipasang pada jok mobil dapat mendeteksi aktivitas pacu jantung (*pacemaker*) dengan tingkat akurasi yang cukup baik. Metode ini nyaman digunakan karena tidak memerlukan kontak langsung dengan kulit, namun akurasinya masih lebih rendah dibandingkan alat monitor jantung konvensional yang menggunakan elektroda tempel. [2].
2. ***"ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin-Contact"***
 - Penelitian ini menguji penggunaan elektroda kapasitif pada tempat tidur untuk merekam *ECG* selama tidur. Hasil menunjukkan sinyal *ECG* dengan morfologi jelas dan potensi untuk mendeteksi tidur REM. Namun, kualitas sinyal masih lebih rendah dibandingkan dengan metode konduktif [3].
3. ***"The Electrically Non-contacting ECG Measurement on the Toilet Seat Using the Capacitively Coupled Insulated Electrodes"***
 - Penelitian ini berhasil merekam *ECG* dengan tingkat akurasi tinggi menggunakan elektroda kapasitif pada kursi toilet. Kelebihan dari metode ini adalah non-invasif dan nyaman, tetapi kualitas sinyal tetap lebih rendah dibandingkan dengan metode konduktif [4].
4. ***"ECG Measurement on a Chair Without Conductive Contact"***
 - Penelitian ini mengembangkan sistem pemantauan *ECG* tanpa kontak langsung saat subjek duduk di kursi. Hasil menunjukkan bahwa sinyal *ECG* layak untuk pemantauan kesehatan sehari-hari, meskipun kualitas sinyal lebih rendah dibandingkan dengan metode konduktif dan terpengaruh oleh interferensi gerakan.

Dari keempat jurnal tersebut, dapat disimpulkan bahwa meskipun elektroda kapasitif menawarkan solusi non-invasif dan nyaman untuk pemantauan jantung, tantangan utama tetap

pada kualitas sinyal yang lebih rendah dibandingkan dengan metode konduktif. Penelitian lebih lanjut diperlukan untuk meningkatkan akurasi dan mengurangi interferensi.

Tabel 2. 1 Hasil studi literatur jurnal

No	Judul penelitian	Penempatan sensor	Hasil Utama	Kelebihan	Kekurangan
1	<i>Car Seats with Capacitive ECG Electrodes Can Detect Cardiac Pacemaker Spikes</i>	Kursi Mobil	Metode nyaman digunakan karena tidak memerlukan kontak langsung dengan kulit ini	Non-invasif, nyaman	Kualitas sinyal lebih rendah
2	<i>ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin-Contact</i>	Tempat Tidur	Sinyal ECG jelas, potensi deteksi tidur REM	Non-invasif, cocok untuk tidur	Kualitas sinyal lebih rendah
3	<i>The Electrically Non-contacting ECG Measurement on the Toilet Seat</i>	Kursi Toilet	Rekaman ECG akurat tanpa kontak langsung	Non-invasif, nyaman	Kualitas sinyal lebih rendah
4	<i>ECG Measurement on a Chair Without Conductive Contact</i>	Kursi	Sinyal ECG layak untuk pemantauan kesehatan	Non-invasif, cocok untuk aktivitas sehari hari	Kualitas sinyal lebih rendah, interferensi gerakan

Tabel 2.1 bertujuan untuk menjelaskan studi-studi terdahulu yang relevan dengan pengembangan sensor kapasitif non-kontak dalam penelitian ini. Berdasarkan analisis terhadap empat penelitian utama, identifikasi beberapa aspek kritis yang menjadi dasar pengembangan sistem, yaitu kualitas sinyal, non-invasif, akurasi, dan stabilitas sinyal. Kualitas sinyal dipengaruhi oleh faktor desain elektroda, pemilihan material, dan tingkat *noise*. Selanjutnya, aspek non-invasif memungkinkan sensor bekerja tanpa kontak langsung dengan kulit, sehingga meningkatkan kenyamanan pengguna. Akurasi deteksi bergantung pada kondisi lingkungan,

seperti suhu dan kelembaban, serta gangguan eksternal. Selain itu, stabilitas sinyal juga menjadi perhatian karena dapat terpengaruh oleh perubahan posisi pengguna dan fluktuasi lingkungan.

2.2 Dasar Teori

2.2.1 Prinsip Kapasitansi

Prinsip kapasitansi dapat menangkap sinyal bioelektrik detak jantung yaitu dengan memanfaatkan perubahan kapasitansi yang terjadi akibat interaksi medan listrik dari biopotensial jantung dengan elektroda sensor. Biopotensial jantung, yang dihasilkan selama siklus kontraksi dan relaksasi jantung, mempengaruhi distribusi muatan pada permukaan sensor kapasitif. Perubahan ini dikonversi menjadi sinyal listrik yang merepresentasikan aktivitas elektrik jantung. Sensor kapasitif sering digunakan secara non-kontak, memanfaatkan lapisan dielektrik untuk mendeteksi sinyal biopotensial tanpa memerlukan kontak langsung dengan kulit, sehingga meningkatkan kenyamanan pengguna [7].

$$CA = \varepsilon_0 \varepsilon_r d \quad (1)$$

Keterangan:

C = Kapasitansi (F)

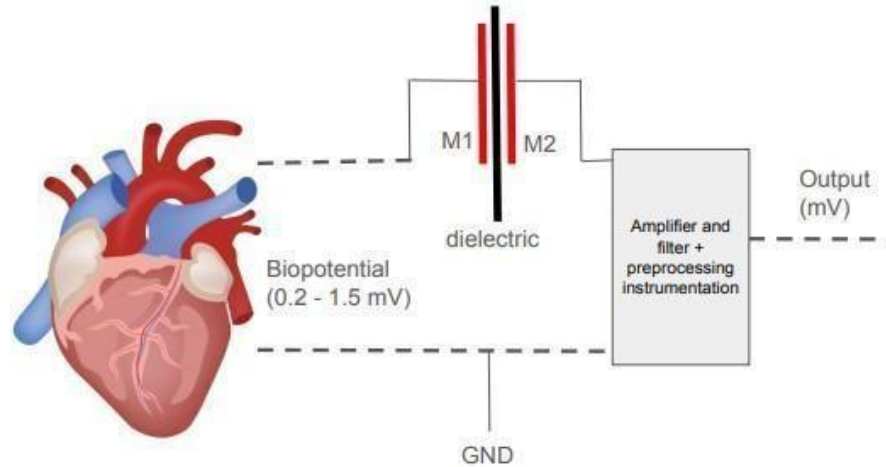
ε_0 = Permittivas vakum (konstanta dielektrik vakum) $\approx 8,85 \times 10^{-12} Fm^{-1}$

ε_r = Konstanta dielektrik pakaian yang digunakan

A = Luasan permukaan penampang yang bersentuhan (m)

d = Jarak antara elektroda dengan permukaan kulit (m)

Nilai kapasitansi yang dihasilkan oleh sensor kapasitif dipengaruhi oleh kombinasi dari Persamaan (1). Luas penampang mempengaruhi nilai kapasitansinya dikarenakan semakin besar luas pelat, semakin besar pula kapasitansinya, karena ada lebih banyak ruang untuk menyimpan muatan. Jarak antar plat juga berpengaruh bagi besaran kapasitansi. Dimana semakin kecil jaraknya, semakin besar kapasitansi, karena medan listrik yang terbentuk lebih kuat. Jika ada bahan dielektrik (isolator) di antara pelat, kapasitansi meningkat karena bahan ini meningkatkan kemampuan penyimpanan muatan salah satu contohnya adalah bahan pakaian yang dikenakan.

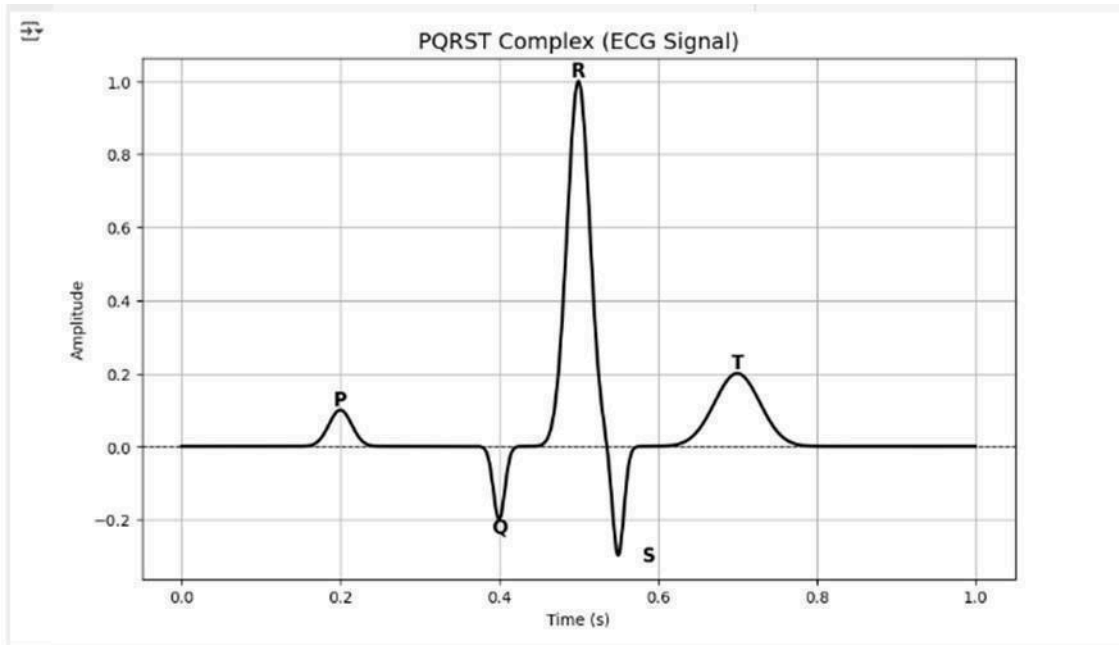


Gambar 2. 1 Prinsip kapasitansi dan hubungannya dengan sinyal jantung [12]

Gambar 2.1 menggambarkan prinsip kapasitansi dan kaitannya dengan sinyal jantung. Diagram yang disederhanakan menunjukkan sebuah kapasitor dengan dua pelat (M1 dan M2) yang dipisahkan oleh suatu dielektrik. Jantung direpresentasikan sebagai sumber biopotensial, yaitu sinyal listrik lemah dengan rentang 0,2 hingga 1,5 mV. Biopotensial ini dideteksi oleh kapasitor, sehingga menghasilkan muatan yang kemudian diperkuat dan diproses oleh penguat (*amplifier*) dan penyaring (*filter*). Keluaran dari sistem ini berupa sinyal yang dapat diinterpretasikan untuk memahami aktivitas listrik jantung. Koneksi ke *ground* (*GND*) sangat penting untuk memastikan deteksi sinyal yang akurat.

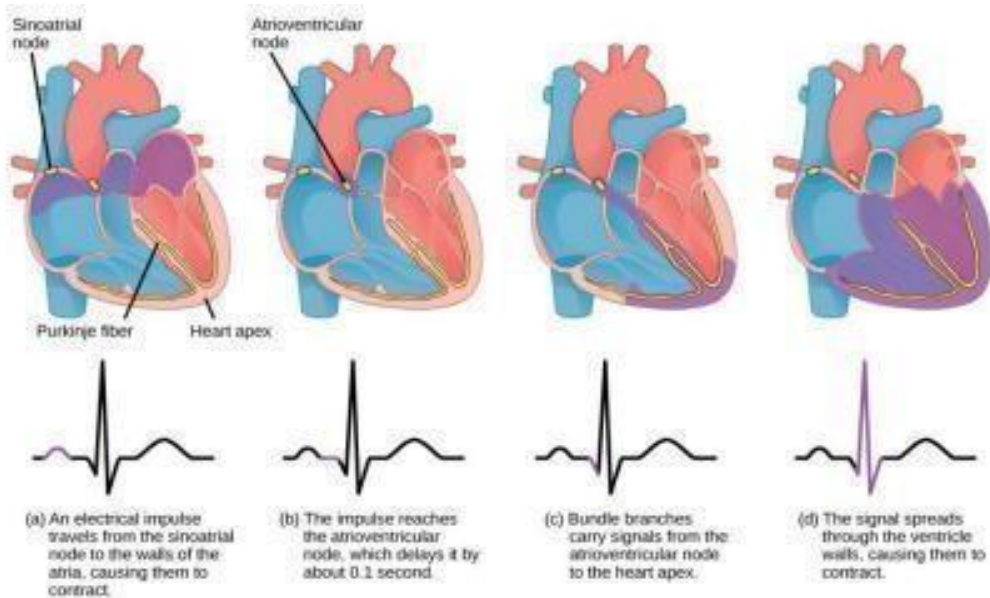
2.2.2 Deteksi Sinyal Bioelektrik

Sinyal bioelektrik yang dihasilkan oleh aktivitas jantung memiliki karakteristik tertentu, termasuk frekuensi dan amplitudo. Sinyal *ECG* umumnya berada dalam rentang frekuensi 0.5–100 Hz, dengan komponen utama yang dapat diidentifikasi sebagai gelombang P, kompleks QRS, dan gelombang T. Untuk mendeteksi sinyal ini secara efektif, sensor kapasitif harus dirancang untuk menangkap perubahan kecil dalam medan listrik yang dihasilkan oleh aktivitas jantung seperti yang terlihat pada gambar 2.3.



Gambar 2. 2 Gelombang QRS [13]

Gambar 2.2 menunjukkan gelombang PQRST pada jantung, dalam satu siklus detak. Gelombang P menandakan kontraksi atrium, kompleks QRS menunjukkan kontraksi ventrikel, dan gelombang T mencerminkan relaksasi ventrikel.



Gambar 2. 3 Sinyal listrik dari gerakan kerja jantung [14]

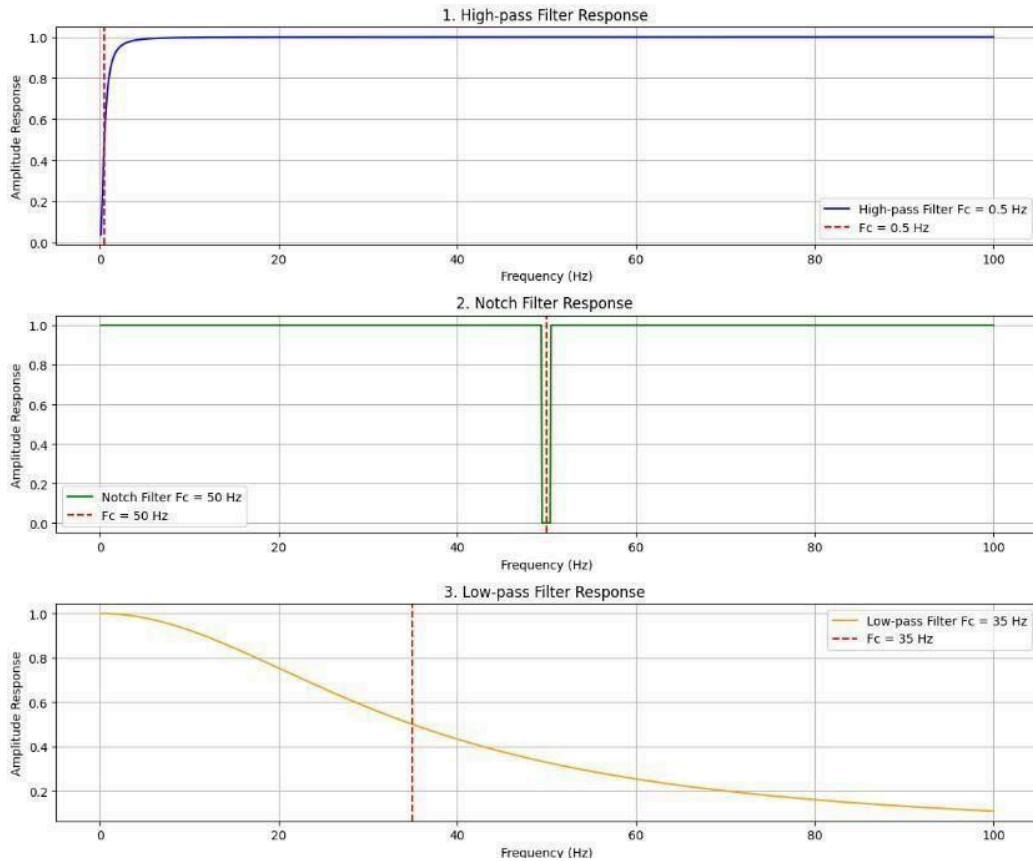
Berdasarkan gambar 2.3, kerja jantung diawali dengan tahap pertama, impuls listrik dihasilkan oleh *nodus sinoatrial* (SA) yang terletak di atrium kanan. Impuls ini kemudian menyebar ke dinding atrium kiri dan kanan, memicu kontraksi atrium yang dikenal sebagai depolarisasi atrium. Proses kontraksi ini berfungsi untuk mendorong darah dari atrium menuju ventrikel. Dalam rekaman EKG, aktivitas listrik atrium ini tercermin dalam Gelombang P. Pada tahap kedua, impuls listrik mencapai *nodus atrioventrikular* (AV), yang berfungsi sebagai "penghambat sementara". *Nodus atrioventrikular* (AV), menunda impuls tersebut selama sekitar 0,1 detik, memberi waktu bagi atrium untuk berkontraksi sepenuhnya sebelum ventrikel menerima sinyal. Penundaan ini terlihat sebagai interval PR pada EKG. Pada tahap ketiga, impuls listrik yang berasal dari *nodus atrioventrikular* (AV) diteruskan melalui *Bundle His*. Impuls tersebut kemudian menyebar ke cabang bundel kanan dan kiri, menuju serabut *Purkinje* yang terletak di dasar jantung (*apex*). Proses ini menyebabkan depolarisasi pada ventrikel, yang selanjutnya memicu kontraksi ventrikel dan memompa darah ke paru-paru melalui ventrikel kanan, serta ke seluruh tubuh dari ventrikel kiri. Dalam rekaman elektrokardiogram (EKG), fase ini tercermin dalam kompleks QRS, yang menggambarkan aktivitas listrik di ventrikel. Pada tahap keempat, setelah ventrikel berkontraksi, impuls listrik menyebar melalui dinding ventrikel, yang kemudian memicu proses repolarisasi. Repolarisasi adalah proses di mana sel-sel otot jantung kembali pulih untuk mempersiapkan diri menghadapi siklus berikutnya. Dalam rekaman EKG, proses ini terlihat sebagai Gelombang T [8].

2.2.3 Teknik Pemrosesan Sinyal

Setelah sinyal bioelektrik terdeteksi, langkah selanjutnya adalah pemrosesan sinyal untuk meningkatkan kualitas dan akurasi data yang diperoleh. Beberapa teknik pemrosesan sinyal yang umum digunakan dalam analisis *ECG* meliputi :

1. *Filtering*

Penggunaan *filter* digital seperti *high-pass filter*, *low-pass filter*, dan *notch filter* untuk menghilangkan *noise* dan interferensi dari sinyal. *Filter* ini membantu mempertahankan komponen frekuensi yang relevan dari sinyal *ECG* dan mengurangi gangguan dari sumber eksternal, seperti jaringan listrik.



Gambar 2. 4 Ilustrasi desain dari tiap filter yang berbeda – beda [15]

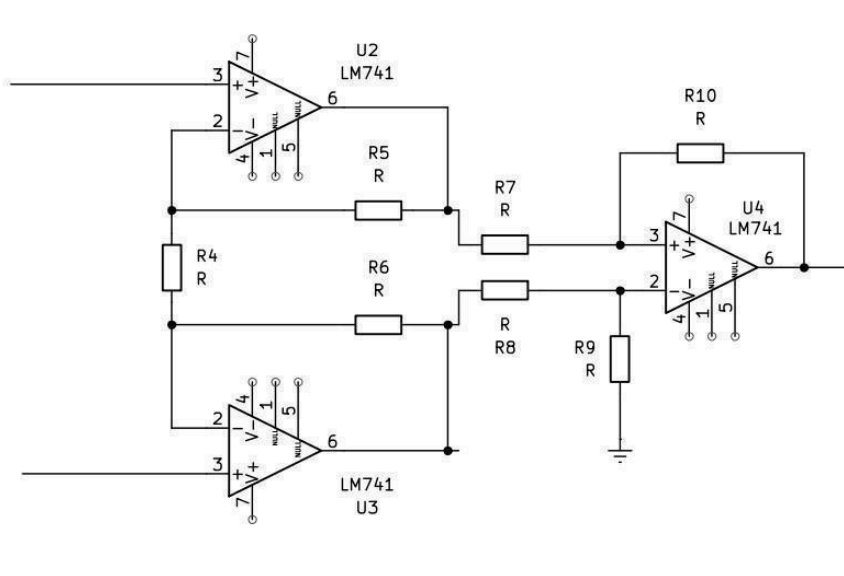
Gambar 2.4 menggambarkan proses penyaringan sinyal mentah dengan rentang frekuensi antara 0,1 Hz hingga 100 Hz, menggunakan *filter high-pass* dengan frekuensi *cutoff* (F_c) sebesar 0,5 Hz. Sinyal awal memiliki spektrum frekuensi dalam rentang tersebut, dan *filter high-pass* berperan untuk menghilangkan komponen frekuensi rendah, seperti *drift* dc dan artefak gerakan, tetapi tetap menjaga bagian-bagian penting dari sinyal yang memiliki frekuensi lebih tinggi. Salah satu gangguan umum dalam sinyal biomedis (seperti EKG) adalah *noise* dari listrik PLN yang beroperasi pada 50 Hz (atau 60 Hz di beberapa negara). *Noise* ini biasanya berasal dari medan elektromagnetik yang dihasilkan oleh perangkat listrik di sekitar sistem. *notch filter* digunakan untuk menghilangkan gangguan listrik 50 Hz dari sinyal. Setelah diterapkan filter ini, sinyal yang tersisa memiliki rentang 0,5 - 49 hz dan 51 – 100 Hz, yang lebih bersih dan lebih mudah dianalisis tanpa gangguan dari *noise* listrik. *Low-pass filter* adalah *filter* yang memungkinkan frekuensi di bawah 35 Hz untuk lolos dan meredam frekuensi di atasnya.

