

# LAPORAN TUGAS AKHIR / *CAPSTONE DESIGN*

## **LAZARUS : *Low Cost System* untuk Mendeteksi Perubahan Stres dengan Multisensor**



Penyusun:

Wisnu Budi Wijaya (18524091)

Mohammad Rofiq Alfianda Yusup (18524145)

**Program Studi Teknik Elektro**

**Fakultas Teknologi Industri**

**Universitas Islam Indonesia**

**Yogyakarta**

**2022**

# HALAMAN PENGESAHAN

## LAZARUS : *Low Cost System* untuk Mendeteksi Perubahan Stres dengan Multisensor

Penyusun:

Wisnu Budi Wijaya (18524091)

Mohammad Rofiq Alfianda Yusup (18524145)

Yogyakarta, Juli 2022

Dosen Pembimbing 1

Dosen Pembimbing 2



Dwi Ana Ratna Wati, S.T., M.Eng.

Suatmi Murnani, S.T., M.Eng.

035240102

205241301

**Program Studi Teknik Elektro**

**Fakultas Teknologi Industri**

**Universitas Islam Indonesia**

**Yogyakarta**




**2022**

# LEMBAR PENGESAHAN TUGAS AKHIR

LAZARUS : *Low Cost System* untuk Mendeteksi Perubahan Stres  
dengan Multisensor

Disusun oleh:  
Wisnu Budi Wijaya (18524091)  
Mohammad Rofiq Alfianda Yusup (18524145)  
Telah dipertahankan di depan dewan penguji  
pada tanggal: 12 Agustus 2022

Susunan Dewan Penguji

Ketua Penguji : Dwi Ana Ratna Wati, S.T., M.Eng.   
Anggota Penguji 1 : R.M. Sisdarmanto Adinandra, S.T., M.Sc., Ph.D.   
Anggota Penguji 2 : dr. M. Yusuf Hisyam, Sp.An. 

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

Tanggal: 12 Agustus 2022

Ketua Program Studi Teknik Elektro



Yusuf Aziz Amrullah, S.T., M.Eng., Ph.D.

045240101

# PERNYATAAN

Dengan ini kami menyatakan bahwa:

1. Tugas Akhir ini tidak mengandung karya yang diajukan untuk memperoleh gelar kesarjaan 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, paten merupakan milik bersama antaraa 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, 17 Agustus 2022

A 10000 Indonesian postage stamp is shown with a handwritten signature in black ink over it. The stamp features the Garuda Pancasila emblem and the text 'METERAL TEMPEL' and '10000'.

Wisnu Budi Wijaya (18524091)

A 10000 Indonesian postage stamp is shown with a handwritten signature in black ink over it. The stamp features the Garuda Pancasila emblem and the text 'METERAL TEMPEL' and '10000'.

Mohammad Rofiq Alfianda Yusup (18524145)

# DAFTAR ISI

<i>HALAMAN PENGESAHAN</i>	2
<i>LEMBAR PENGESAHAN TUGAS AKHIR</i>	3
<i>PERNYATAAN</i>	4
<i>DAFTAR ISI</i>	5
<i>RINGKASAN TUGAS AKHIR</i>	6
<i>BAB 1 : Definisi Permasalahan</i>	7
<i>BAB 2 : Observasi</i>	9
<i>BAB 3 : Usulan Perancangan Sistem</i>	12
3.1 Usulan Rancangan Sistem	12
3.2 Metode Uji Coba dan Pengujian Usulan Rancangan Sistem	17
3.2.1 Metode Uji Coba PPG	17
3.2.2 Metode Uji Coba GSR	19
3.2.3 Metode Kalibrasi	19
3.2.4 Desain Eksperimen	20
3.2.5 Metode Klasifikasi	22
3.2.6 Metode Validasi	24
<i>BAB 4 : Hasil Perancangan Sistem</i>	25
4.1 Kesesuaian Usulan dan Hasil Perancangan Sistem	25
4.2 Kesesuaian Perencanaan dalam Manajemen Tim dan Realisasinya	27
4.3 Analisis dan Pembahasan Kesesuaian antara Perencanaan dan Realisasi	28
4.3.1 Ketidaksesuaian Rancangan Anggaran Belanja	28
4.3.2 Ketidaksesuaian Hasil Perancangan Hardware	28
4.3.3 Ketidaksesuaian Hasil Perancangan Software	29
<i>BAB 5 : Implementasi Sistem dan Analisis</i>	30
5.1 Hasil dan Analisis Implementasi	30
5.1.1 Hasil dan Analisis Kalibrasi Alat	30
5.1.2 Hasil dan Analisis Uji Coba PPG	32
5.1.3 Hasil dan Analisis Uji Coba GSR	36
5.1.4 Hasil dan Analisis Uji Coba Klasifikasi	38
5.1.4 Hasil dan Analisis Uji Coba Validasi	41
5.2 Pengalaman Pengguna	42
5.3 Dampak Implementasi Sistem	42
5.3.1 Teknologi/Inovasi	42
5.3.2 Sosial	43
5.3.3 Ekonomi	43
<i>BAB 6 : Kesimpulan dan Saran</i>	44
6.1 Kesimpulan	44
6.2 Saran	44
<i>Daftar Pustaka</i>	45
<i>LAMPIRAN – LAMPIRAN</i>	47

## RINGKASAN TUGAS AKHIR

Stres merupakan salah satu dari emosi negatif, yang mana banyak orang saat merasakan stres mereka merasa tidak nyaman dan terganggu dengan perasaan tersebut. Setiap orang yang memiliki permasalahan yang mengakibatkan stres akan mencoba untuk sembuh melalui berbagai cara, salah satunya yaitu pergi ke psikolog untuk meminta bantuan supaya orang tersebut mendapatkan jalan keluar dari permasalahan yang dialaminya. Akan tetapi, metode wawancara pada psikolog masih memiliki kekurangan, yaitu pada subjektivitas dari klien terdapat kemungkinan terjadinya *faking* dalam proses tersebut sehingga diagnosa kurang tepat. Dengan mendeteksi sinyal biologis dapat di minimalisir karena respon sinyal tubuh merupakan refleksi dari tingkah laku tubuh tersebut, sehingga hasil yang diperoleh melalui diagnosis tersebut dapat membantu psikolog mendiagnosa klien dengan lebih objektif. Berdasarkan uraian di atas, kami merumuskan bahwa perlu adanya teknologi yang mampu memberikan hasil diagnosis stres yang lebih objektif berdasarkan kondisi fisiologis dari klien, sehingga para psikolog mampu meningkatkan akurasi diagnosis untuk memaksimalkan pelayanannya. Tujuan dari usulan sistem ini yaitu untuk memberikan sebuah solusi berupa sistem yang dapat memberikan hasil diagnosis stres berdasarkan sinyal-sinyal tubuh. Solusi ini diharapkan dapat membantu psikolog dalam meningkatkan akurasi diagnosis, terutama pada beberapa klien yang stresnya tidak dapat dengan mudah untuk didiagnosis menggunakan metode yang umum digunakan (*self-report*, wawancara dan observasi). Pada konsep alat kami menggunakan *wireless* sebagai pengganti jaringannya, dikarenakan untuk membantu *fleksibilitas* penggunaan alat. Dan juga alat kami termasuk *wearable device* karena digunakan pada pergelangan tangan. Pada perancangan alat ini menggunakan sensor yang memperhitungkan aspek *Non-Invasif*, yang mana sensor yang digunakan yaitu PPG dan GSR. Maksud dari *Non-Invasif* adalah proses mendiagnosa tanpa memasukkan sebuah alat ke tubuh. Kesesuaian realisasi dengan perencanaan dalam perancangan alat, secara umum mencapai 55%. Hasil dari implementasi sistem yaitu alat hanya dapat mendeteksi dan menampilkan sinyal PPG dan GSR pada aplikasi Java, sementara pada aplikasi Java bagian diagnosa masih belum menunjukkan bahwa alat dapat mendeteksi perubahan stres. Tidak munculnya pendeteksian diagnosa perubahan stres pada kolom diagnosa di aplikasi Java tersebut dapat terjadi karena format yang masuk/inputan masih terdapat *error* pada program aplikasi Java yang digunakan. Sistem belum dapat memberikan hasil klasifikasi yang baik, sehingga diperlukan adanya pengembangan lebih lanjut. Sistem ini diharapkan mampu memberikan dampak positif terhadap aspek teknologi yaitu dapat meningkatkan inovasi di bidang biomedis secara khusus, dampak terhadap aspek sosial yaitu dapat mempermudah psikolog memberikan diagnosis perubahan stres yang lebih objektif, dan dampak terhadap aspek ekonomi yaitu dapat memanfaatkan teknologi dengan harga yang terjangkau.