Output sinyal akhirnya memiliki rentang frekuensi dari 0,5 Hz hingga 35 Hz (karena sebelumnya sudah diterapkan *high-pass filter* pada 0,5 Hz) [5].

2. Amplifikasi

Sinyal *ECG* yang dihasilkan oleh aktivitas jantung biasanya sangat lemah, dengan amplitudo sekitar 0,5–5 mV, sehingga diperlukan amplifier dengan impedansi tinggi untuk memperkuat sinyal sebelum diproses lebih lanjut. Umumnya, penguatan yang dibutuhkan untuk sinyal *ECG* berkisar antara 1000 hingga 5000 kali (60–74 dB) agar sinyal cukup kuat untuk analisis. Amplifikasi yang tepat sangat penting untuk memastikan bahwa sinyal yang diukur memiliki kualitas yang baik dan dapat diolah dengan akurat[6][27].

$$Gain = \frac{R1+R2}{R1} + 1 \quad (2)$$



Gambar 2. 5 Ilustrasi desain amplifier yang digunakan

Gambar 2.5 menunjukkan bahwa penguat diferensial (U2 dan U3) berfungsi untuk menerima dua sinyal masukan dan memperkuat perbedaannya, yang sangat berguna dalam aplikasi EKG atau sensor biomedis karena dapat menghilangkan *noise (commonmode)*. Setiap op-amp menerima satu sinyal input dan menghasilkan dua output yang merupakan versi terbalik dari sinyal awal. Kombinasi sinyal melalui resistor R5, R6, R7, dan R8 menggabungkan output dari U2 dan U3 menjadi satu sinyal yang bebas gangguan, di mana R5 dan R6 berperan sebagai penggabung sinyal, sementara R7 dan R8 menyaring *noise* sebelum sinyal masuk ke tahap akhir. Penguat akhir (U4) memperkuat level tegangan output dan dapat berfungsi sebagai filter aktif

jika dipasangkan dengan kapasitor, dengan *gain* ditentukan oleh rasio resistor seperti dalam persamaan (2). Persamaan ini menggambarkan penguatan pada tahap U4 yang sangat penting untuk memastikan sinyal *ECG* cukup kuat dan bebas *noise* untuk ditampilkan, diubah menjadi sinyal digital, atau disimpan.

3. Deteksi *peak to peak*

Peak detection adalah metode yang dapat digunakan untuk mengetahui interval antara dua puncak sinyal periodik. Metode ini diawali dengan menghitung waktu puncak pertama dan terakhir pada sinyal yang dianalisis. Proses ini dilakukan dengan menggunakan persamaan (3). Setelah mendapatkan waktu dari dua puncak *R* langkah selanjutnya untuk mendapatkan nilai interval dari kedua puncak dapat menggunakan persamaan (4). Jika ingin menghitung detak jantung (*HR*) dalam BPM (*beats per minute*), gunakan persamaan (5) [9].

$$\text{Waktu puncak} = \frac{\text{indeks puncak}}{\text{frekuensi sampling}} \quad (3)$$

$$R\text{-}R \text{ Interval} = t_{R2} - t_{R1} \quad (4)$$

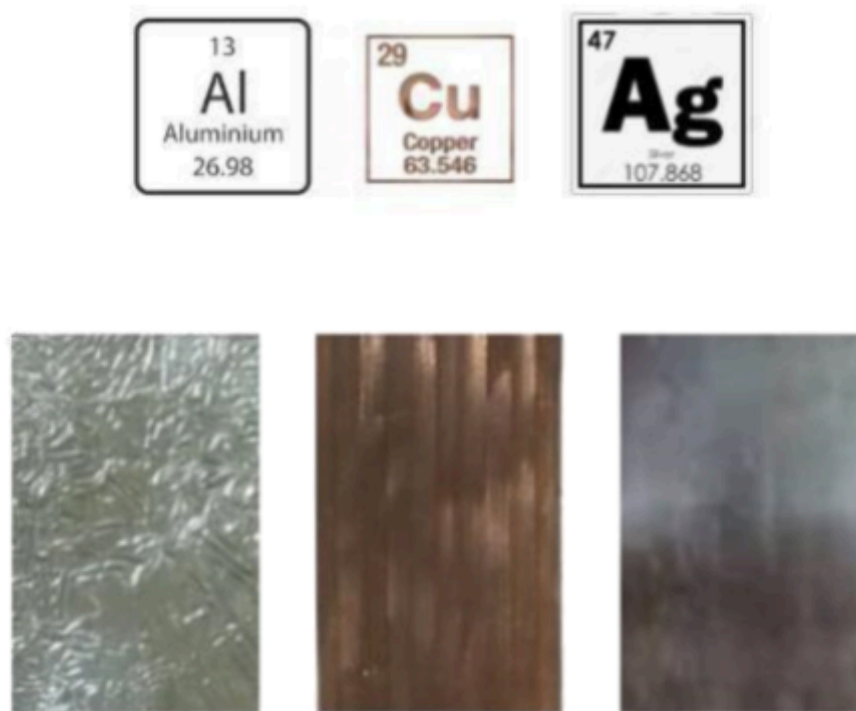
Keterangan:

t_{R1} = Waktu puncak *R* pertama

t_{R2} = Waktu puncak *R* kedua

$$HR = \frac{60}{R R \text{ Interval}(\text{dalam detik})} \quad (5)$$

2.2.4 Material Elektroda



Gambar 2. 6 Simbol dan contoh *plate* dari setiap material yang menjadi solusi

Pemilihan material elektroda kapasitif merupakan aspek krusial dalam pengembangan sensor, karena material yang digunakan harus biokompatibel, ekonomis, dan memiliki efisiensi tinggi dalam menangkap sinyal bioelektrik. Beberapa material yang umum digunakan meliputi tembaga, aluminium, dan perak, masing-masing dengan karakteristik yang berbeda dalam hal konduktivitas, ketahanan, dan biokompatibel. Tembaga memiliki konduktivitas tinggi dan biaya yang relatif rendah, tetapi rentan terhadap oksidasi. Aluminium lebih ringan dan tahan terhadap korosi, meskipun memiliki konduktivitas lebih rendah dibandingkan tembaga. Sementara itu, perak menawarkan konduktivitas terbaik serta biokompatibilitas yang baik, namun harganya lebih tinggi dibandingkan material lainnya. Oleh karena itu, pemilihan material yang tepat sangat penting untuk memastikan kinerja optimal elektroda kapasitif dalam mendeteksi sinyal bioelektrik[10].

2.3 Analisis Aspek yang Mempengaruhi Sistem

Dalam pengembangan sistem sensor kapasitif untuk *monitoring vital sign*, terdapat beberapa aspek yang perlu dianalisis untuk memastikan keberhasilan implementasi dan penerimaan sistem.

Aspek-aspek tersebut meliputi aspek teknologi, lingkungan, keamanan, dan ekonomi.

2.3.1 Aspek Teknologi

Aspek teknologi dalam sistem deteksi detak jantung mencakup perangkat keras dan perangkat lunak yang menentukan kinerja sistem. Pemilihan material serta desain elektroda, seperti aluminium, tembaga, atau perak, mempengaruhi sensitivitas dan kualitas sensor dalam menangkap sinyal bioelektrik. Dari sisi perangkat lunak, algoritma seperti *peak detection* dan teknik penyaringan sinyal, termasuk *low-pass*, *high-pass*, dan *notch filter*, digunakan untuk meningkatkan akurasi dengan menghilangkan *noise* serta menentukan interval detak jantung. Selain itu, pemilihan mikrokontroler seperti Arduino, ESP32, atau STM32 yang mampu memproses data secara cepat dan efisien juga merupakan faktor krusial untuk memastikan analisis sinyal secara *real-time* dan akurat. Dengan kombinasi perangkat keras dan perangkat lunak yang tepat, sistem dapat beroperasi secara efektif dan andal.

2.3.2 Aspek Ekonomi

Aspek ekonomi dalam perancangan ini berfokus pada efisiensi biaya dalam pemilihan material dan proses perancangan. Pemilihan material harus mempertimbangkan keseimbangan antara biaya dan kualitas agar mendapatkan hasil yang optimal tanpa mengorbankan performa sistem. Selain itu, teknologi yang digunakan dalam perancangan harus dipilih berdasarkan efisiensi dan ketersediaan, sehingga dapat mengurangi biaya pengembangan tanpa mengurangi keandalan sistem. Dengan pendekatan ini, diharapkan proyek dapat direalisasikan dengan biaya yang paling efisien tanpa mengorbankan kualitas dan fungsionalitas yang diinginkan.

2.3.3 Aspek Keamanan

Aspek keamanan dalam penggunaan elektroda kapasitif mencakup kualitas bahan serta dampak material terhadap tubuh manusia. Material seperti aluminium, tembaga, dan perak diatur oleh standar tertentu untuk memastikan kemurnian dan karakteristik mekaniknya, seperti ISO 209 untuk aluminium, ISO 19778 untuk tembaga, dan ISO 9202 untuk perak. Standar ini memastikan bahwa material yang digunakan aman dan sesuai dengan fungsinya. Beberapa aspek penting yang perlu diperhatikan meliputi desain permukaan elektroda yang harus rata dan tidak kasar untuk mencegah gesekan yang dapat menyebabkan luka pada kulit. Selain itu, pemilihan material juga harus mempertimbangkan keamanan bagi kulit dan lingkungan sekitarnya, karena beberapa bahan dapat menyebabkan iritasi jika digunakan dalam waktu lama atau berpotensi menjadi racun jika serpihan debu yang terhirup. Faktor individu seperti alergi terhadap logam tertentu juga perlu diperhitungkan dalam aspek keamanan dan kenyamanan. Beberapa orang mungkin memiliki reaksi alergi terhadap logam seperti nikel atau tembaga, sehingga pemilihan material elektroda harus mempertimbangkan resiko ini untuk menghindari efek samping yang tidak diinginkan.

2.3.4 Aspek Lingkungan

Aspek lingkungan mencakup ketersediaan material di lingkungan, dan dampak penggunaan material bagi lingkungan. ketersediaan material menjadi penting dikarenakan beberapa pilihan material didapatkan dilakukan dengan cara penambangan yang dapat mengakibatkan kerusakan pada lingkungan jika proses ini dilakukan secara masif. Dengan mengingat suplai yang terbatas daur ulang menjadi opsi lain untuk mendapatkan material yang dibutuhkan. penggunaan material yang tidak teratur dapat mengakibatkan kerusakan lingkungan seperti penumpukan limbah sisa material, banjir, polusi udara. Namun dampak ini dapat dicegah dengan proses daur ulang dan mengatur penggunaan material pada urgensi cukup besar.

BAB 3. USULAN SOLUSI

3.1 Spesifikasi Sensor

Bab ini membahas rancangan dan solusi teknis untuk mendeteksi detak jantung menggunakan sensor kapasitif berbasis elektroda non-kontak. Berdasarkan studi literatur, pengembangan sensor ini mempertimbangkan empat aspek utama, yaitu kualitas sinyal, non invasif, akurasi deteksi, dan stabilitas sinyal. Pada usulan solusi ini yang menjadi fokus utama adalah pemilihan material dan konfigurasi elektroda yang optimal. Analisis material mencakup konduktivitas, stabilitas sinyal, risiko oksidasi, biaya, dan kenyamanan. Selain itu, optimasi dilakukan pada ukuran, tata letak, dan *array* elektroda untuk memastikan kinerja maksimal. Pemilihan dan desain yang tepat diharapkan dapat meningkatkan efektivitas serta efisiensi sistem secara keseluruhan.

1. Sensor

Dimensi sensor yang digunakan:

- Panjang : 30 – 50 mm
- Lebar : 30 – 50 mm
- Ketebalan : 5 mm



Gambar 3. 1 Ilustrasi dimensi sensor yang akan dikembangkan [16]

Dimensi kursi yang digunakan dan penempatan:

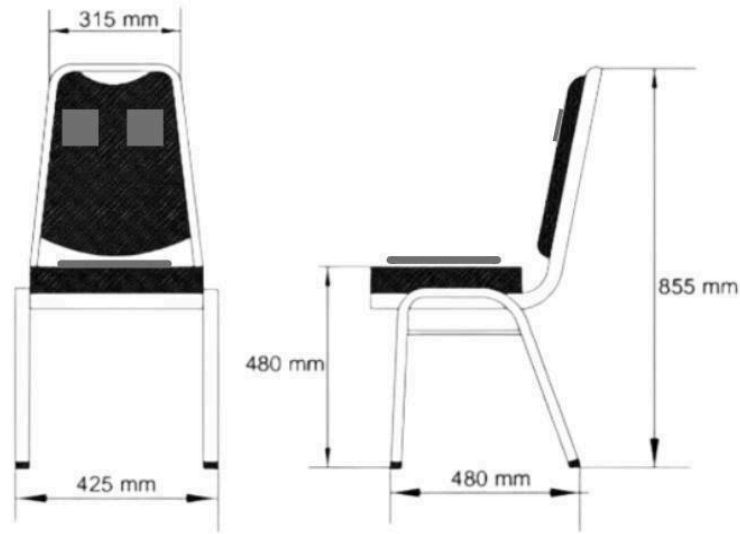
- Panjang : 42 cm
- Lebar : 60 cm
- Tinggi : 85 cm
- Ketebalan : 5 cm



Gambar 3. 2 Contoh kursi yang digunakan dalam uji coba [17]

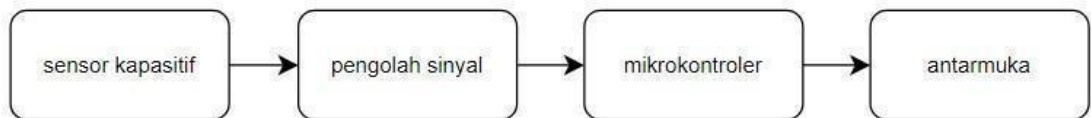
2. Penempatan

Dalam penelitian ini, elektroda ditempatkan di bagian punggung kursi, tepatnya di area yang bersentuhan langsung dengan punggung pengguna, untuk mendeteksi detak jantung secara efektif. Pemilihan material elektroda, yaitu aluminium, tembaga, dan perak, dilakukan dengan mempertimbangkan konduktivitas, stabilitas sinyal, dan risiko oksidasi. Selain itu, penempatan elektroda merupakan bagian penting dari konfigurasi desain yang optimal, karena posisi yang tepat dapat meningkatkan kemampuan sensor dalam menangkap sinyal elektrik detak jantung dalam kondisi duduk.



Gambar 3. 3 Ilustrasi penempatan elektroda aktif dan *grounding* kursi yang digunakan dalam uji coba [18]

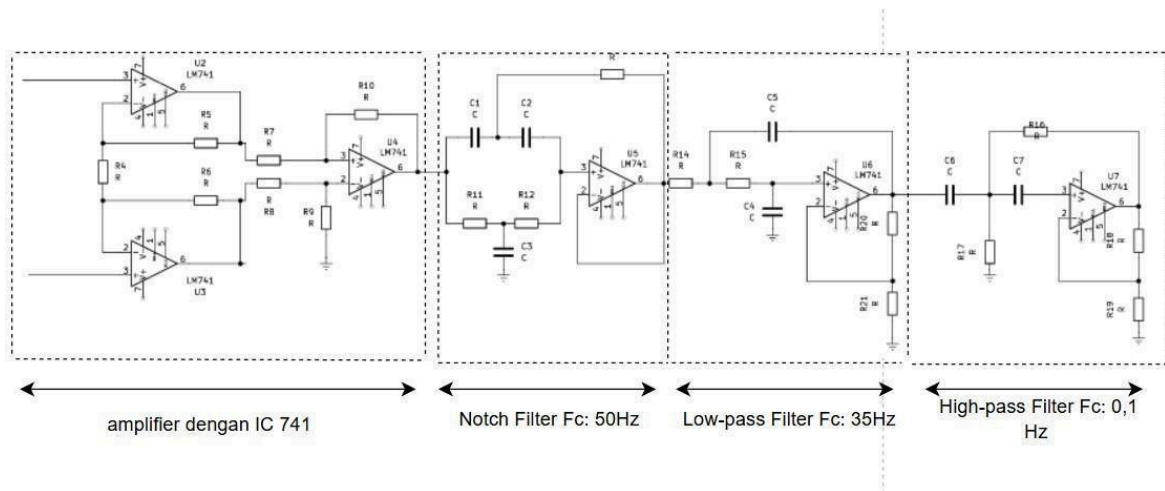
Gambar 3.3 menampilkan ilustrasi penempatan elektroda aktif dan *grounding* pada kursi yang digunakan dalam uji coba. Kursi tersebut memiliki tempat duduk berwarna hitam dengan rangka berbahan logam serta memiliki dimensi tinggi 855 mm, lebar 480 mm, dan kedalaman 425 mm. Gambar ini menyajikan kursi dari dua sudut pandang berbeda, yaitu tampilan depan dan samping. Tampilan samping memperlihatkan tinggi kursi, sedangkan tampilan depan menunjukkan lebar serta kedalamannya.



Gambar 3. 4 Blok Diagram Sistem Deteksi Detak Jantung

Pada Gambar 3.4 menunjukkan blok diagram sistem deteksi detak jantung menggunakan sensor kapasitif. Sistem ini dimulai dengan penggunaan sensor kapasitif yang berfungsi untuk mendeteksi mendeteksi aktivitas listrik yang dihasilkan oleh biopotensial listrik dari aktivitas jantung. Sensor ini terbuat dari material seperti aluminium, tembaga, atau perak, dengan ukuran antara 300 mm hingga 500 mm, yang dirancang untuk memastikan kontak optimal dengan

pengguna saat mendeteksi sinyal bioelektrik. Setelah sinyal bioelektrik terdeteksi, sinyal tersebut dikirim ke unit pengolah sinyal. Pada tahap ini, sinyal mengalami penguatan untuk memastikan kekuatannya cukup, diikuti dengan proses *filtering* untuk menghilangkan *noise* dan interferensi, sehingga meningkatkan kualitas sinyal yang akan dianalisis. Sinyal yang telah diproses kemudian diteruskan ke mikrokontroler, yang berperan sebagai otak sistem untuk menganalisis sinyal dan menentukan detak jantung, serta mengontrol alur data dalam sistem. Hasil deteksi detak jantung akhirnya ditampilkan pada antarmuka pengguna, memungkinkan pengguna untuk memantau kesehatan jantung mereka secara *real-time* dan memberikan informasi yang berguna untuk evaluasi kesehatan.



Gambar 3. 5 Rangkaian elektronis sistem deteksi detak jantung sensor *capacitive*

Dalam sistem perekaman sinyal EKG pada rangkaian elektronik gambar 3.5, penguatan sinyal merupakan langkah yang sangat penting karena sinyal listrik yang dihasilkan oleh aktivitas jantung memiliki amplitudo yang sangat kecil, yaitu dalam rentang 0.5 - 5 mV. Oleh karena itu, diperlukan rangkaian penguat menggunakan *operational amplifier* (op-amp) seperti LM741 untuk meningkatkan amplitudo sinyal agar dapat diproses lebih lanjut dengan baik. Penguatan ini tidak hanya bertujuan untuk memastikan sinyal tetap terbaca oleh perangkat pemrosesan berikutnya, tetapi juga untuk meningkatkan rasio sinyal terhadap *noise* (*Signal-to-Noise Ratio/SNR*), sehingga gangguan dari lingkungan dapat diminimalkan.

Setelah melalui tahap penguatan, sinyal EKG masih mengandung gangguan dari berbagai sumber, salah satunya adalah *noise* dengan frekuensi 50 Hz yang berasal dari jaringan listrik

PLN. Gangguan ini muncul karena kabel elektroda yang digunakan dalam sistem EKG dapat bertindak sebagai antena yang menangkap medan listrik dari lingkungan sekitar. Untuk menghilangkan *noise* tersebut, digunakan *notch filter* dengan frekuensi *cut-off* pada 50 Hz. Filter ini bekerja dengan menekan secara spesifik frekuensi tertentu tanpa mempengaruhi komponen sinyal lainnya, sehingga sinyal EKG tetap dapat dipertahankan dengan kualitas yang baik.

Selain gangguan dari listrik, sinyal EKG juga rentan terhadap *noise* dari aktivitas otot (*Electromyogram/EMG*) serta interferensi dari perangkat elektronik lainnya yang biasanya memiliki frekuensi lebih tinggi. Untuk mengatasi hal ini, diterapkan *low-pass filter* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 35 Hz. Filter ini berfungsi untuk melewatkan sinyal EKG yang memiliki komponen frekuensi utama di bawah 35 Hz, sementara frekuensi yang lebih tinggi akan diredam agar tidak mengganggu hasil akhir perekaman sinyal jantung.


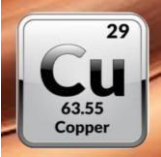
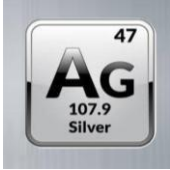
Tahap berikutnya dalam pemrosesan sinyal adalah *high-pass filter* dengan frekuensi *cut-off* 0.5 Hz, yang berperan dalam menghilangkan *drift baseline* dan gangguan berfrekuensi sangat rendah. *Drift baseline* ini dapat disebabkan oleh berbagai faktor, seperti gerakan elektroda akibat pernapasan pasien atau perubahan potensial elektroda dalam jangka waktu lama. Dengan menerapkan filter ini, hanya komponen sinyal EKG yang memiliki perubahan signifikan, seperti gelombang P, kompleks QRS, dan gelombang T yang tetap dipertahankan, sedangkan komponen frekuensi sangat rendah yang tidak memiliki nilai diagnostik akan dibuang.

Secara keseluruhan, alur pemrosesan sinyal EKG dalam sistem ini dimulai dari tahap akuisisi sinyal melalui elektroda, yang kemudian diperkuat menggunakan rangkaian penguat berbasis LM741 untuk meningkatkan amplitudo sinyal. Setelah itu, sinyal yang telah diperkuat melewati *notch filter* 50 Hz untuk menghilangkan gangguan dari jaringan listrik

PLN. Selanjutnya, *low-pass filter* 35 Hz digunakan untuk menyaring *noise* dari aktivitas otot dan perangkat elektronik lainnya. Terakhir, *high-pass filter* 0.1 Hz diterapkan untuk menghilangkan *drift baseline* serta komponen DC yang tidak diperlukan. Dengan demikian, sinyal EKG yang dihasilkan memiliki kualitas yang optimal dan siap untuk dianalisis lebih lanjut atau ditampilkan pada sistem *monitoring*.

3.2 Usulan Solusi

Tabel 3. 1 Hasil perbandingan dari setiap usulan solusi

Usulan solusi	Deskripsi	Konduktivitas (S/m)	Tingkat Biokompatiel	Keunggulan	Kelemahan
<p>Solusi 1 (Aluminium)</p> 	Menggunakan elektroda berbahan aluminium yang dipasang untuk mendeteksi sinyal bioelektrik dengan metode non kontak.	$3,5 \times 10^7$	Rendah	Ringan ($2,7 \text{ g/cm}^3$), murah,tahan korosi	Konduktivitas rendah(40% lebih rendah dari tembaga), rentan deformasi mekanis lapisan pelindung
<p>Solusi 2 (Tembaga)</p> 	Menggunakan elektroda berbahan tembaga yang dipasang untuk mendeteksi sinyal bioelektrik dengan metode non kontak.	$5,96 \times 10^7$	Sedang	Konduktivitas tinggi, respon sensor cepat, biaya terjangkau	Berat ($8,96 \text{ g/cm}^3$), rentan oksidasi tanpa pelapis,memerlukan
<p>Solusi 3 (Perak)</p> 	Menggunakan elektroda berbahan perak yang dipasang untuk mendeteksi sinyal bioelektrik dengan metode non kontak.	$6,3 \times 10^7$	Tinggi	Konduktivitas tertinggi, stabilitas kimia optimal, tingkat biocompatible yang tertinggi	Biaya sangat tinggi (8×tembaga),risiko alergi kulit (5% populasi), ketersediaan terbatas

Dalam pemilihan material elektroda kapasitif untuk sensor EKG pada tabel 3.1, tembaga dipilih sebagai opsi terbaik karena konduktivitasnya yang tinggi, harga yang lebih ekonomis dibandingkan perak, serta kestabilan sinyal yang memadai.

Perak memiliki konduktivitas listrik tertinggi ($6,3 \times 10^7$ S/m) di antara ketiga material, menjadikannya ideal untuk penghantaran sinyal. Namun, perak rentan mengalami oksidasi yang dapat menurunkan kinerja jangka panjangnya tanpa perlindungan tambahan. Tembaga, dengan konduktivitas hampir setara perak ($5,96 \times 10^7$ S/m), tetap mampu menjaga akurasi sinyal tanpa biaya produksi yang tinggi. Sementara itu, aluminium memiliki konduktivitas terendah ($3,5 \times 10^7$ S/m), yang dapat menyebabkan pelemahan sinyal dan memerlukan penguatan tambahan.

Dari segi biaya, perak adalah material paling mahal, membuatnya kurang ekonomis untuk digunakan dalam aplikasi skala besar. Tembaga memiliki harga yang lebih terjangkau dengan kualitas yang tetap baik, menjadikannya pilihan seimbang antara kinerja dan efisiensi biaya. Aluminium lebih murah tetapi memiliki keterbatasan dalam performa listriknya. Ketahanan terhadap oksidasi menjadi faktor penting dalam pemilihan material elektroda. Perak sangat mudah teroksidasi dan membentuk lapisan perak sulfida (Ag_2S) yang dapat menurunkan konduktivitasnya, terutama dalam lingkungan dengan kandungan sulfur tinggi. Tembaga juga dapat mengalami oksidasi, tetapi pembentukan lapisan oksida tembaga (Cu_2O) cenderung lebih stabil dan dapat dicegah dengan pelapisan PEDOT:PSS untuk meningkatkan daya tahan dan performa sinyal. Aluminium lebih tahan terhadap korosi berkat lapisan oksida alami yang terbentuk, tetapi konduktivitasnya tetap lebih rendah.

Dalam penggunaan elektroda kapasitif, kenyamanan pengguna menjadi faktor penting. Perak memiliki potensi menyebabkan alergi, terutama bagi individu yang sensitif terhadap logam ini. Tembaga lebih aman digunakan, meskipun permukaannya perlu dipoles untuk mengurangi ketidaknyamanan. Aluminium paling ringan dan nyaman, tetapi kurang efektif dalam konduktivitas. Dengan mempertimbangkan konduktivitas tinggi, kestabilan sinyal, biaya yang lebih ekonomis dibandingkan perak, serta mitigasi terhadap oksidasi, tembaga menjadi pilihan terbaik untuk elektroda kapasitif dalam proyek ini. Meskipun memiliki risiko oksidasi, hal ini dapat diatasi dengan pelapisan tambahan untuk memastikan daya tahan jangka panjang tanpa mengorbankan performa.

3.3 Rencana Anggaran

Tabel 3. 2 Hasil perbandingan harga dari setiap usulan solusi

No	Item	Solusi 1 (Rp)	Solusi 2 (Rp)	Solusi 3 (Rp)
1	ESP32/Arduino	120.000	120.000	120.000
2	Insulated electrode tape	10.000	10.000	10.000
3	Plat Aluminium (10x10 cm)	15.000	-	-
4	Plat Tembaga (10x10 cm)	-	25.000	-
5	Plat Perak (10x10 cm)	-	-	200.000
6	Op-Amp LM358	10.000	10.000	10.000
7	Kabel jumper	20.000	20.000	20.000
8	Solder dan peralatan solder	50.000	50.000	50.000
9	Breadboard	30.000	30.000	30.000
10	Kapasitor (10 pcs)	10.000	10.000	10.000
11	Resistor (10 pcs)	10.000	10.000	10.000
Total Biaya		Rp290.000	Rp300.000	Rp470.000

Tabel 3.2 menunjukkan total biaya untuk masing-masing solusi mencerminkan perbedaan dalam komponen material elektroda yang digunakan. Solusi 1 dan 2 lebih murah karena

menggunakan bahan seperti aluminium dan tembaga, sementara solusi 3 lebih mahal karena menggunakan perak yang memiliki harga lebih tinggi. Biaya tambahan untuk komponen lainnya tetap sama, dengan variasi biaya hanya terletak pada pilihan material elektroda.

3.4 Analisis Resiko

Tabel 3. 3 Hasil perbandingan risiko yang didapatkan dari setiap usulan solusi

Usulan Solusi	Risiko	Mitigasi
Solusi 1	Risiko korosi pada aluminium jika terpapar kelembapan, konduktivitas lebih rendah dibanding tembaga dan perak, memerlukan penguatan sinyal tambahan.	<ul style="list-style-type: none"> - Pelapisan <i>anodizing</i> (ketebalan 10 μm) untuk tahan korosi. - Penggunaan amplifier <i>gain</i> tinggi ($\geq 100\times$) untuk kompensasi SNR.
Solusi 2	Oksidasi lebih cepat dibandingkan aluminium, biaya lebih tinggi, jika tidak diproteksi dengan baik kualitas sinyal dapat menurun.	<ul style="list-style-type: none"> - Pelapisan PEDOT: (resistivity as 0,3 $\Omega\cdot\text{cm}$) untuk proteksi oksidasi. - Desain elektroda berlubang untuk mengurangi berat.
Solusi 3	Biaya sangat tinggi, rentan terhadap oksidasi, potensi reaksi alergi pada beberapa individu.	<ul style="list-style-type: none"> - Lapisan nano-partikel TiO_2 untuk mencegah migrasi ion Ag^+. - Alternatif: penggunaan perak daur ulang (<i>recovery rate</i> 85%).

Berdasarkan Tabel 3.3 terdapat risiko dan mitigasi pada setiap usulan solusi. Berikut penjelasan lebih lanjut mengenai setiap usulan solusi:

- **Solusi 1 (Aluminium):** aluminium menghadapi risiko korosi ketika terpapar kelembapan, yang dapat mengurangi daya tahan material dalam jangka panjang. Selain itu, konduktivitasnya yang lebih rendah dibandingkan dengan tembaga dan perak mengakibatkan kebutuhan penguatan sinyal tambahan untuk memastikan stabilitas dan keakuratan pengukuran. Mitigasi untuk risiko ini melibatkan penggunaan pelapisan *anodizing* untuk meningkatkan ketahanan terhadap korosi serta penggunaan amplifier dengan *gain* tinggi untuk meningkatkan kualitas sinyal.
- **Solusi 2 (Tembaga):** risiko utama pada tembaga adalah laju oksidasi yang lebih cepat dibandingkan aluminium, terutama dalam kondisi lembab. Selain itu, biaya produksinya lebih tinggi dibandingkan aluminium, yang dapat mempengaruhi pertimbangan ekonomi. Meski tembaga memiliki konduktivitas yang baik, kualitas sinyal dapat menurun jika material tidak dilindungi dengan baik dari kelembapan. Untuk mengatasi risiko ini, pelapisan PEDOT:PSS dapat digunakan untuk melindungi tembaga dari oksidasi, sementara desain elektroda berlubang dapat mengurangi berat material dan meningkatkan efisiensi penggunaannya.
- **Solusi 3 (Perak):** perak memiliki risiko utama berupa biaya produksi yang sangat tinggi, sehingga penggunaannya menjadi kurang ekonomis. Selain itu, material ini rentan terhadap oksidasi dan memiliki potensi menyebabkan reaksi alergi pada sebagian kecil individu, yang menjadi perhatian dalam aplikasi biomedis. Untuk mengatasi risiko ini, lapisan nano-partikel TiO_2 dapat digunakan untuk mencegah migrasi ion Ag^+ , sementara penggunaan perak daur ulang dapat membantu menurunkan biaya produksi.

Setiap solusi memiliki risiko spesifik yang dapat diminimalkan melalui mitigasi teknis yang sesuai. Evaluasi ini bertujuan untuk memahami kelemahan masing-masing material sebelum membuat keputusan akhir.

3.5 Pengukuran Performa

Tabel 3.4 Parameter performa dan cara mengukurnya

Parameter	Cara Pengukuran
Akurasi deteksi	Membandingkan hasil deteksi dengan alat standar EKG dan menghitung persentase kesalahan.
Kualitas sinyal	Mengukur <i>Signal-to-Noise Ratio</i> (SNR) menggunakan osiloskop atau alat pengolahan sinyal.
Stabilitas sinyal	Melakukan pengujian dalam berbagai kondisi lingkungan (kelembapan, suhu) dan mencatat perubahan sinyal.
Kenyamanan	Melakukan uji kenyamanan pada pengguna dengan survei subjektif dan pengamatan langsung.

A. Akurasi

Akurasi diukur dengan membandingkan sinyal yang dihasilkan sensor kapasitif dengan data referensi dari perangkat *ECG* menggunakan perhitungan *percent error*. Kriteria penilaian akurasi mengacu pada standar yang digunakan dalam penelitian sebelumnya atau regulasi yang relevan, seperti standar IEC 60601-2-47 untuk perangkat pemantauan fisiologis. Dalam konteks ini, akurasi dikatakan baik jika *percent error* di bawah 5%, yang menunjukkan kesesuaian tinggi antara sinyal sensor dan data referensi. Sebaliknya, *percent error* di atas 10% mengindikasikan akurasi yang buruk, sesuai dengan batas toleransi yang diterima dalam studi terkait. Perhitungan *Percent Error* dengan rumus:

$$Error = \frac{\text{nilai terukur} - \text{nilai referensi}}{\text{nilai referensi}} \times 100\% \quad (6)$$

B. Kualitas Sinyal

Kualitas sinyal dinilai melalui perhitungan *Signal-to-Noise Ratio* (SNR), yang membandingkan amplitudo puncak-ke-puncak sinyal utama.

$$20 \times \log_{10} \frac{V_{pp} \text{ signal}}{V_{pp} \text{ noise}} \quad (7)$$

Keterangan:

V_{pp}^{signal} = amplitudo puncak – ke – puncak dari sinyal utama.

V_{pp}^{noise} = amplitudo puncak – ke – puncak dari komponen noise dalam sinyal.

Kualitas sinyal dikatakan baik jika $SNR > 20$ dB. Sebaliknya, $SNR < 20$ dB menunjukkan kualitas sinyal yang buruk, di mana *noise* mendominasi sinyal utama.

C. Stabilitas Sinyal

Stabilitas sinyal diukur menggunakan deviasi standar (σ), yang mengukur tingkat fluktuasi sinyal terhadap nilai rata-rata. Sinyal dianggap stabil jika deviasi standar rendah, sedangkan deviasi standar tinggi mengindikasikan adanya gangguan yang menyebabkan fluktuasi sinyal.

Rumus untuk menghitung standar deviasi:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2} \quad (8)$$

Persamaan ini menghitung simpangan baku (σ), yang menunjukkan tingkat variasi atau stabilitas suatu sinyal.

Keterangan:

x_i = Nilai individu dalam dataset (sampel sinyal).

μ = Rata – rata dari seluruh nilai sampel.

N = Jumlah total sampel dalam dataset.

D. Kenyamanan Pengguna

Evaluasi kenyamanan pengguna pada kursi dengan sensor kapasitif bertujuan memastikan kenyamanan saat digunakan selama minimal 30 menit. Durasi ini dipilih berdasarkan pertimbangan ergonomi dan biokompatibilitas. Menurut standar ISO 9241-5, evaluasi kenyamanan duduk mempertimbangkan durasi yang cukup untuk mendeteksi ketidaknyamanan akibat tekanan dan suhu permukaan. Selain itu, ISO 10993-1 menekankan pentingnya pengujian biokompatibilitas material yang bersentuhan dengan kulit untuk memastikan tidak ada reaksi negatif seperti iritasi atau ketidaknyamanan dalam periode penggunaan tertentu.

Prosedur evaluasi melibatkan pengguna langsung untuk mengumpulkan data subjektif melalui kuesioner mengenai tekanan elektroda, sensasi panas, dan kenyamanan, serta data objektif menggunakan alat pengukur tekanan. Analisis menggabungkan kedua jenis data untuk mengevaluasi tekanan, suhu elektroda, dan potensi efek pada kulit. Konteks evaluasi ini adalah memastikan kursi aman dan nyaman digunakan, karena kenyamanan berperan penting dalam meningkatkan pengalaman pengguna dan mendorong penerimaan produk.

3.6 Kesimpulan Pemilihan Material

Tabel 3.5 Analisis kriteria pemilihan material elektroda kapasitif

Kriteria	Aluminium	Tembaga	Perak
Konduktivitas	Rendah ($3,5 \times 10^7$ S/m)	Sedang ($5,96 \times 10^7$ S/m)	Tinggi ($6,3 \times 10^7$ S/m)
Biaya	Biaya produksi murah	Biaya produksi sedang	Biaya produksi mahal
Stabilitas Sinyal	Stabil	Stabil	Sangat stabil

Kriteria	Aluminium	Tembaga	Perak
Mitigasi resiko kelemahan material	Lapisan <i>anodizing</i>	Pelapisan PEDOT PSS	Lapisan nano-TiO ₂
Kenyamanan Pengguna	Nyaman, ringan, dan permukaan halus	Cukup nyaman, berat, dan permukaan perlu dihaluskan	Cukup nyaman, namun memiliki potensi menyebabkan alergi pada sebagian kecil pengguna
Laju Oksidasi	0,2 µm/tahun (kering)	1,5 µm/tahun (lembab)	0,05 µm/tahun (semua kondisi)
Biokompatibilitas	ISO 10993-5 (Moderat)	ISO 10993-5 (Baik)	ISO 10993-5 (Ekselen)
Berat Jenis	2,7 g/cm ³ (Ringan)	8,96 g/cm ³ (Berat)	10,5 g/cm ³ (Paling Berat)
Ketahanan Mekanis	Modulus Young: 69 GPa (Rentan deformasi)	Modulus Young: 110 GPa (Kuat)	Modulus Young: 83 GPa (Cukup)
SNR (<i>signal to noise ratio</i>)	15–18 dB (Perlu penguatan sinyal)	20–23 dB (Optimal untuk aplikasi umum)	25–28 dB (Terbaik untuk presisi tinggi)
Resiko Alergi	Tidak Ada	Jarang (1% populasi)	Tinggi (5% populasi)

Pemilihan material elektroda kapasitif untuk sensor EKG pada tabel 3.5 harus mempertimbangkan konduktivitas listrik, stabilitas sinyal, biaya produksi, ketahanan oksidasi, biokompatibilitas, serta kenyamanan pengguna. Dari tiga material yang dianalisis (aluminium, tembaga, dan perak), tembaga muncul sebagai pilihan terbaik karena memberikan keseimbangan optimal di antara faktor-faktor tersebut.

Aluminium unggul dalam biaya murah (Rp15.000/10 cm²) dan ringan (2,7 g/cm³), tetapi konduktivitasnya rendah ($3,5 \times 10^7$ S/m), sehingga memerlukan penguatan sinyal tambahan [23]. Ketahanan mekanisnya rendah (*Modulus Young*: 69 GPa), membuatnya rentan terhadap deformasi [21][25]. Meski tahan oksidasi dengan *anodizing*, proses ini dapat mempengaruhi sifat konduktornya.

Perak memiliki konduktivitas tertinggi ($6,3 \times 10^7$ S/m) dan stabilitas sinyal terbaik (SNR: 25–28 dB), menjadikannya ideal untuk presisi tinggi [9][20]. Namun, biaya produksi sangat mahal (Rp200.000/10 cm²) dan lebih berat (10,5 g/cm³). Laju oksidasinya memang rendah (0,05 µm/tahun), tetapi resiko alerginya tinggi (5% populasi), yang membuatnya kurang ideal untuk pemakaian luas[20][21].

Tembaga menawarkan konduktivitas mendekati perak ($5,96 \times 10^7$ S/m) dengan biaya jauh lebih murah (Rp25.000/10 cm²). Stabilitas sinyalnya baik (SNR: 20–23 dB), cukup untuk aplikasi medis. Meski lebih berat dari aluminium (8,96 g/cm³), tembaga tetap lebih ringan daripada perak. Ketahanan mekanisnya kuat (*Modulus Young*: 110 GPa), serta kelemahannya terhadap oksidasi (1,5 µm/tahun) dapat diatasi dengan pelapisan PEDOT:PSS, yang juga meningkatkan stabilitas sinyal. Biokompatibilitasnya lebih baik daripada aluminium dan lebih aman dibandingkan perak karena resiko alerginya rendah (1% populasi)[22][23].

Berdasarkan keseimbangan antara konduktivitas, biaya, ketahanan, serta faktor biokompatibilitas dan kenyamanan pengguna, tembaga adalah pilihan material elektroda kapasitif paling optimal untuk sensor EKG, karena menawarkan kinerja tinggi dengan efisiensi biaya yang tetap terkendali.