الجامعة الإسلامية  
الاستاذ الدكتور

## BAB 1 : Definisi Permasalahan

Stres masuk dalam tolak ukur bahwa stres adalah emosi negatif. Stres yang berlebihan akan memberikan dampak yang kurang baik. Ketika seseorang mengalami stres, akan memicu dua aspek utama yang akan terdampak, aspek yang pertama yaitu aspek fisik, dimana keadaan seseorang bisa menurun sehingga tubuhnya mengalami gejala sakit, seperti sakit kepala atau gangguan pencernaan. Aspek yang kedua yaitu aspek psikologis, terdiri atas gejala kognisi, emosi dan tingkah laku. Tiap-tiap gejala memberi pengaruh pada keadaan psikologis seseorang dan keadaan psikologisnya bisa menimbulkan sifat negatif seperti daya ingat menurun, perasaan sedih dan menunda pekerjaan [1]. Mengetahui kondisi stres seseorang adalah hal yang sangat penting bagi para psikolog, karena mereka dapat mengetahui apa yang sebenarnya sedang terjadi pada kliennya. Pada saat ini, umumnya psikolog dapat melakukan diagnosis stres menggunakan beberapa cara, diantaranya yaitu *self-report*, wawancara, dan observasi gestur. Akan tetapi, metode wawancara pada psikolog masih memiliki kekurangan. Kekurangannya yaitu pada subjektivitas dari klien terdapat kemungkinan terjadinya *faking* dalam proses tersebut sehingga diagnosa kurang tepat [2].

Berdasarkan uraian di atas, kami merumuskan bahwa perlu adanya teknologi yang mampu memberikan hasil diagnosis stres yang lebih objektif berdasarkan kondisi fisiologis dari klien, sehingga para psikolog mampu meningkatkan akurasi diagnosis untuk memaksimalkan pelayanannya. Teknologi yang dirumuskan ini adalah alat ukur perubahan stres menggunakan sinyal biologis tubuh, dalam hal ini adalah detak jantung dan konduktivitas kulit.

Adapun batasan realistis pada konsep alat kami yaitu menggunakan *wireless* sebagai pengganti jaringannya, dikarenakan untuk membantu *fleksibilitas* penggunaan alat dan ditunjang dengan penggunaan komunikasi *bluetooth* dan penggunaan baterai. Dan juga alat kami termasuk *wearable device* karena digunakan pada pergelangan tangan. Faktor keamanan untuk *Pulse Heart Rate Sensor* mengacu pada standar keteknikan yang menggunakan standar keteknikan *pulsoximetri*, dikarenakan cara kerjanya sama yaitu mencari *pulsasi* yang mengacu pada standar keteknikan ISO 80601-2-61 yaitu persyaratan khusus untuk keselamatan dasar dan kinerja utama peralatan *Pulse Oximeter* klausul 201.12.1.101 menyebutkan bahwa akurasi SpO<sub>2</sub> dari *Pulse Oximeter* yang ditunjukkan dengan perbedaan akar dari nilai kuadrat rata-rata harus  $\leq 4\%$  pada saat *range* SaO<sub>2</sub> adalah 70% sampai 100% [3]. Standar keteknikan GSR merujuk pada CFR – *Code of Federal Regulation Title 21, 882.1540*. yang mana pada standarisasi tersebut menjelaskan bahwa alat yang mengukur respon kulit untuk menentukan respon otonom sebagai indikator psikologi dengan cara mengukur hambatan listrik kulit dan jalur jaringan antara dua elektroda yang diterapkan pada kulit. Untuk klasifikasi masuk dalam Kelas II yaitu *control*