3.7 Gantt Chart

Tabel 3.6 Perencanaan kegiatan dalam rentang waktu setahun

No.	Kegiatan/Capaian	Bulan ke -											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	identifikasi permasalahan	Y	Y										
2	Mencari literatur dan informasi untuk kebutuhan dan spesifikasi Sensor yang akan dikembangkan	A	Y	A									
3	Mengumpulkan seluruh ide solusi dan finalisasi usulan perancangan sensor beserta manajemen dan rancangan belanja			A, Y	A, Y	A, Y	A, Y						

N o.	Kegiatan/Capaian	Bulan ke -											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
4	Pengumpulan proposal Tugas Akhir <i>1/Capstone Project</i> dan seminar						A,Y						
5	Pembelian alat dan bahan							A, Y	A,Y				
6	Perancangan sensor sesuai proposal								A,Y	A,Y	A, Y		
7	Testing dan Validasi										A, Y	A, Y	
8	Expo dan pengumpulan laporan akhir												A , Y

3.8 Realisasi Pelaksanaan Tugas Akhir 1

Tabel 3.7 Realisasi Pelaksanaan Tugas Akhir

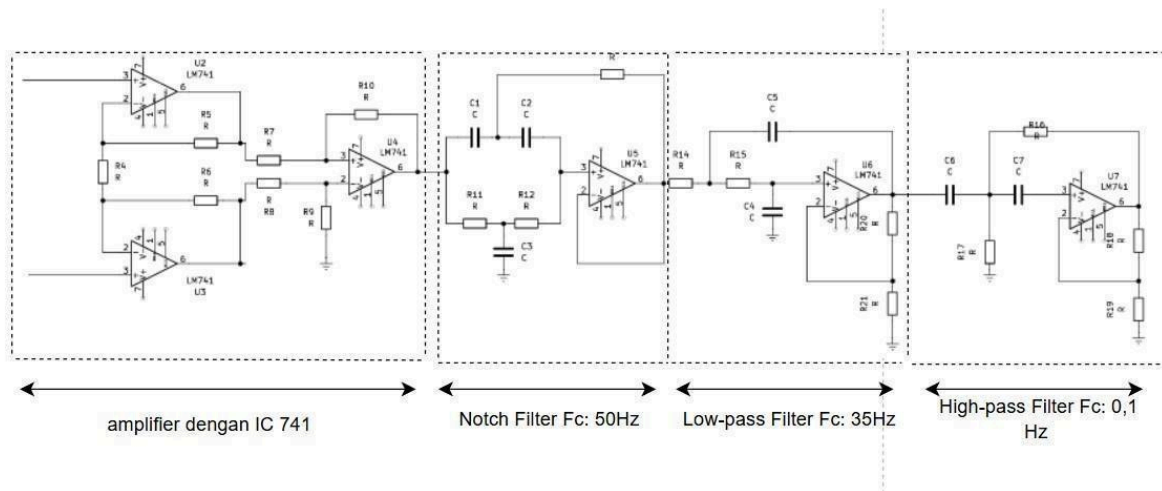
No.	Kegiatan/Capaian	Bulan ke -											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	identifikasi permasalahan Berdasarkan topik yang diberikan	Y	Y										
2	Pencarian Literatur dan informasi	A	Y	A									
3	Pengumpulan ide dan Finalisasi desain			A,Y	A,Y	A,Y	A,Y						

BAB 4. HASIL RANCANGAN DAN METODE PENGUKURAN

4.1 Hasil Rancangan Sensor

Rancangan sistem yang dikembangkan dalam penelitian ini adalah sebuah sensor EKG (Elektrokardiogram) berbasis kapasitif. Desain ini berfokus pada tiga tujuan utama: kenyamanan pengguna dengan metode perekaman yang tidak mengganggu, efisiensi biaya agar dapat diakses secara luas, dan keberlanjutan dengan mengurangi potensi sampah medis sekali pakai. Berdasarkan analisis kebutuhan dan studi literatur, material tembaga (*copper*) dipilih sebagai elektroda utama. Pemilihan ini didasarkan pada performa tembaga yang baik dalam aplikasi *biosensing*, biayanya yang terjangkau, serta ketersediaannya yang luas di pasaran. Untuk memvalidasi pilihan tersebut, sistem ini juga dirancang untuk dapat diuji secara komparatif dengan material aluminium. Bab ini akan menguraikan secara rinci hasil akhir dari perancangan sistem tersebut, mulai dari skematik rangkaian elektronik, desain fisik sensor, hingga perangkat lunak yang digunakan untuk akuisisi data

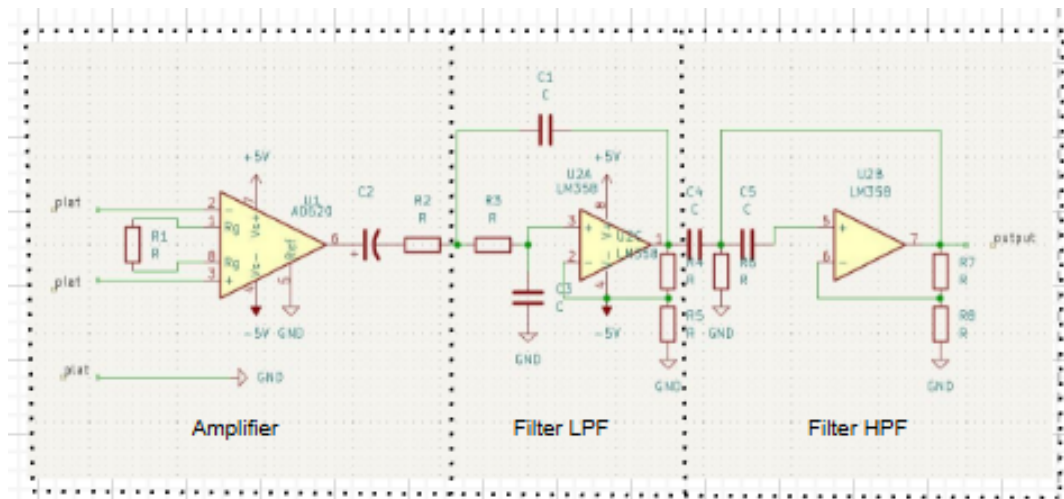
4.1.1 Rangkaian elektronik



Gambar 4.1 Rancangan awal rangkaian elektronik

Gambar 4.1 menunjukkan rancangan awal sistem akuisisi sinyal biopotensial. Rangkaian ini terdiri dari beberapa blok utama, yakni penguat sinyal (menggunakan IC 741), *notch filter* dengan frekuensi *cut-off* 50 Hz, *low-pass filter* dengan frekuensi 35 Hz, dan *high-pass filter* dengan frekuensi 0,1 Hz. Setiap blok dirancang untuk memperkuat sinyal lemah dari tubuh serta

menyaring gangguan umum seperti *noise* dari jaringan listrik dan komponen frekuensi rendah yang tidak diinginkan.



Gambar 4.2 Hasil realisasi rangkaian elektronis

Gambar 4.2 merupakan hasil realisasi dari rancangan sistem pengolahan sinyal EKG yang telah disesuaikan dengan kebutuhan implementasi praktis di laboratorium. Rangkaian terdiri dari tiga bagian utama, yaitu penguat menggunakan *instrumentation amplifier* AD620, *high-pass filter* (HPF), dan *low-pass filter* (LPF), dengan penggunaan IC operasional LM358 untuk tahap filter aktif. Setelah sinyal biopotensial ditangkap oleh sensor kapasitif berupa lempengan logam (Tembaga atau Aluminium), sinyal yang sangat lemah ini diarahkan ke blok penguat sinyal. AD620 digunakan karena kemampuannya dalam memperkuat sinyal dengan *noise* yang sangat rendah. *Gain* diatur sekitar 500 kali dengan menggunakan resistor eksternal 100 Ω, untuk mendapatkan gain yang diinginkan sebesar 500x, maka nilai R_G yang dibutuhkan adalah:

$$Gain\ 500x = 1 + \frac{49,4k\Omega}{499} = 99\Omega$$

Dalam implementasi praktis, digunakan resistor dengan nilai standar terdekat, yaitu 100 Ω, yang menghasilkan penguatan sekitar 495x.

Selanjutnya, sinyal diperhalus oleh dua filter aktif: *High-Pass Filter* (HPF) dengan frekuensi *cutoff* 0.1 Hz yang berfungsi menghilangkan pergeseran garis dasar (*baseline wander*),

dan *Low-Pass Filter* (LPF) dengan *cut off* 20 Hz untuk menyaring *noise* frekuensi tinggi. Kedua filter ini dibentuk menggunakan konfigurasi RC sederhana dengan rumus perhitungan *cut off*:

$$f_{c_{HPF}} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(1.5 \times 10^6)(1 \times 10^{-6})} = \frac{1}{2\pi \times 1.5} = 0.106 \text{ Hz}$$

$$f_{c_{LPF}} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(82 \times 10^3)(1 \times 10^{-9})} = \frac{1}{2\pi \times 0.0082} = 0.106 \text{ Hz}$$

Untuk HPF, digunakan $R = 1.5 \text{ M}\Omega$ dan $C = 1 \text{ }\mu\text{F}$, sehingga menghasilkan $f_c \approx 0.106 \text{ Hz}$. Sedangkan untuk LPF, digunakan $R = 82 \text{ k}\Omega$ dan $C = 100 \text{ nF}$, yang menghasilkan $f_c \approx 19.4 \text{ Hz}$. Pemilihan nilai-nilai komponen tersebut didasarkan pada pertimbangan antara hasil perhitungan teoritis dan ketersediaan komponen standar di pasaran, dengan tetap menjaga performa filter yang optimal. Rangkaian ini dirancang untuk mereduksi *noise* serta mempertahankan bentuk kompleks QRS dari sinyal EKG sebelum akhirnya dikirim ke mikrokontroler untuk proses digitalisasi dan analisis lebih lanjut.

4.1.2 Material dari Sensor

Dalam penelitian ini digunakan tiga jenis material sensor yang berbeda untuk keperluan perbandingan kinerja, yaitu Tembaga dan Aluminium. Material Tembaga dan Aluminium masing-masing dibentuk dalam lempengan persegi berukuran $5 \times 5 \text{ cm}$ seperti ditunjukkan pada Gambar 4.3 dan Gambar 4.4. kedua material ini mewakili pendekatan dalam pendeteksian sinyal biopotensial secara kapasitif, yaitu elektroda logam kapasitif (Tembaga dan Aluminium)



Gambar 4.3 Material aluminium



Gambar 4.4 Material tembaga

4.1.3 Gambar desain 3D.



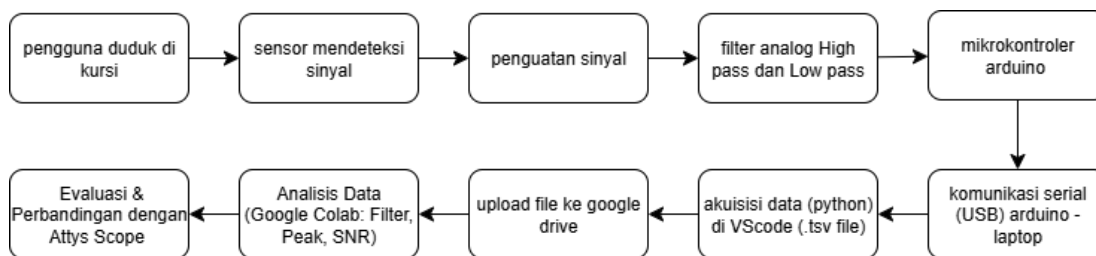
Gambar 4.5 Desain 3D, penempatan sensor dan *box* rangkaian elektronis

Gambar tersebut menyajikan visualisasi desain 3D lengkap dari purwarupa sistem, yang mengilustrasikan penempatan sensor pada kursi serta wadah (*box*) untuk rangkaian elektroniknya. Desain ini secara strategis menempatkan dua elektroda aktif secara simetris pada sandaran punggung untuk menangkap sinyal biopotensial tubuh, sementara satu elektroda referensi (*ground*) yang lebih besar diletakkan pada alas duduk untuk menciptakan beda potensial yang dibutuhkan dalam pengukuran EKG. Seluruh komponen pemrosesan sinyal, termasuk PCB dan mikrokontroler, dilindungi di dalam sebuah *box* rangkaian elektronik berwarna hitam yang ringkas. Wadah ini dirancang agar dapat dipasang secara tersembunyi di bawah kursi, sehingga menghasilkan sebuah sistem yang fungsional namun tetap menjaga estetika dan kenyamanan bagi pengguna. berikut merupakan gambar 4.6 yang merupakan gambar hasil akhir rancangan



Gambar 4.6 Hasil akhir rancangan

4.1.4 Cara kerja sistem



Gambar 4.7 blok diagram proses pengujian

Gambar 4.7 menjelaskan blok diagram sistem deteksi sinyal EKG yang dirancang untuk bekerja secara non-invasif menggunakan dua jenis sensor utama, yaitu sensor kapasitif (berbahan tembaga atau aluminium). Saat pengguna duduk di kursi yang telah dilengkapi sensor, medan listrik lemah akibat aktivitas jantung ditangkap oleh sensor kapasitif tanpa kontak langsung dengan kulit. Sinyal yang ditangkap kemudian diperkuat oleh *amplifier* AD620 dengan penguatan sekitar 495x dan disaring menggunakan filter aktif *high-pass* (*cutoff* 0,1 Hz) serta *low-pass* (*cutoff* 20 Hz) untuk menghilangkan *noise*. Sinyal yang telah bersih dikonversi menjadi digital oleh mikrokontroler Arduino melalui ADC internal dan dikirimkan ke komputer via USB. Di sisi komputer, skrip Python yang dijalankan di Visual Studio Code membaca data dari port serial menggunakan pustaka *pyserial* dan menyimpannya secara *real-time* ke file berformat *.tsv* lengkap dengan *timestamp*. File ini kemudian diunggah ke *Google Drive* dan dianalisis menggunakan skrip *Python* di *Google Colaboratory*, yang melakukan validasi, *filtering* tambahan, deteksi puncak, serta perhitungan parameter kinerja seperti BPM, SNR, dan stabilitas sinyal. Untuk validasi sistem, data yang dihasilkan dibandingkan dengan hasil perekaman dari alat referensi *Attys Scope* guna memastikan akurasi dan keandalan sistem sensor dalam mendeteksi sinyal EKG.

4.1.5 Metode Pengambilan Data

Dalam melakukan pengukuran kinerja hasil perencanaan, diperlukan beberapa langkah persiapan yang sistematis untuk memastikan bahwa data yang diperoleh akurat, representatif, dan dapat dibandingkan secara valid. Persiapan ini mencakup penataan posisi subjek secara ergonomis, pemasangan alat sensor dan perangkat referensi sesuai standar, penetapan durasi perekaman yang optimal, serta pelaksanaan skenario pengujian yang terkontrol. Selain itu, proses pengukuran diulang secara identik untuk setiap jenis material elektroda guna menjamin objektivitas dalam evaluasi performa masing-masing sensor.

- **Persiapan Subjek dan Alat**

Pada tahap persiapan, subjek penelitian diminta untuk duduk di kursi yang telah terpasang sistem sensor. Posisi duduk diatur nyaman mungkin untuk mendorong postur yang

rileks dan alami, sehingga dapat meminimalkan tegangan otot yang tidak perlu. Secara bersamaan, perangkat referensi *Attys Scope* juga dipasang pada tubuh subjek sesuai dengan standar penempatan elektroda

EKG konvensional. Langkah ini sangat krusial untuk memastikan bahwa kedua sistem baik sensor buatan maupun alat referensi, siap merekam sinyal dari subjek pada rentang waktu yang sama, sehingga data yang dihasilkan dapat dibandingkan secara valid.

- Durasi Rekaman

Untuk setiap skenario pengujian, proses perekaman data ditetapkan dengan durasi 120 detik (2 menit). Durasi ini dipilih sebagai rentang waktu yang optimal untuk mendapatkan sampel sinyal yang representatif. Waktu dua menit dianggap cukup untuk mengamati beberapa siklus detak jantung dalam kondisi stabil dan mengidentifikasi pola sinyal yang konsisten, namun cukup singkat untuk memastikan subjek dapat mempertahankan posisi duduk yang tenang tanpa merasa lelah atau tidak nyaman, yang berpotensi menimbulkan artefak gerakan.

- Skenario Pengujian

Pengukuran dilakukan dalam tiga skenario berbeda yang dirancang secara spesifik untuk mengevaluasi pengaruh penempatan elektroda dan medium pakaian terhadap kualitas sinyal. Konfigurasi 1 menempatkan elektroda aktif di area punggung bawah dan elektroda referensi di area yang sama, yang diuji dalam dua kondisi: dengan pakaian (kaos katun) untuk mensimulasikan penggunaan normal, dan tanpa pakaian untuk mendapatkan data kontak langsung sebagai pembanding. Selanjutnya, Konfigurasi 2 menguji penempatan elektroda aktif dan referensi yang keduanya berada di area bawah tubuh, juga dalam kondisi dengan pakaian (celana), untuk mengeksplorasi alternatif penempatan sensor yang lebih terpusat

- Pengulangan Material

Untuk memastikan perbandingan yang adil dan objektif, seluruh rangkaian protokol pengujian mulai dari persiapan hingga perekaman data dilakukan secara sistematis dan identik untuk setiap material elektroda, yaitu Tembaga dan Aluminium. Setiap material diuji dengan satu kali pengulangan pada ketiga skenario pengujian. Dengan menjaga semua variabel tetap konstan

kecuali jenis material elektroda, perbedaan hasil performa yang diperoleh dapat secara langsung dikaitkan dengan karakteristik masing-masing material.

4.2 Metode Pengukuran Kinerja Hasil Perancangan

Setelah proses pengambilan data selesai dilakukan, langkah selanjutnya adalah menganalisis kinerja sistem sensor melalui sejumlah parameter kuantitatif. Analisis ini bertujuan untuk mengevaluasi sejauh mana sistem mampu mendeteksi sinyal EKG dengan akurat dan andal dibandingkan perangkat referensi medis. Tiga parameter utama yang digunakan dalam evaluasi ini meliputi: akurasi deteksi detak jantung (BPM), kualitas sinyal berdasarkan rasio *signal-to-noise* (SNR), serta stabilitas sinyal dari waktu ke waktu. Masing-masing parameter dihitung menggunakan metode dan rumus tertentu untuk memperoleh gambaran performa sistem secara menyeluruh. Sebagai pembandingan, sinyal dari perangkat referensi *Attys Scope* divalidasi secara manual melalui *visual inspection*, dengan cara menghitung jumlah puncak R secara langsung dari grafik sinyal yang dihasilkan, sehingga hasilnya dapat digunakan sebagai tolak ukur dalam perhitungan akurasi sistem sensor yang diuji.

- Akurasi

Pertama, akurasi Deteksi Detak Jantung (BPM) diukur dengan cara membandingkan jumlah denyut per menit *beats per minute* (BPM), yang dihasilkan oleh sistem sensor terhadap BPM dari perangkat referensi medis, yaitu *Attys Scope*. Sebelum dilakukan perhitungan, data sinyal yang dihasilkan oleh sistem diverifikasi secara manual untuk memastikan bahwa pola morfologi kompleks QRS sesuai dengan karakteristik khas gelombang EKG sebagaimana dijelaskan pada Gambar 2.2. Setelah puncak R yang valid dikenali, jumlahnya dihitung dalam rentang waktu perekaman tertentu, lalu dikonversi menjadi BPM. Akurasi kemudian dihitung menggunakan rumus persentase *error*, yaitu:

$$\%Error = \frac{(BPM \text{ Sistem} - BPM \text{ referensi})}{(BPM \text{ referensi})} \times 100\%$$

- Kualitas Sinyal

Kedua kualitas sinyal dinilai menggunakan *Signal-to-Noise Ratio* (SNR), yang menunjukkan seberapa besar sinyal EKG (khususnya kompleks QRS) dibandingkan dengan derau (noise) di sekitarnya. SNR dihitung dalam satuan desibel (dB), dengan membandingkan amplitudo puncak-ke-puncak (Vpp) dari sinyal terhadap amplitudo noise pada segmen *baseline*. Semakin besar nilai SNR, semakin bersih sinyal yang dihasilkan. Nilai SNR yang tinggi menandakan bahwa sinyal dominan dibandingkan noise dan mudah diinterpretasikan, sedangkan nilai SNR yang rendah menunjukkan bahwa noise lebih mendominasi, sehingga sinyal sulit dianalisis dengan akurat..

$$SNR = 20 \times \log_{10} \frac{V_{PP \text{ sinyal}}}{V_{PP \text{ noise}}} \quad (14)$$

dimana : Vpp sinyal adalah selisih tegangan tertinggi dan terendah dari kompleks QRS, sedangkan Vpp *noise* adalah selisih tegangan pada bagian datar sinyal (*baseline*) yang idealnya bebas aktivitas jantung. Semakin besar rasio Vpp sinyal terhadap Vpp *noise*, semakin baik kualitas sinyal EKG.

- Stabilitas sinyal

Stabilitas sinyal dihitung menggunakan deviasi standar (σ) dari segmen *baseline*, yaitu bagian sinyal EKG yang datar dan tidak menunjukkan aktivitas jantung biasanya berada di antara dua detak jantung. Segmen ini dipilih karena seharusnya tenang dan bebas gangguan. Untuk mengukurnya, beberapa *baseline* diambil selama perekaman (misalnya 1 menit), lalu dihitung rata-rata dan deviasi standarnya. Nilai σ yang rendah menunjukkan sinyal stabil dan minim gangguan nilai tinggi menandakan fluktuasi akibat *noise* atau gerakan..

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2} \quad (15)$$

dimana :

- σ = deviasi standar
- x_i = nilai sinyal pada titik ke-i
- μ = rata rata nilai sinyal pada segmen *baseline*

- N= jumlah sampel dalam segmen *baseline*

4.2.1 Tujuan Pengujian

Tujuan utama dari pengujian ini adalah untuk menentukan material elektroda yang memberikan performa terbaik dalam mendeteksi sinyal EKG dengan pendekatan kapasitif. Tiga jenis elektroda yang dibandingkan meliputi Tembaga dan Aluminium. Selain itu, pengujian ini juga bertujuan untuk menganalisis secara kuantitatif pengaruh medium perantara seperti pakaian serta variasi konfigurasi penempatan elektroda pada tubuh terhadap akurasi dan kualitas sinyal EKG yang dihasilkan.

BAB 5. HASIL PENGUKURAN DAN ANALISIS

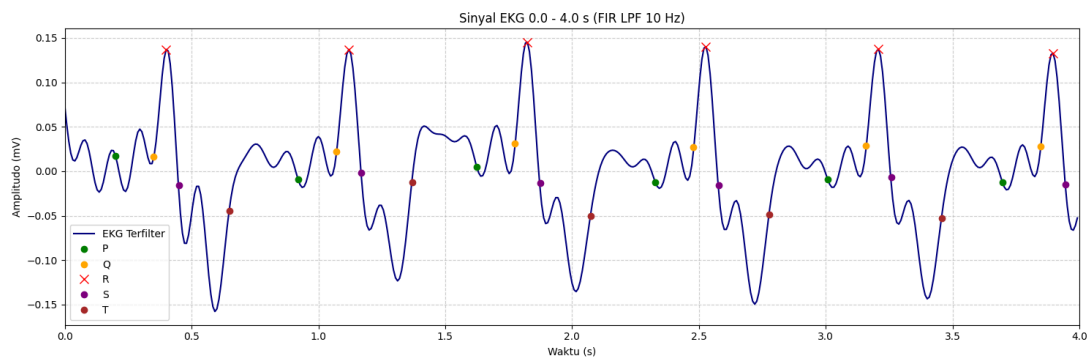
Bab ini menyajikan dan menganalisis secara mendalam seluruh data yang diperoleh dari hasil pengujian sistem sensor EKG kapasitif. Pembahasan diawali dengan analisis kualitatif sinyal keluaran dari setiap material dan skenario, baik yang menggunakan elektroda logam (kapasitif). Selanjutnya, dipaparkan metode kalkulasi parameter kinerja, diikuti dengan tabulasi hasil kuantitatif secara keseluruhan. Terakhir, hasil tersebut dibahas dan dibandingkan dengan penelitian terdahulu untuk menilai efektivitas masing-masing pendekatan sensor dalam mendeteksi sinyal EKG.

5.1 Analisis Hasil kualitatif sinyal keluaran

Sebelum masuk ke analisis kuantitatif, penting untuk memahami karakteristik sinyal yang dihasilkan oleh setiap material dan konfigurasi.

5.1.1 Karakteristik Sinyal per Material dan Deteksi Puncak

Langkah awal dalam proses analisis adalah melakukan validasi kualitatif terhadap sinyal jantung yang diakuisisi untuk memastikan bahwa morfologi sinyal menyerupai bentuk khas sinyal elektrokardiogram (EKG) yang valid. Kriteria utama dari sinyal EKG yang baik adalah keberadaan kompleks QRS yang tajam, menonjol, dan mudah dikenali. Selain itu, keberadaan gelombang P dan T yang terdefinisi dengan jelas turut memperkuat kualitas morfologi sinyal. Pola morfologi ideal ini, sebagaimana diilustrasikan pada Gambar 2.2, menjadi acuan dalam evaluasi kualitas sinyal hasil akuisisi.

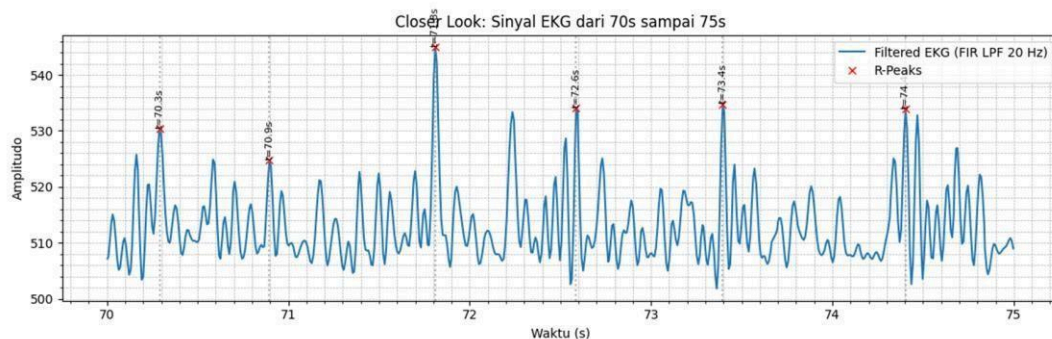


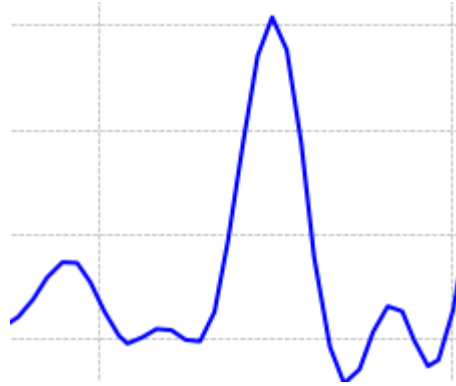
Gambar 5.1 Contoh sinyal EKG ideal dengan penandaan segmen P, Q, R, S, dan T.

Gambar 5.1 sinyal yang baik memiliki kompleks QRS (terdiri dari gelombang Q, R, dan S) yang tajam dan menonjol, yang merupakan target utama dalam deteksi detak jantung. Selain itu, gelombang P (sebelum QRS) dan gelombang T (setelah QRS) juga harus terlihat jelas. Morfologi ini menjadi acuan untuk mengevaluasi kualitas sinyal yang ditangkap oleh setiap material.

Untuk menentukan puncak (*peak*) yang valid saat dilakukan perbandingan visual antara sinyal dari *Attys Scope* dan sinyal dari alat yang dikembangkan, digunakan pendekatan berbasis kesesuaian waktu. Suatu puncak pada sinyal alat yang dibuat dinyatakan valid apabila muncul dalam rentang waktu yang sama atau sangat berdekatan dengan puncak yang terdeteksi pada sinyal referensi dari *Attys Scope*. Kesesuaian waktu ini menjadi dasar dalam menilai apakah deteksi detak jantung oleh alat telah sesuai dengan referensi medis.

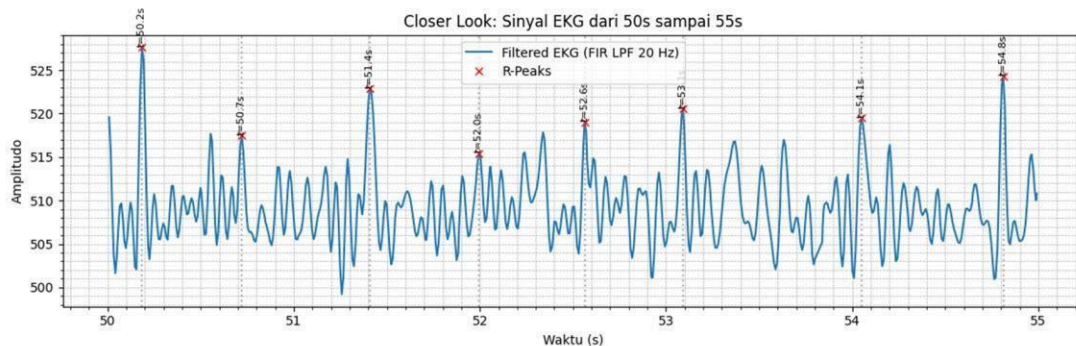
Bagian ini menampilkan cuplikan sinyal yang telah difilter dari setiap material untuk menunjukkan morfologi dasarnya. Tembaga : Gambar 5.2 menampilkan cuplikan sinyal dari elektroda Tembaga. Terlihat bahwa sinyal memiliki kompleks QRS yang jelas, tajam, dan periodik, yang merupakan indikator utama validitas sinyal EKG. Dengan menggunakan algoritma deteksi puncak berbasis ambang batas ketinggian dan jarak minimum antar puncak, pada cuplikan berdurasi 5 detik ini terdeteksi sebanyak 6 puncak R yang terdistribusi secara merata. Selain itu, jika dilakukan pengamatan lebih dekat (*zoom*) terhadap salah satu puncak R, tampak bahwa morfologi sinyal EKG menunjukkan susunan segmen PQRST yang lengkap dan jelas. Gelombang P muncul sebelum kompleks QRS, diikuti oleh gelombang T setelahnya, yang menegaskan bahwa sinyal ini tidak hanya valid untuk deteksi denyut jantung, tetapi juga kaya informasi untuk analisis morfologis jantung secara menyeluruh.





Gambar 5.2 Cuplikan sinyal EKG 5 detik dari material Tembaga, dengan penanda pada setiap puncak R yang terdeteksi.

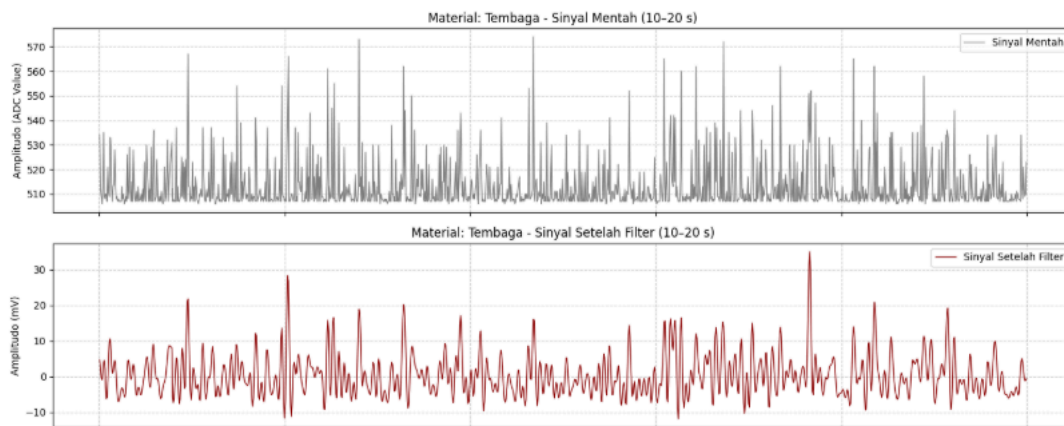
Aluminium: Gambar 5.3 menunjukkan sinyal dari elektroda Aluminium. Sinyal ini juga menampilkan kompleks QRS yang dapat diidentifikasi, meskipun dengan amplitudo yang tampak sedikit lebih rendah dibandingkan dengan elektroda Tembaga. Pada cuplikan ini, terdeteksi sebanyak 8 puncak R, yang menandakan keberhasilan sistem dalam mendeteksi detak jantung secara periodik. Jika diamati lebih lanjut pada salah satu puncak yang terdeteksi dan dilakukan pembesaran (*zoom*) terhadap skala waktunya, terlihat bahwa morfologi sinyal keluaran menunjukkan segmen PQRST yang cukup jelas, dengan gelombang P mendahului kompleks QRS dan diikuti oleh gelombang T. Hal ini semakin menguatkan bahwa sinyal yang dihasilkan oleh elektroda Aluminium memiliki karakteristik EKG yang valid dan layak untuk digunakan dalam proses analisis detak jantung.



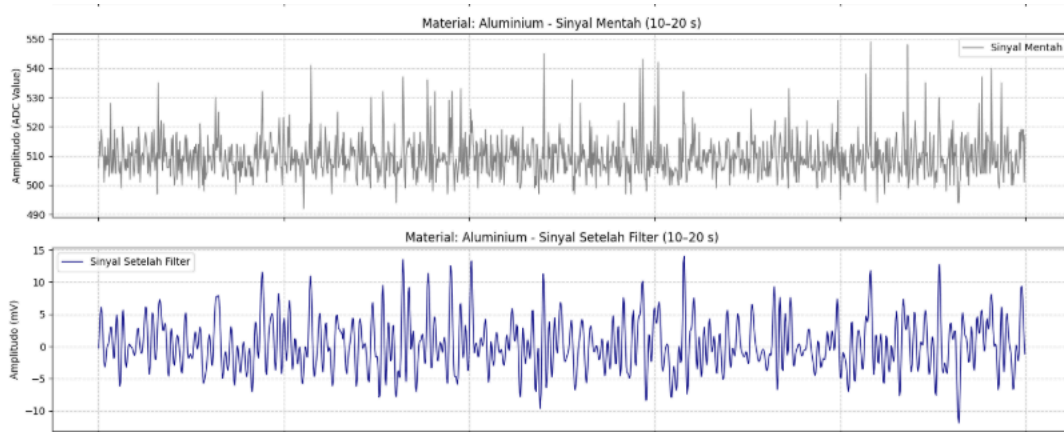


Gambar 5.3 Cuplikan sinyal EKG detik dari material Aluminium, dengan penanda puncak.

Analisis Sinyal Keluaran dan Respon *Filter*. Sebelum melakukan evaluasi parameter kinerja, esensial untuk terlebih dahulu memahami karakteristik sinyal EKG yang berhasil diakuisisi. Sinyal mentah umumnya mengandung derau seperti pergeseran garis dasar (*baseline wander*). Gambar 5.5 dan 5.6 menyajikan perbandingan sinyal sebelum dan sesudah melalui proses pemfilteran digital.

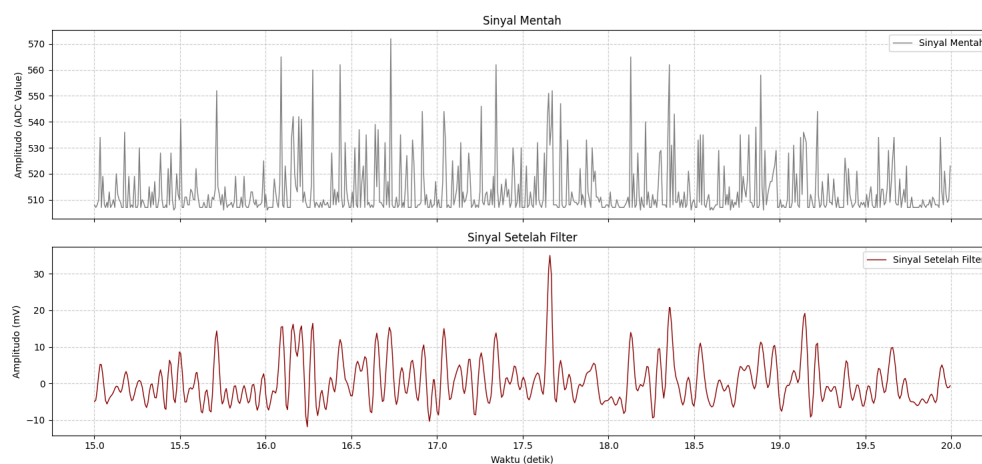


Gambar 5.4 sinyal sebelum sesudah di filter material tembaga



Gambar 5.5 sinyal sebelum sesudah di filter material aluminium

Berdasarkan Gambar 5.4 dan 5.5 hasil observasi menunjukkan bahwa sinyal mentah memiliki garis dasar yang tidak stabil. Setelah aplikasi filter digital, garis dasar menjadi jauh lebih datar dan kompleks QRS menjadi lebih jelas terdefinisi, yang memvalidasi efektivitas proses pemrosesan sinyal sebelum analisis lebih lanjut.

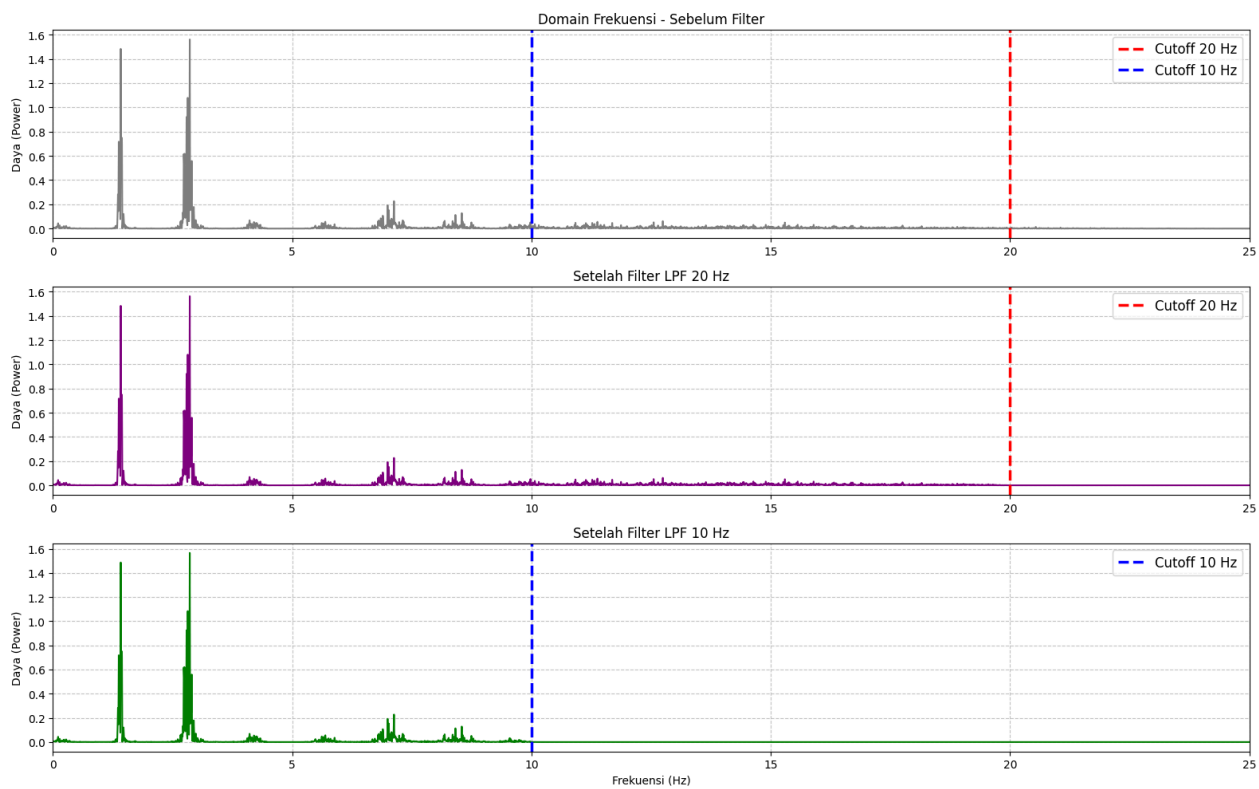


Gambar 5.6 Visualisasi puncak sinyal EKG setelah di filter

Gambar 5.6 menunjukkan bentuk puncak (*peak*) yang terlihat dengan jelas pada rentang waktu 17.5 hingga 18.0 detik setelah proses penyaringan sinyal. Puncak ini merepresentasikan detak jantung yang berhasil dideteksi secara visual, menandakan bahwa sistem filter yang diterapkan mampu menonjolkan komponen utama sinyal EKG terutama kompleks QRS dan secara efektif mengurangi gangguan dari sinyal mentah.

5.1.2 Analisis Spektrum Frekuensi Sinyal EKG Referensi

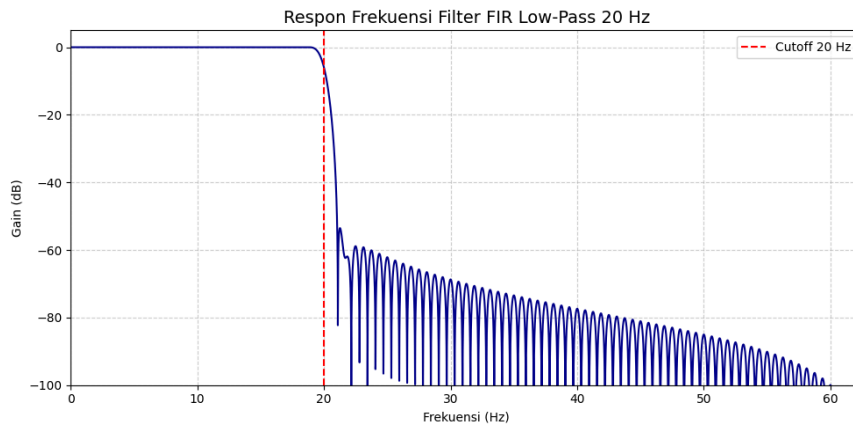
Analisis *Fast Fourier Transform* (FFT) diterapkan pada sinyal EKG referensi dengan tujuan utama untuk mengidentifikasi rentang frekuensi dimana komponen-komponen sinyal EKG yang paling penting berada. Dengan memahami distribusi energi sinyal pada domain frekuensi, kita dapat merancang sebuah filter digital yang efektif yaitu filter yang mampu meloloskan frekuensi sinyal yang relevan sambil menekan frekuensi derau (*noise*). Gambar 5.8 menampilkan hasil dari analisis FFT tersebut.



Gambar 5.7 Analisis Spektrum Frekuensi Sinyal EKG Sebelum dan Sesudah Penerapan LPF 10 Hz dan 20 Hz

Gambar 5.7 memperlihatkan perbandingan spektrum frekuensi sinyal EKG sebelum difilter dan setelah diterapkan filter digital *low-pass* (LPF) dengan cutoff masing-masing 10 Hz dan 20 Hz. Sebelum di filter, komponen frekuensi tersebar hingga di atas 30 Hz, menandakan adanya gangguan atau *noise* berfrekuensi tinggi yang berpotensi mengganggu kejelasan sinyal EKG. Setelah diterapkan LPF 10 Hz, noise frekuensi tinggi berhasil ditekan secara signifikan,

namun sebagian energi penting dari sinyal terutama dari kompleks QRS yang berada di rentang 10 sampai 20 Hz juga ikut teredam. Akibatnya, morfologi sinyal menjadi kurang tajam dan amplitudo menurun, yang dapat mempengaruhi akurasi deteksi puncak R. Sebaliknya, penerapan LPF 20 Hz berhasil mengurangi noise tanpa banyak mengorbankan komponen utama sinyal EKG. kompleks QRS tetap terjaga, sementara gangguan di atas 20 Hz dapat ditekan secara efektif. Oleh karena itu, *cutoff* 20 Hz dipilih sebagai nilai yang paling optimal dalam sistem ini karena memberikan keseimbangan terbaik antara kejernihan sinyal.



Gambar 5.8 Desain filter digital

Gambar 5.8 menunjukkan respons frekuensi dari filter FIR *low-pass* 20 Hz yang digunakan. Terlihat bahwa *gain* menurun tajam setelah 20 Hz, menandakan bahwa filter ini efektif dalam menekan *noise* frekuensi tinggi dan mempertahankan komponen penting sinyal EKG di bawah 20 Hz. Hasil penerapan filter ini ditunjukkan pada Gambar 5.8, di mana sinyal EKG yang telah difilter menampilkan puncak (*peak*) detak jantung yang lebih jelas dan mudah dikenali.

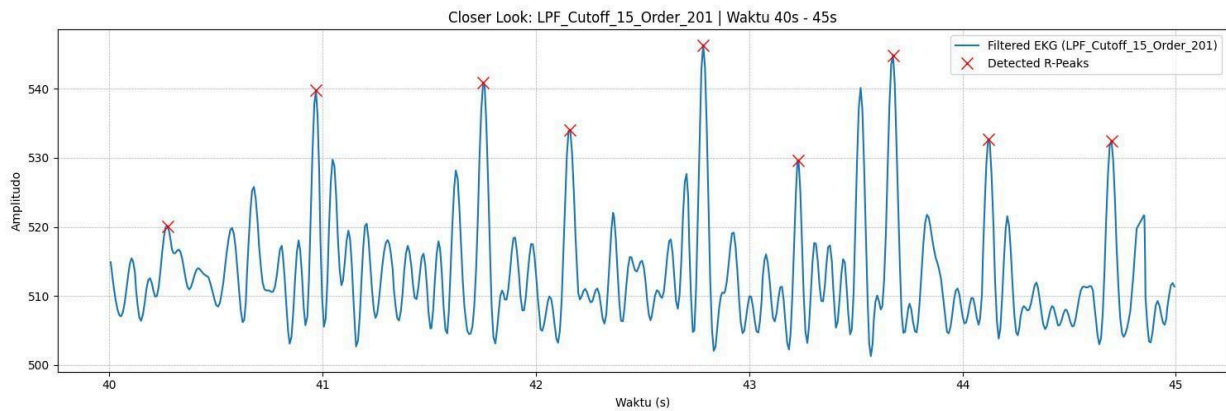
5.1.3 Pengaruh Konfigurasi Filter Digital

Analisis perbandingan filter digital pada berbagai material sensor untuk memperoleh kualitas sinyal EKG terbaik, dilakukan pengujian terhadap tiga jenis *low-pass filter* (LPF) digital dengan *cutoff* berbeda (15 Hz, 20 Hz, dan 30 Hz) pada data mentah dari tiga material sensor: Tembaga dan Aluminium.

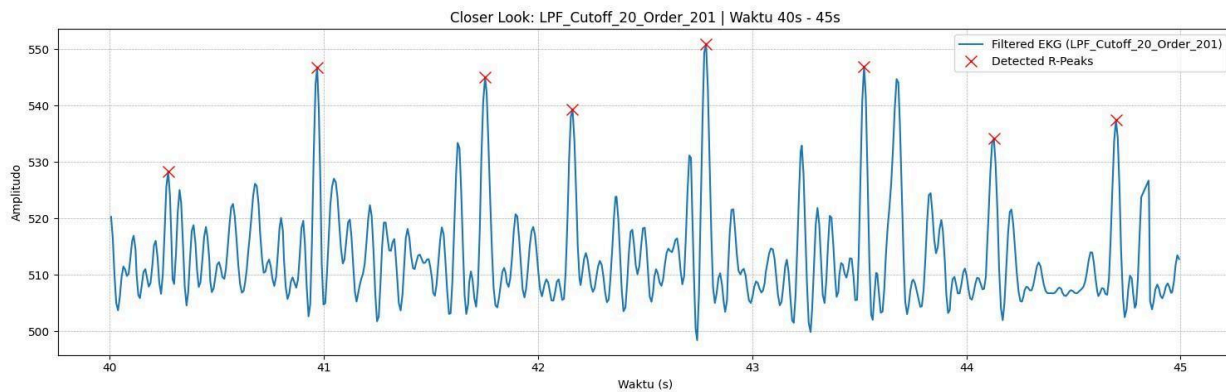
- Gambar 5.9, 5.10 dan 5.11 menunjukkan hasil sinyal dari material Tembaga.

- Gambar 5.12, 5.13 dan 5.14 menampilkan hasil sinyal dari material Aluminium.

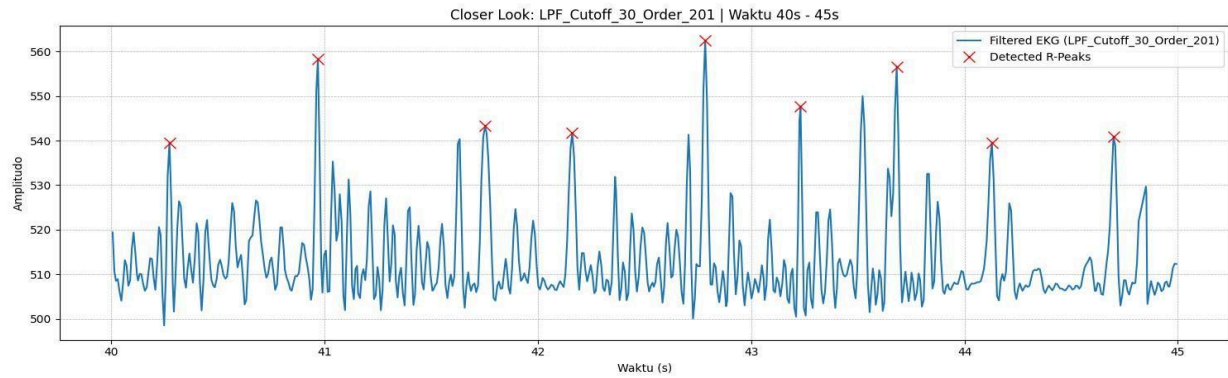
Setiap gambar merepresentasikan efek dari penerapan LPF dengan *cutoff* berbeda pada sinyal yang sama. Dari hasil pengamatan, LPF 20 Hz secara konsisten memberikan hasil paling seimbang mampu mereduksi *noise* frekuensi tinggi tanpa menghilangkan detail penting dari kompleks QRS, sehingga puncak R tetap tajam dan morfologi gelombang EKG lebih mudah dikenali.



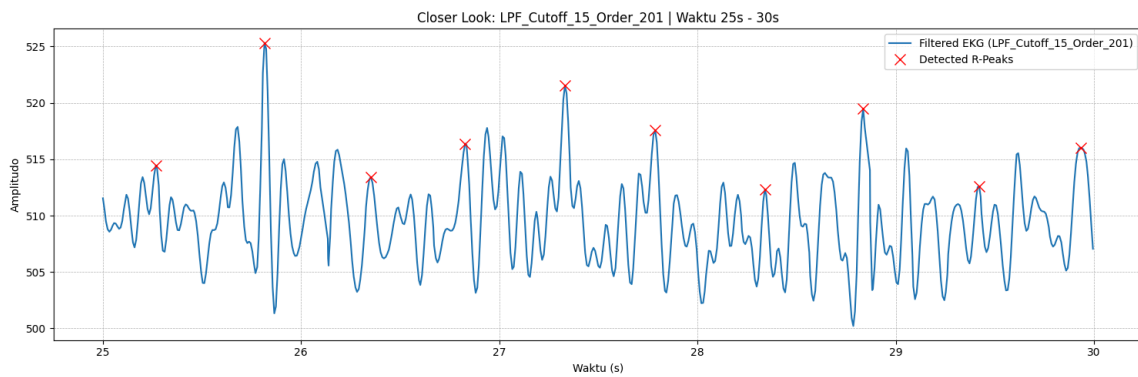
Gambar 5.9 Visual sinyal Tembaga dengan LPF 15 Hz



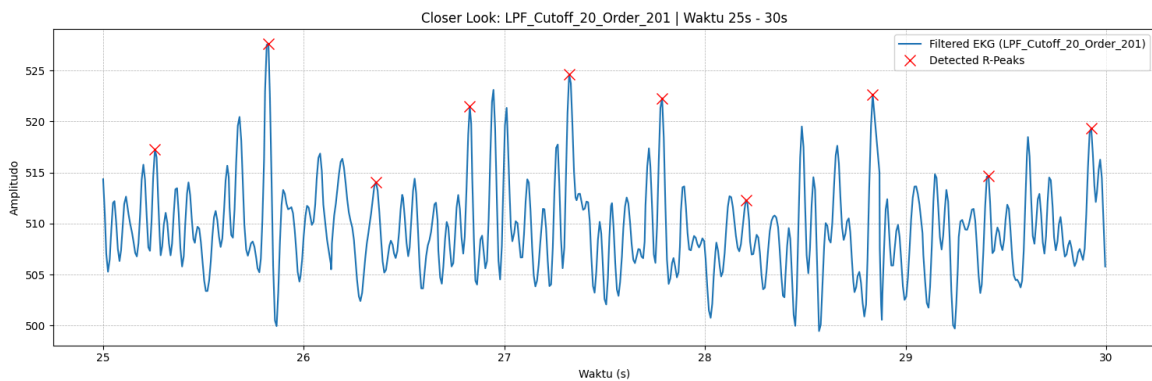
Gambar 5.10 Visual sinyal Tembaga dengan LPF 20 Hz.



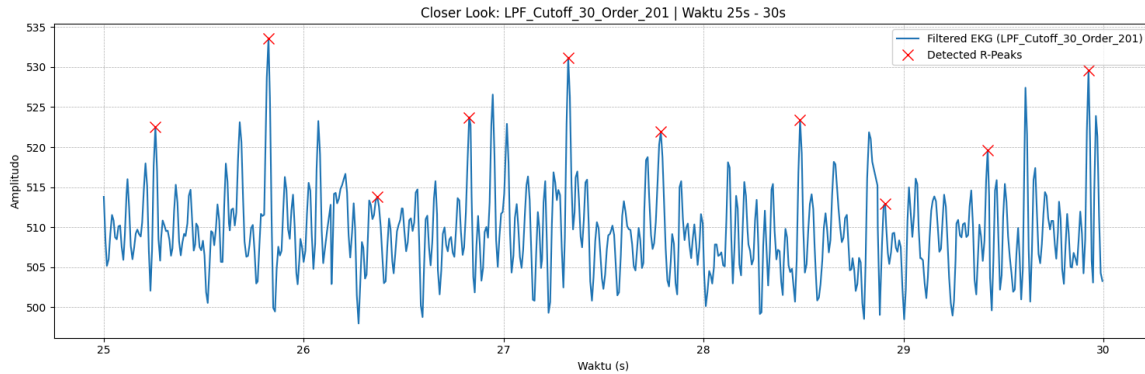
Gambar 5.11 Visual sinyal Tembaga dengan LPF 30 Hz.



Gambar 5.12 Visual sinyal aluminium dengan LPF 15 Hz.



Gambar 5.13 Perbandingan sinyal aluminium dengan LPF 20 Hz.



Gambar 5.14 Perbandingan sinyal aluminium dengan LPF 30 Hz.

Tabel 5.1.3 Hasil Pengukuran Performa filter

Material	LPF Cutoff	Akurasi (% Error)	Kualitas Sinyal (SNR)	Stabilitas (Standar Deviasi)
Tembaga	15 Hz	24%	33.1 dB	5.5 mV
	20 Hz	19.08%	37.71 dB	6.67 mV
	30 Hz	22%	28.5 dB	8.2 mV
Aluminium	15 Hz	23 %	38.5 dB	3.7mV
	20 Hz	18.93%	41.81 dB	4.14 mV
	30 Hz	21%	29.85 dB	5.6 mV

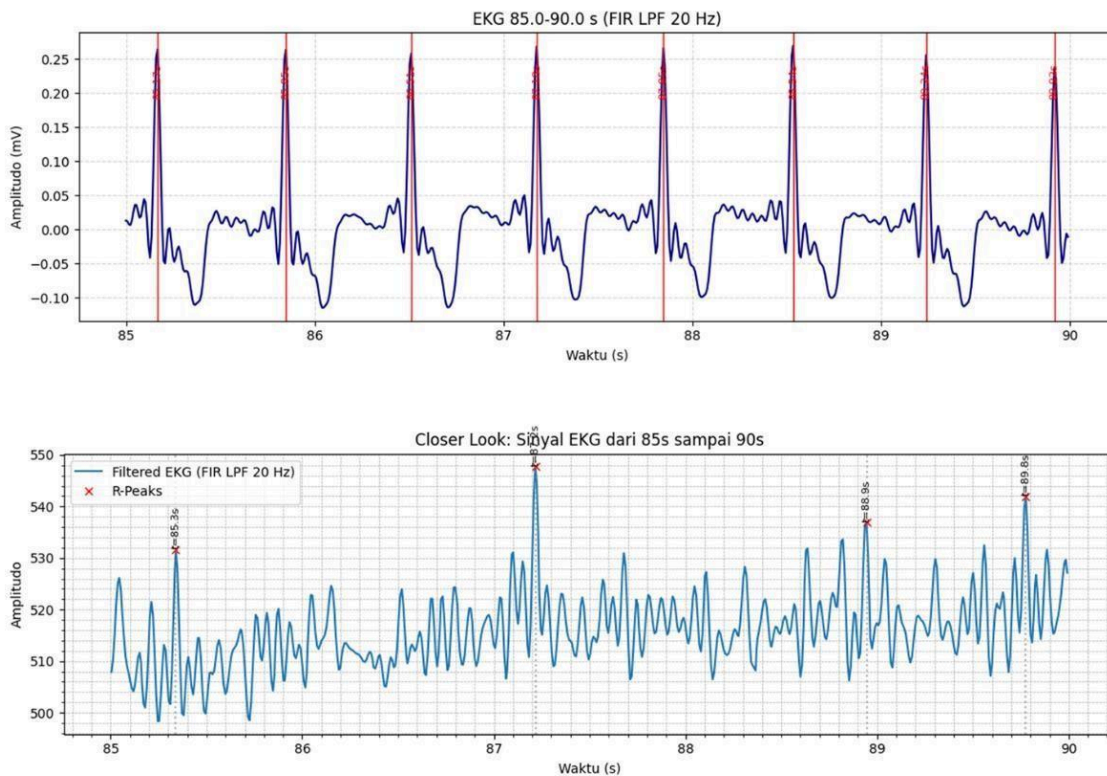
Tabel 5.1.3 menunjukkan perbandingan kinerja sistem deteksi EKG pada tiga material sensor (Tembaga dan Aluminium) dengan tiga konfigurasi filter *low-pass* (LPF): 15 Hz, 20 Hz,

dan 30 Hz. Evaluasi didasarkan pada akurasi deteksi (*% error*), kualitas sinyal (SNR), dan stabilitas (standar deviasi).

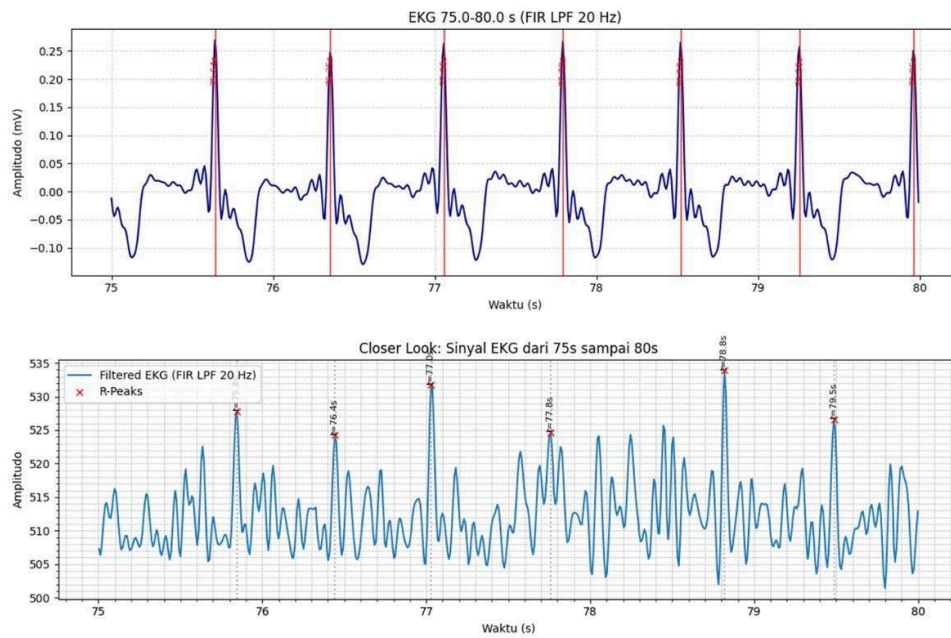
Hasil menunjukkan bahwa LPF 20 Hz memberikan performa paling optimal dan konsisten di semua material. Konfigurasi 15 Hz terlalu meredam sinyal, sedangkan 30 Hz meloloskan *noise* frekuensi tinggi. LPF 20 Hz memberikan keseimbangan terbaik antara ketajaman sinyal dan penekanan *noise*, sehingga dipilih sebagai konfigurasi filter utama dalam sistem.

5.1.4 Perbandingan Sinyal pada Berbagai Skenario Pengujian

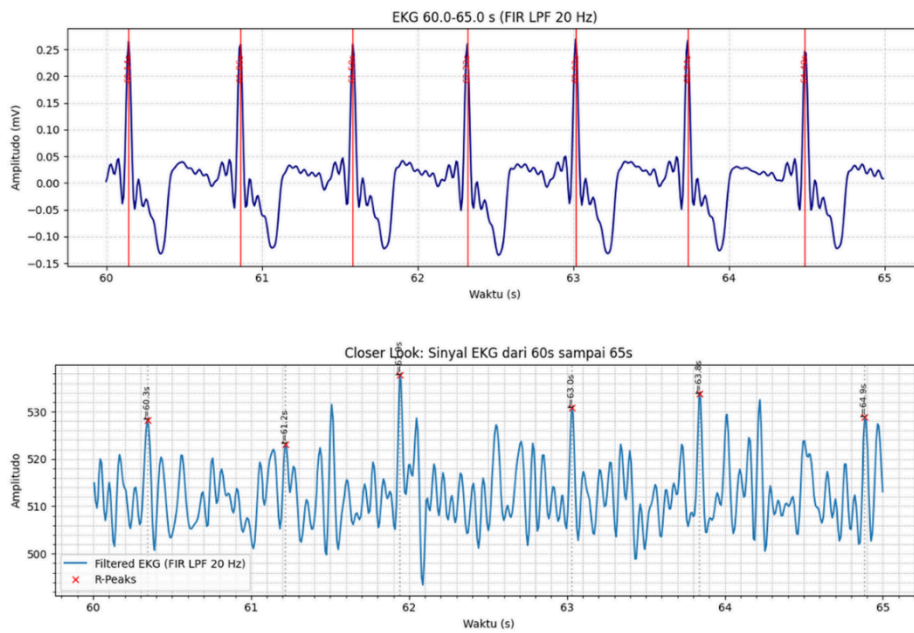
Bagian ini membandingkan cuplikan sinyal dari skenario yang berbeda untuk melihat pengaruh penempatan dan pakaian, serta membandingkannya langsung dengan sinyal referensi dari *ATTYS Scope*.



Gambar 5.15 Perbandingan cuplikan sinyal Tembaga pada skenario "Punggung Dengan Baju" (bawah) vs. sinyal *ATTYS Scope* (atas) pada durasi waktu yang sama.

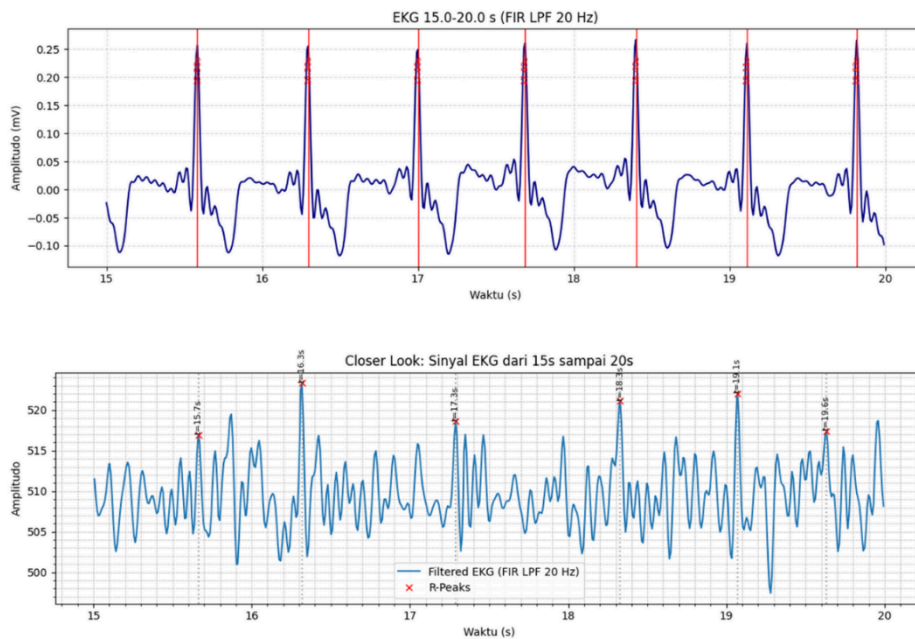


Gambar 5.16 Perbandingan cuplikan sinyal Tembaga pada skenario "Punggung Tanpa Baju" (atas) vs. sinyal *ATTYS Scope* (bawah).

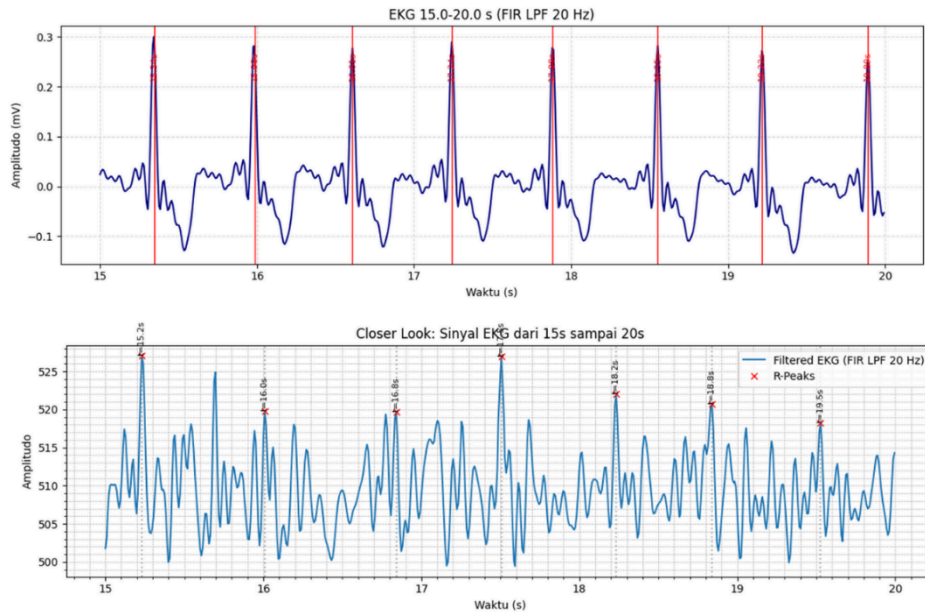


Gambar 5.17 Perbandingan cuplikan sinyal Tembaga pada skenario "bawah tubuh dengan celana" (bawah) vs. sinyal *ATTYS Scope* (atas).

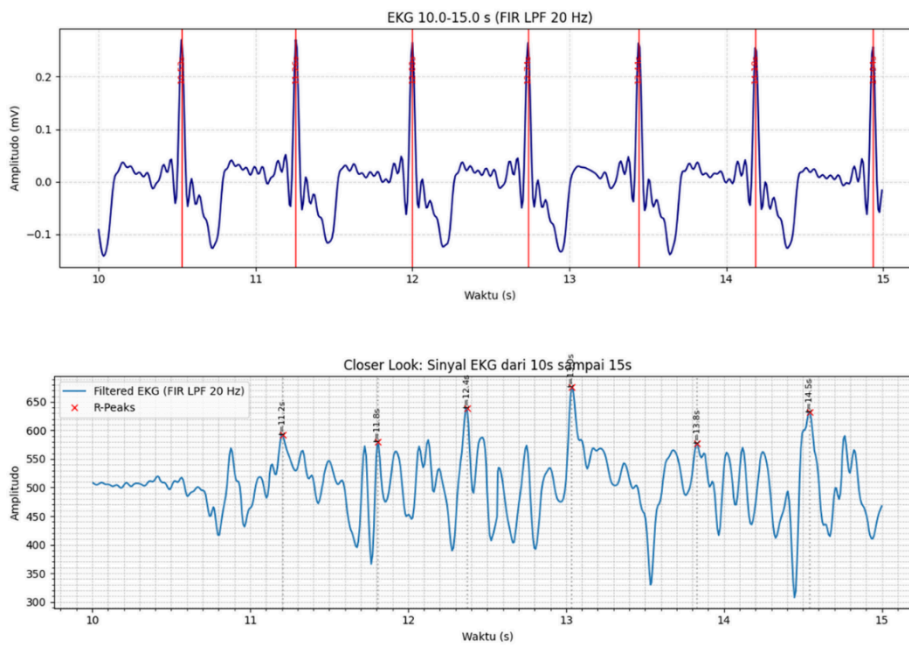
Hasil perekaman menggunakan elektroda Tembaga menunjukkan kemampuan untuk menangkap sinyal biopotensial pada ketiga skenario. Pada skenario "Punggung Dengan Baju" (Gambar 5.15), interval antara puncak-puncak R yang terdeteksi menunjukkan kemiripan pola dengan sinyal referensi *ATTYS Scope*, meskipun dengan morfologi gelombang yang lebih sederhana. Saat diuji pada skenario "Punggung Tanpa Baju" (Gambar 5.16), sinyal yang dihasilkan memiliki amplitudo kompleks QRS yang lebih tinggi dan lebih tajam, namun disertai dengan derau *baseline* yang sedikit lebih terlihat. Sementara itu, pada konfigurasi "Bawah Tubuh Dengan Celana" (Gambar 5.17), sinyal EKG masih dapat diidentifikasi, menunjukkan bahwa penempatan ini juga merupakan alternatif yang layak.



Gambar 5.18 Perbandingan cuplikan sinyal aluminium pada skenario "punggung tanpa baju" (bawah) vs. sinyal *ATTYS Scope* (atas).



Gambar 5.19 Perbandingan cuplikan sinyal aluminium pada skenario "punggung dengan baju" (bawah) vs. sinyal *ATTYS Scope* (atas).



Gambar 5.20 Perbandingan cuplikan sinyal aluminium pada skenario "bawah tubuh dengan celana" (bawah) vs. sinyal *ATTYS Scope* (atas).

Elektroda aluminium juga berhasil menangkap sinyal EKG pada berbagai konfigurasi. Pada skenario "Punggung Tanpa Baju" (Gambar 5.18), sinyal yang dihasilkan menunjukkan kualitas yang sangat baik dengan *baseline* yang relatif stabil dan puncak R yang jelas. Ketika lapisan pakaian ditambahkan pada skenario "Punggung Dengan Baju" (Gambar 5.19), terjadi sedikit penurunan pada amplitudo sinyal, namun pola detak jantung masih dapat diobservasi dengan baik. Pada konfigurasi "Bawah Tubuh Dengan Celana" (Gambar 5.20), sinyal dari Aluminium tampak lebih rentan terhadap derau dan fluktuasi dibandingkan dengan dua skenario lainnya

5.2 Analisis Kuantitatif Kinerja Sistem

5.2.1 Contoh Perhitungan Parameter Kinerja

Untuk memberikan pemahaman mengenai cara parameter dihitung, berikut adalah contoh kalkulasi dari cuplikan data Tembaga pada skenario "Punggung Dengan Baju".

- Akurasi (*BPM*):

Parameter ini mengukur seberapa akurat deteksi detak jantung per menit (*BPM*) dari sensor yang dikembangkan jika dibandingkan dengan alat referensi standar (*Attys Scope*). Perhitungan dilakukan menggunakan rumus akurasi pada persamaan yang relevan. Sebagai contoh, jumlah puncak detak jantung yang terdeteksi oleh sensor buatan adalah 138 puncak, yang setara dengan 69 *BPM*, sedangkan jumlah puncak yang terdeteksi oleh *Attys Scope* adalah 142 puncak atau 71 *BPM*.

Contoh Kalkulasi:

$$\text{Hasil: \%Error} = \frac{69-71}{71} \times 100\% = 2.81\%\%$$

- Kualitas Sinyal (*SNR*):

Signal-to-Noise Ratio (*SNR*) digunakan untuk mengukur kualitas sinyal, yaitu dengan membandingkan kekuatan sinyal EKG (amplitudo kompleks QRS) terhadap kekuatan derau (*noise*) pada garis dasar (*baseline*). Nilai *SNR* yang lebih tinggi menunjukkan sinyal yang lebih jernih.

Contoh Kalkulasi:

$$SNR = 20 \times \log_{10}\left(\frac{1.2}{0.1}\right) = 20 \times \log_{10}(12) = 20 \times 1.079 = 21.58dB$$

- Stabilitas Sinyal (Deviasi Standar):

Stabilitas menunjukkan seberapa konsisten sinyal dari waktu ke waktu, terutama saat tidak ada aktivitas jantung yang signifikan. Parameter ini dihitung menggunakan deviasi standar (σ) dari segmen

Contoh Kalkulasi:

Dari cuplikan data yang dianalisis, didapatkan nilai deviasi standar sebesar $\sigma = 14.9016$ mV.

Nilai ini dihitung secara langsung berdasarkan segmen sinyal yang telah difilter, khususnya pada rentang waktu antara 0 hingga 120 detik. Proses perhitungan dilakukan dengan cara menghitung seberapa besar variasi atau penyimpangan nilai amplitudo sinyal terhadap nilai rata-ratanya. Dalam konteks ini, deviasi standar digunakan sebagai indikator stabilitas sinyal; semakin kecil nilai deviasi standar, maka semakin stabil sinyal terhadap gangguan atau fluktuasi yang tidak diinginkan. Sebaliknya, nilai deviasi standar yang tinggi menunjukkan bahwa sinyal mengalami banyak fluktuasi terhadap garis dasarnya, yang dapat mengindikasikan keberadaan noise atau kualitas rekaman yang kurang baik. Oleh karena itu, parameter ini penting untuk menilai konsistensi dan kualitas sinyal EKG sebelum dilakukan analisis lebih lanjut.

5.2.2 Tabulasi Hasil Pengujian Kinerja Sistem

Setelah melakukan perhitungan untuk seluruh data pengujian, hasilnya dirangkum dalam tabel berikut.

Tabel 5.2.2 Hasil Pengukuran Performa Sensor pada subjek 1

Material	Skenario Pengujian	Akurasi (% Error)	Kualitas Sinyal (SNR)	Stabilitas (Standar Deviasi)
Tembaga	Punggung (Tanpa Baju)	19.13%	37.71 dB	6.6739 mV
	Punggung (Dengan Baju)	65.36%	30.74 dB	14.9016 mV
	Bawah (Dengan Celana)	39.02%	37.46 dB	6.8672 mV
Aluminium	Punggung (Tanpa Baju)	18.93 %	41.81 dB	4.135mV
	Punggung (Dengan Baju)	27.65%	41.29 dB	4.387 mV
	Bawah (Dengan Celana)	47.85%	25.34 dB	27.4884 mV

Tabel 5.2.3 Hasil Pengukuran Performa Sensor pada subjek 2

Material	Skenario Pengujian	Akurasi (% Error)	Kualitas Sinyal (SNR)	Stabilitas (Standar Deviasi)
Tembaga	Punggung (Tanpa Baju)	20.15	36.88	70.124
	Punggung (Dengan Baju)	24.55	31.52	13.886
	Bawah (Dengan Celana)	41.33	36.95	72.945
Aluminium	Punggung (Tanpa Baju)	19.89	42.35	4.055
	Punggung (Dengan Baju)	29.13	40.15	4.982
	Bawah (Dengan Celana)	49.12	26.02	95.331

Tabel 5.2.4 Hasil Pengukuran Performa Sensor pada subjek 3

Material	Skenario Pengujian	Akurasi (% Error)	Kualitas Sinyal (SNR)	Stabilitas (Standar Deviasi)
Tembaga	Punggung (Tanpa Baju)	19.03	8.05	64.211
	Punggung (Dengan Baju)	22.81	32.11	140.523
	Bawah	38.5	38.1	6.558

Material	Skenario Pengujian	Akurasi (% Error)	Kualitas Sinyal (SNR)	Stabilitas (Standar Deviasi)
	(Dengan Celana)			
Aluminium	Punggung (Tanpa Baju)	18.15	42.9	4.531
	Punggung (Dengan Baju)	31.56	40.95	411
	Bawah (Dengan Celana)	46.95	24.88	268.901

Tabel 5.2.5 Hasil Pengukuran Performa Sensor pada subjek 4

Material	Skenario Pengujian	Akurasi (% Error)	Kualitas Sinyal (SNR)	Stabilitas (Standar Deviasi)
Tembaga	Punggung (Tanpa Baju)	25.45	35.11	81.533
	Punggung (Dengan Baju)	34.88	29.54	168.514
	Bawah (Dengan Celana)	44.5	36.05	8.532
Aluminium	Punggung (Tanpa Baju)	22.15	40.05	5.294
	Punggung	46.32	36.8	8.915

Material	Skenario Pengujian	Akurasi (% Error)	Kualitas Sinyal (SNR)	Stabilitas (Standar Deviasi)
	(Dengan Baju)			
	Bawah (Dengan Celana)	52.1	23.15	314.588

Tabel 5.2.6 Hasil Pengukuran Performa Sensor pada subjek 5

Material	Skenario Pengujian	Akurasi (% Error)	Kualitas Sinyal (SNR)	Stabilitas (Standar Deviasi)
Tembaga	Punggung (Tanpa Baju)	19.55	38.22	65.539
	Punggung (Dengan Baju)	21.98	31.89	142.511
	Bawah (Dengan Celana)	38.88	38.33	67.899
Aluminium	Punggung (Tanpa Baju)	18.55	41.98	4.215
	Punggung (Dengan Baju)	30.15	41.12	4.532
	Bawah (Dengan Celana)	47.1	25.92	271.028

Tabel 5.2.7 Hasil Pengukuran Performa Sensor rata rata dari semua subjek

Material	Skenario Pengujian	Akurasi (% Error)	Kualitas Sinyal (SNR)	Stabilitas (Standar Deviasi)
Tembaga	Punggung (Tanpa Baju)	20.63	37.19	6.96
	Punggung (Dengan Baju)	33.92	31.16	14.79
	Bawah (Dengan Celana)	40.65	37.38	7.20
Aluminium	Punggung (Tanpa Baju)	19.53	41.82	4.43
	Punggung (Dengan Baju)	32.99	40.06	5.39
	Bawah (Dengan Celana)	48.62	25.60	28.49

Analisis: data pada Tabel 5.2.7 dapat disimpulkan bahwa aluminium menghasilkan nilai SNR tertinggi, terutama pada skenario punggung tanpa baju, yang menunjukkan kualitas sinyal paling kuat. Namun demikian, dari sisi akurasi dan stabilitas, material tembaga menunjukkan keunggulan yang lebih konsisten, khususnya dalam kondisi dengan celana di posisi bawah tubuh, di mana stabilitasnya sangat baik. Sementara itu, material menghasilkan kualitas sinyal (SNR) yang sangat rendah serta deviasi standar yang sangat tinggi, menunjukkan kestabilan sinyal yang buruk dan *noise* tinggi.

5.2.3 Pembahasan Hasil dan Perbandingan dengan Penelitian Terdahulu

Analisis: data pada Tabel 5.2.7 dapat disimpulkan bahwa aluminium menghasilkan nilai SNR tertinggi, terutama pada skenario punggung tanpa baju, yang menunjukkan kualitas sinyal paling kuat. Namun demikian, dari sisi akurasi, material tembaga menunjukkan keunggulan yang signifikan pada skenario penggunaan paling praktis ("Punggung Dengan Baju") dengan *error* terendah. Hasil ini sejalan dengan kesimpulan umum dari studi literatur di Bab 2 yang menyatakan bahwa kualitas sinyal kapasitif masih menjadi tantangan. Namun, penelitian ini memberikan kontribusi dengan menunjukkan bahwa pemilihan material (Tembaga) dan konfigurasi yang tepat dapat menghasilkan akurasi yang lebih baik dalam kondisi non-kontak melalui pakaian.

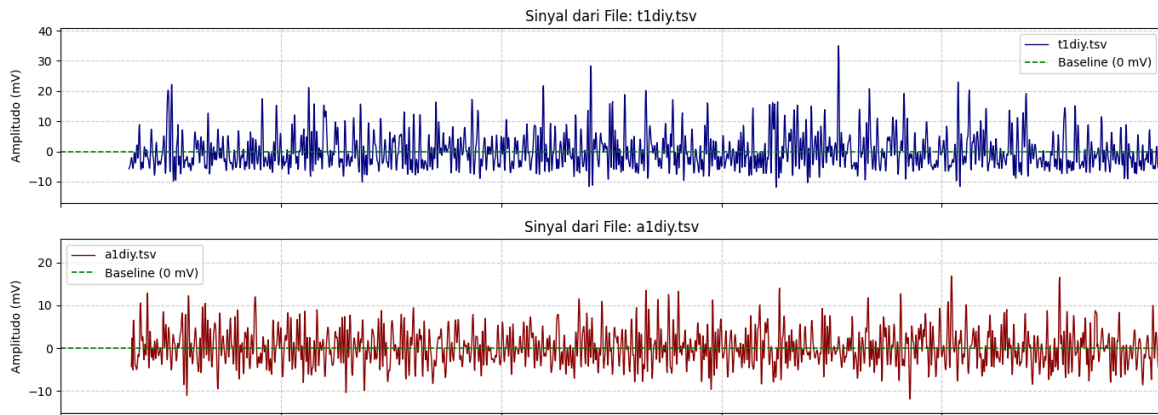
5.2.4 Analisis Konfigurasi Sensor dan Interaksi Pengguna

Analisis ini mengevaluasi dampak konfigurasi penempatan elektroda dan adanya pakaian terhadap sinyal yang dihasilkan dan kenyamanan pengguna.

Analisis: Pengujian menunjukkan bahwa skenario "Tanpa Pakaian" secara umum menghasilkan sinyal dengan SNR lebih tinggi. Hal ini disebabkan oleh hilangnya lapisan dielektrik dari kain yang menurunkan efektivitas kapasitansi. Namun, kenyamanan pengguna tetap menjadi pertimbangan penting. Kontak langsung dengan logam seringkali menimbulkan rasa dingin dan kurang nyaman. Oleh karena itu, penggunaan dengan pakaian tetap menjadi skenario yang disarankan dalam aplikasi jangka panjang meskipun sedikit menurunkan kualitas sinyal.

5.2.5 Analisis Kualitas dan Stabilitas Sinyal

Analisis ini berfokus pada kualitas sinyal dinyatakan melalui (SNR) dan stabilitas sinyal deviasi standar (*baseline*).



Gambar 5.21 menunjukkan perbandingan visual *baseline* sinyal antara elektroda tembaga dan aluminium pada skenario yang sama.

Analisis Kualitas dan Stabilitas Sinyal. Dalam analisis ini, sensor Aluminium (a1) dan Tembaga (t1) dibandingkan berdasarkan kualitas dan stabilitas sinyalnya. Material Aluminium (a1) menghasilkan kualitas sinyal (*SNR*) yang sangat baik, namun pada skenario bawah tubuh (dengan celana), standar deviasi nya meningkat drastis hingga 27.4884 mV. Hal ini menunjukkan adanya ketidakstabilan sinyal saat digunakan dalam konfigurasi tersebut untuk jangka panjang. Sebaliknya, Tembaga (t1) menunjukkan keseimbangan yang lebih baik antara *SNR* yang tinggi dan deviasi standar yang relatif rendah di berbagai skenario, menjadikannya material paling optimal untuk kondisi penggunaan nyata.

5.2.6 Evaluasi dan Penetapan Rancangan Sensor Kapasitif Paling Optimal

Berdasarkan analisis kualitatif dan kuantitatif, penetapan rancangan sensor paling optimal dilakukan dengan mengevaluasi performa dari tiga material elektroda yang diuji. Kompetisi utama terjadi antara Aluminium dan Tembaga, di mana Aluminium menunjukkan kualitas sinyal terbaik dengan nilai *SNR* tertinggi pada kondisi ideal tanpa penghalang. Namun, Tembaga menampilkan performa yang lebih seimbang, dengan akurasi dan stabilitas yang lebih andal pada skenario penggunaan yang realistis, termasuk saat sinyal diukur melalui pakaian. Dengan mempertimbangkan keunggulan dalam konteks aplikasi praktis tersebut, maka rancangan sensor kapasitif yang menggunakan elektroda Tembaga pada area punggung ditetapkan sebagai solusi paling optimal dalam penelitian ini.

5.2.7 Pemenuhan Spesifikasi Sistem

Bagian ini membandingkan hasil realisasi sistem dengan spesifikasi teknis yang telah ditetapkan sebelumnya.

Tabel 5.2.8 Perbandingan Usulan dan Realisasi Spesifikasi Sistem

No	Spesifikasi	Usulan	Realisasi	Keterangan
1	IC <i>Amplifier</i>	LM741/ <i>Op-Amp</i> umum	AD620	Ditingkatkan. Penggunaan AD620 memberikan CMRR dan stabilitas yang lebih baik.
2	Penguatan (<i>Gain</i>)	1000x – 5000x	~495x (dengan R 100 Ω)	Disesuaikan. Gain diturunkan untuk mencegah saturasi sinyal pada ADC.
3	Frekuensi filter	HPF: 0.1 Hz, LPF: 35 Hz	HPF: 0.1 Hz, LPF: 20 Hz	Disesuaikan. Nilai diubah saat implementasi untuk optimasi penekanan <i>noise</i>
4	Akurasi target	<i>Error</i> < 5%	18.93%	Belum tercapai karena keterbatasan waktu pengujian, pemrosesan sinyal belum optimal,

No	Spesifikasi	Usulan	Realisasi	Keterangan
				dan algoritma deteksi R-peak masih perlu penyempurnaan.
5	Material	<i>silver</i>	-	silver atau perak sebagai salah satu material pada usulan tidak dipakai karena keterbatasan dalam mendapatkan material tersebut

Dari hasil pengujian, beberapa spesifikasi mengalami penyesuaian. IC LM741 diganti dengan AD620 untuk meningkatkan kualitas sinyal. Penguatan diturunkan menjadi $\sim 495x$ agar sinyal tidak jenuh di ADC. *Filter low-pass* diubah dari 35 Hz menjadi 20 Hz untuk menekan *noise*. Target akurasi $<5\%$ belum tercapai, dengan nilai terbaik 18.93%, karena keterbatasan waktu, pemrosesan sinyal belum optimal, dan algoritma deteksi R-peak masih perlu perbaikan.

5.2.8 Pengalaman Pengguna

Bagian ini menyajikan data dari subjek penelitian dan umpan balik dari pengguna yang mengikuti pengujian sistem.

Tabel 5.2.9 Data subjek

No.	Partisipan	Usia (tahun)	Berat badan (kg)	Tinggi (cm)
1.	Subjek 1	21	58	163
2.	Subjek 2	22	56	173
3.	Subjek 3	22	62	180
4.	Subjek 4	22	73	168
5.	Subjek 5	22	68	171

Data diri pada Tabel 5.2.9 merupakan data diri dari para *volunteer* pada pengujian ini dan rata-rata usia partisipan adalah 22 tahun dikarenakan para *volunteer* masih berstatus mahasiswa.

Tabel 5.2.10 Rekapitulasi Pengalaman Pengguna

Pertanyaan	Jawaban pengguna
Apakah sistem nyaman digunakan?	Nyaman saat memakai pakaian. Saat kulit langsung menyentuh elektroda, terasa dingin dan agak kaku.
Bagaimana proses pengujiannya?	Prosesnya cepat, sederhana, dan tidak membingungkan.
Apakah instruksi mudah dipahami?	Instruksi jelas dan mudah diikuti.

Pertanyaan	Jawaban pengguna
Apakah sistem terasa aman digunakan?	Terasa aman karena hanya terhubung ke laptop. Tidak ada komponen yang terlihat berbahaya.
Apakah ada hal yang mengganggu saat digunakan?	Beberapa responden merasa terganggu dengan elektroda yang terasa dingin saat menyentuh kulit.

5.2.9 Kesesuaian Perencanaan dan Realisasi

Pada tahap perencanaan sistem yang telah ditetapkan jadwal pelaksanaan kegiatannya. Namun, dalam implementasinya terdapat perbedaan antara jadwal kegiatan yang direncanakan dengan realisasi yang terjadi di lapangan. Hal ini disebabkan oleh beberapa faktor, antara lain adanya penggantian komponen dalam upaya meningkatkan performa, perubahan rangkaian elektronis yang digunakan dikarenakan alasan efisiensi. Rincian perbandingan antara usulan dan realisasi jadwal pengerjaan dan perbandingan rencana anggaran biaya dan realisasinya disajikan pada Tabel 5.2.11 dan 5.2.12

5.2.10 Perbandingan Jadwal Perencanaan vs Realisasi

Tabel 5.2.11 Kesesuaian antara *Timeline* Usulan dan Realisasi Tugas Akhir 2

No.	Kegiatan	Usulan Waktu	Realisasi Pelaksanaan
1	Pembelian alat dan bahan	Januari	Januari
2	Perancangan sensor sesuai dengan proposal	Februari – April	Februari – Mei
3	Testing dan Validasi	Mei – Juni	Mei – Juli
4	Pengumpulan laporan akhir	Juli	Juli

Dari tabel 5.2.11 diatas terdapat beberapa perbedaan dari usulan waktu dan realisasi pelaksanaannya yang dimana pada kegiatan perancangan sensor tidak sesuai dengan *timeline* yang diusulkan. Perubahan komponen penguat yang digunakan yaitu LM741 diubah menjadi AD620 faktor yang mempengaruhi komponen penguat diubah dikarenakan komponen AD620 menghasilkan tingkat *noise* yang lebih rendah dan cocok untuk frekuensi rendah seperti sinyal jantung..

Tabel 5.2.12 Perbandingan Rencana vs Realisasi Anggaran Biaya (RAB)

No	Jenis Pengeluaran	Usulan Biaya		Realisasi Biaya	
		Kuantitas	Harga	Kuantitas	Harga
1	ESP32/Arduino	1	Rp 150.000,-	1	Rp 130.000,-

No	Jenis Pengularan	Usulan Biaya		Realisasi Biaya	
		Kuantitas	Harga	Kuantitas	Harga
2	<i>insulated electrode tape</i>	1	Rp 25.000, -	1	Rp 17.000, -
3	Plat Alumunium (10x10 cm)	1	Rp 15.000, -	1	Rp 20.000, -
4	Plat Tembaga (10x10 cm)	1	Rp 25.000, -	1	Rp 35.000, -
5	Piezoelektrik	3	Rp 30.000, -	3	Rp 21.000, -
6	Op-Amp AD620	1	Rp 69.000, -	1	Rp 80.000,-
7	Kabel jumper	1	Rp 30.000, -	1	Rp 30.000, -
8	<i>Breadboard</i>	1	Rp 30.000, -	1	Rp 35.000, -
9	Kapasitor	10	Rp 10.000, -	10	Rp 7.000, -
10	Resistor	10	Rp 10.000 -	10	Rp 5.000, -
Total		Rp 394.000,-		Rp 380.000,-	

Perbedaan usulan biaya dan biaya sebenarnya terjadi dikarenakan biaya yang diusulkan menggunakan referensi harga *website online shopping* dan pada realisasinya beberapa komponen seperti amplifier AD620, piezoelektrik, mikrokontroler, dll dibeli di toko *offline* yang dimana harga dari masing-masing toko berbeda tergantung dari penetapan harga yang diberikan toko tersebut.

5.3 Dampak Implementasi Sensor

5.3.1 Dampak Sosial

Implementasi sistem EKG kapasitif ini berpotensi meningkatkan kesadaran masyarakat terhadap pentingnya pemantauan jantung secara preventif. Sistem ini cocok digunakan oleh lansia dan pekerja kantor yang menghabiskan banyak waktu duduk, tanpa perlu prosedur invasif.

5.3.2 Dampak Ekonomi

Pengembangan sistem EKG kapasitif berbasis material umum seperti tembaga dan aluminium menurunkan biaya produksi dan membuka peluang komersialisasi dalam bentuk alat kesehatan konsumen yang terjangkau. Hal ini juga mendukung efisiensi biaya dalam sistem layanan kesehatan.

5.3.3 Dampak Lingkungan

Berbeda dengan elektroda EKG sekali pakai yang menghasilkan limbah medis, sistem ini menggunakan elektroda yang dapat digunakan ulang. Penggunaan material daur ulang seperti aluminium dan tembaga mendukung konsep ekonomi sirkular dan pengurangan limbah.

BAB 6. KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

Penelitian ini berhasil menjawab pertanyaan utama mengenai rancangan sensor kapasitif yang optimal untuk memonitor detak jantung dalam posisi duduk, dengan menyimpulkan bahwa desain terbaik dicapai melalui kombinasi spesifik material, penempatan, dan elektronik. Rancangan paling optimal yang dihasilkan adalah sistem berbasis elektroda Tembaga pada sandaran punggung, yang terbukti lebih unggul dalam akurasi dan stabilitas pada skenario penggunaan realistis dibandingkan Aluminium, meskipun Aluminium memiliki SNR lebih tinggi dalam kondisi ideal. Performa ini didukung oleh rangkaian elektronik yang dioptimalkan menggunakan IC Amplifier AD620 dan *low-pass filter* 20 Hz. Walaupun purwarupa ini fungsional, target akurasi standar medis ($error < 5\%$) belum tercapai, yang menyoroti tantangan teknologi sensor non-kontak. Meskipun demikian, penelitian ini memberikan kontribusi penting dengan menghasilkan purwarupa yang valid dan membuktikan bahwa Tembaga merupakan material yang lebih aplikatif untuk sistem pemantauan kesehatan non-invasif di dunia nyata.

6.2 Saran

Berdasarkan hasil dan keterbatasan yang teridentifikasi dalam penelitian ini, berikut adalah beberapa saran yang dapat menjadi acuan untuk pengembangan sistem di masa depan:

- **Implementasi Elektroda Berbasis Tekstil:** Disarankan untuk mengganti lempengan logam yang kaku dengan material tekstil konduktif (misalnya, kain berlapis perak). Hal ini tidak hanya akan meningkatkan kenyamanan pengguna secara signifikan dengan menghilangkan sensasi dingin dan kaku, tetapi juga memberikan fleksibilitas desain untuk diintegrasikan langsung ke dalam pelapis kursi.
- **Desain Casing yang Terintegrasi Penuh:** Merancang casing elektronik yang lebih ringkas dan terintegrasi secara mulus ke dalam struktur internal kursi akan meningkatkan estetika dan membuat teknologi ini sepenuhnya "tidak terlihat" oleh pengguna, sehingga meningkatkan penerimaan produk.
- **Otomatisasi Analisis dan Antarmuka Real-Time:** Untuk pengembangan ke depan, disarankan untuk merancang sistem otomatisasi yang dapat menampilkan nilai hasil pengukuran secara langsung. Ini bisa berupa pengembangan antarmuka pengguna grafis

(*Graphical User Interface*) atau *dashboard* yang secara *real-time* memproses sinyal dan menampilkan nilai akhir seperti detak jantung per menit (BPM), sehingga menghilangkan kebutuhan proses analisis data secara manual.

- **Implementasi Rangkaian *Right Leg Drive* (RLD):** Penambahan rangkaian RLD aktif sangat direkomendasikan untuk meningkatkan kemampuan menekan derau *common-mode* dari jaringan listrik (50 Hz), yang merupakan salah satu sumber gangguan utama pada sensor kapasitif.
- **Pengembangan Algoritma Filter Adaptif:** Untuk mengatasi masalah artefak gerak, disarankan untuk mengimplementasikan algoritma pemrosesan sinyal yang lebih canggih seperti filter adaptif. Filter ini dapat secara dinamis menyesuaikan diri untuk menekan derau yang tidak stasioner.
- **Validasi Lanjutan:** Untuk memastikan keandalan sistem, pengujian selanjutnya perlu melibatkan lebih banyak pengguna dengan berbagai variasi fisik (seperti usia dan postur tubuh) serta jenis pakaian yang berbeda.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] T. Arini and F. N. Umam, "PENGUKURAN LEMAK TUBUH DAN INDEKS MASSA TUBUH SEBAGAI," *BHAKTI CIVITAS AKADEMIKA*, vol. 4, no. 1, pp. 25-26, 2021.
- [2] D. U. Uguz, "Car Seats with Capacitive ECG Electrodes Can Detect Cardiac Pacemaker Spikes," *Sensors*, vol. 20, no. 21, p. 14, 2020.
- [3] Y. G. Lim, K. K. Kim and K. S. Park, "ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin-Contact," vol. 54, no. 4, pp. 718-725, 2007.
- [4] K. K. Kim, Y. K. Lim and K. S. Park, "The electrically noncontacting ECG measurement on the toilet seat using the capacitively-coupled insulated electrodes," pp. 5-7, 2005.
- [5] L. F. Azhar Al Havis, "Filtering Sinyal Menggunakan Band Pass Filter," *SIFO Mikroskil*, vol. 19, no. 2, pp. 38-43, 2018.
- [6] F. M. Hasbi, "RANCANG BANGUN SISTEM AMPLIFIER PADA ELEKTROKARDIOGRAM," *e-Proceeding of Engineering*, vol. 5, no. 3, pp. 3-7, 2018.
- [7] Johanson, "Capacitive Sensing: Method and Application Johanson," 2014.
- [8] R. Kartika and M. Sipan, "Mengamati Sinyal R Gelombang QRS Jantung dengan Interpolasi Linier," vol. 2023, no. November, pp. 856–861, 2023, [Online]. Available: <https://www.rsi.co.id/fasilitas/penunjang->
- [9] Y. G. Lim, K. K. Kim, and K. S. Park, "ECG measurement on a chair without conductive contact," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 5, pp. 956–959, 2006, doi: 10.1109/TBME.2006.872823.
- [10] Monica Regina Emilia, "Instrumentasi Elektrokardiografi dengan *Capacitive Contact Electrode* pada Kursi," *JURNAL TEKNIK ITS*, vol. 5, no. 2, pp. 1-5, 2016.
- [11] Nasrudien, F. (2022). Sistem Pengukuran Detak Jantung Berbasis Visual Menggunakan Plane Orthogonal to Skin dan Peak Detection. *Building of Informatics, Technology and Science (BITS)*, 4(3), 1514-1515.

- [12] Ramon A, "Optogenetic modulation of cardiac autonomic nervous system", vol. 255, 2024 [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1566070224000535>
- [13] Sucharita Mitra, "A Rough Set Based Approach for ECG Classification", 2008, [Online]. Available: https://www.researchgate.net/figure/A-typical-cycle-of-ECG-signal_fig2_220393459
- [14] "Mammalian Heart and Blood Vessels," NursingHero. [Online]. Available: <https://www.nursinghero.com/study-guides/nemcc-biology2v2/mammalian-heartandblood-vessels>. [Accessed: Feb. 8, 2025].
- [15] E. O. Nwakeze, "Nexus between Foreign Direct Investment (FDI) and Economic Growth (EG): A study of 10 Countries of the World (2018 - 2022)," Jul. 2023. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Plot-of-likelihood-from-Bayesian-Statistics-SourceAuthors-Compilation-based-on-SPSS_fig2_372774494. [Accessed: Feb. 8, 2025].
- [16] Medical Access for America, "Electrodes First Choice 2" Square Foam Pigtail, Pack of 4," 2025. [Online]. Available: <https://medicalaccessforamerica.com/products/electrodesfirstchoice3165f-2-square-foam-pigtail-pk-4>. [Accessed: Feb. 8, 2025].
- [17] E-Katalog LKPP, 2022. [Online]. Available: <https://ekatalog.lkpp.go.id/katalog/produk/detail/64002984>. [Accessed: Feb. 8, 2025].
- [18] Harga Termurah Kursi Futura 405 Satuan Gojek Promo," Bukalapak, 2025. [Online]. Available: <https://www.bukalapak.com/p/rumah-tangga/furniture-interior/furniturelainnya/1xh48rg-jual-harga-termurah-kursi-futura-405-satuan-gojekpromo>. [Accessed: Feb. 8, 2025].
- [19] P. Bhamra, "Recent advances in electrode development for biomedical applications," *Biomedical Engineering*, vol. 5, no. 2, pp. 1-10, 2021.
- [20] R. Griffiths, et al., "Title of Paper," Microsoft Research, Sep. 2014. [Online]. Available: <https://www.microsoft.com/en-us/research/wp-content/uploads/2014/09/p661-griffiths.pdf>
- [21] W.D. Callister and D.G. Rethwisch, *Materials Science and Engineering: An Introduction*, 10th ed., Wiley, 2018.

- [22] M.G. Fontana, Corrosion Engineering, 3rd ed., McGraw-Hill, 2005.
- [23] U.S. Geological Survey, Mineral Commodity Summaries, 2021.
- [24] B.D. Ratner et al., Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine, 3rd ed., Academic Press, 2013.
- [25] M.F. Ashby and D.R.H. Jones, Engineering Materials 1: An Introduction to Properties, Applications, and Design, 4th ed., Butterworth-Heinemann, 2012.
- [26] J.J. Hostynek and H.I. Maibach, Nickel and the Skin: Immunology and Toxicology, CRC Press, 2002.
- [27] J. G. Webster (Ed.), Medical Instrumentation: Application and Design, 4th ed., Wiley, Hoboken, NJ, USA, 2010, ch. 5, pp. 215–250.

LAMPIRAN – LAMPIRAN

No	Tanggal	Kegiatan	Hasil Kegiatan	Jenis Kegiatan
1	24/09/2024	Mencari sebuah project serupa yang sudah ada	Beberapa video review produk medis jadi yang ada <i>di youtube</i>	Kelompok
2	30/09/2024	Mencari sebuah jurnal alat medis dengan basis sensor <i>capacitive</i>	Jurnal dengan judul <i>“Measurement of capacitive coupled ECG from the car seat”</i>	Kelompok
3	3/10/2024	Memahami metode untuk dapat membaca sinyal jantung dengan sensor <i>capacitive</i>	Metode yang dipakai pada jurnal “ Measurement of capacitive coupled ECG from the car seat”	Kelompok
4	5/10/2024	Mencari apa saja yang diperlukan untuk membuat model sederhana dari <i>capacitive</i>	Sensor <i>capacitive</i> sederhana dapat dibuat dengan plat logam	Kelompok

5	6/10/20 24	Mencari tahu lebih lanjut mekanisme alat medis yang dipakai di rumah sakit	Cara kerja dari ECG	Kelompok
6	12/10/2 024	Mempelajari tentang material benang konduktif	Produk benang yang dapat menghantarkan Listrik yang memungkinkan membuat sebuah rangkaian Listrik di kain	Kelompok
7	16/10/2 024	Mencari filter yang sesuai untuk deteksi	<i>Band-pass</i> filter, FFT	kelompok

No	Tanggal	Kegiatan	Hasil Kegiatan	Jenis Kegiatan
		jantung atau pernafasan		
8	20/10/20 24	Mempelajari jurnal berjudul "Capacitive Heart-Rate Sensing on Touch Screen Panel with Laterally	Dalam jurnal ini dijelaskan bagaimana mendeteksi detak jantung dengan <i>touchscreen capacitive sensor</i>	kelompok

		Interspaced Electrodes “		
9	23/10/20 24	Menonton <i>youtube</i> sebuah project tentang capacitive sensor dan project yang memonitoring jantung dan paru paru	Video <i>youtube</i> yang mereview project pembuatan capacitive sensor sederhana	Kelompok
10	26/10/20 24	Membuat revisi presentasi	Mempelajari jurnal “ <i>capacitive ECG</i> ”	kelompok
11	27/10/20 24	Membuat <i>slide</i> untuk jurnal hari sebelumnya	<i>Review</i> jurnal <i>capacitive ECG</i>	Kelompok
12	28/10/20 24	Lanjut mempelajari jurnal	Jurnal “ <i>non-contact ECG</i> ”	Kelompok
13	29/10/20 24	Membuat <i>slide</i> presentasi dari jurnal sebelumnya	<i>Review</i> ” <i>noncontact ECG</i> ”	Kelompok

14	30/10/20 24	Mempelajari <i>low cost</i>	Jurnal <i>low cost ECG</i>	Kelompok
		ECG		
15	31/10/20 24	Slide presentasi serta hasil dari revisi minggu lalu	Revisi untuk minggu lalu	Kelompok
16	1/11/202 4	Membuat <i>engineering constraint</i>	Batasan dari <i>capacitive sensor</i>	Kelompok

No	Tanggal	Kegiatan	Hasil Kegiatan	Jenis Kegiatan
17	7/11/20 24	Mempelajari <i>array capacitive sensor</i>	Membaca jurnal “ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin- Contact”	Kelompok
18	8/11/20 24	Mempelajari slide materi matakuliah sensor biomedis tentang <i>capacitive sensor</i>	Membaca materi dan video pertemuan ke-8 matakuliah sensor biomedis	Kelompok

19	820/11/2 024	Mempelajari jurnal-jurnal terdahulu	presentasi pertemuan ke- 7	Kelompok
----	-----------------	-------------------------------------	-------------------------------	----------

20	22/11/2 024	Mempelajari filter-filter pada jurnal-jurnal terdahulu	Mempelajari filter apa saja yang di implementasikan pada teknologi ECG dengan sensor <i>capacitive</i>	Kelompok
21	22/11/2 024 – 13/12/2 024	Mencicil laporan dan mempelajari spesifikasi yang akan dipakai	Spesifikasi sensor	Kelompok
22	14/12/2 024	Melakukan <i>Zoom</i> dan membahas terkait perkembangan proposal	Mengidentifikasi laporan yang akan digunakan untuk projek.	Kelompok
23	14/12/2 024	Melakukan <i>Zoom</i> dan membahas terkait perkembangan proposal	Mengidentifikasi laporan yang akan digunakan untuk projek.	Kelompok

24	22/12/2024	Melakukan <i>Zoom</i> dan membahas terkait perkembangan proposal	Mengidentifikasi laporan yang akan digunakan untuk projek.	Kelompok
25	31/12/2024	Melakukan <i>Zoom</i> dan membahas terkait perkembangan proposal	Mengidentifikasi laporan	Kelompok
No	Tanggal	Kegiatan	Hasil Kegiatan	Jenis Kegiatan
26	4/01/2025	Melakukan <i>Zoom</i> dan membahas terkait perkembangan proposal	Mengidentifikasi laporan	Kelompok
27	31/01/2025	Seminar proposal	Seminar	Kelompok