khusus [4]. Dikarenakan konsep alat kami menggunakan *multisensor*, terdapat korelasi yang cukup baik antara perubahan stres dengan perubahan aktivitas jantung dan keluarnya keringat. Pada perancangan alat ini menggunakan sensor yang memperhitungkan aspek *Non-Invasif*, yang mana parameter sensor yang digunakan yaitu PPG dan GSR. Maksud dari *Non-Invasif* adalah proses mendiagnosa tanpa memasukkan sebuah alat ke tubuh.

Adapun batasan masalah dari konsep alat kami yaitu jenis tingkat stres yang dapat diklasifikasikan yaitu stres ringan dan stres berat. Selain itu, terdapat dua sensor yang digunakan yaitu PPG untuk mengukur detak jantung dan GSR untuk mendeteksi konduktivitas kulit [5]. Fitur nirkabel ditunjang melalui penggunaan komunikasi *Bluetooth* dan penggunaan baterai.

Usulan alat untuk mengklasifikasikan tingkat stres ditujukan untuk memberikan solusi kepada psikolog berupa sistem yang dapat mendiagnosis tingkat stres berdasarkan parameter fisiologis telah terdapat pada beberapa penelitian sebelumnya, dan alat yang dapat mengklasifikasikan tingkat stres sudah terdapat dipasaran, namun memiliki harga yang mahal. Sehingga dengan pembuatan alat ini difokuskan memiliki harga yang murah serta dapat digunakan dipergelangan tangan untuk aktivitas sehari-hari dan perangkat dapat terhubung dengan PC/Laptop menggunakan *Bluetooth*, serta mampu memberikan kontribusi berupa alat yang dapat membantu psikolog dalam membantu klien.



## BAB 2 : Observasi

Proses observasi dilakukan dengan mengumpulkan beberapa informasi yang memiliki kaitan dengan solusi yang dirancang. Dengan tujuan untuk menangani permasalahan yang sebelumnya telah dirumuskan. Tabel 2.1 menyediakan beberapa sumber informasi yang menunjukkan beberapa alternatif solusi yang telah di buat guna membantu psikolog atau pengguna untuk mengetahui stres seseorang yaitu terdapat *faking* (menampilkan citra diri yang tidak sesuai dengan keadaan sebenarnya).

Tabel 2.1. Kumpulan Solusi yang Identik dengan Proyek Tugas Akhir

Penulis	Usulan Solusi	Hasil / Evaluasi
Muhammad Akram Hamzah [6]	Perancangan Alat Deteksi Tingkat Stress Dengan Metode <i>Fuzzy Logic</i> Berbasis Mikrokontroler	Dari hasil yang didapatkan persentase keberhasilan dalam mendapatkan respon stress sebesar 68% dan error sebesar 32%.
Wiwid Warhgia Ningrum [7]	Rancang Bangun Alat Pendeteksi Stres Pada Manusia Berbasis Mikrokontroler ATmega 8535 Dengan Menggunakan GSR Dan MPX5050dp	Pada hasil rancangan didapatkan bahwa dengan menggunakan GSR dan MPX5050dp. Kinerja dari sensor MPX5050dp untuk mengukur tekanan darah dan detak jantung yang telah dibuat cukup baik dengan tingkat akurasi 96.43% untuk tekanan darah tinggi ( <i>Systole</i> ), 97.12% untuk tekanan darah rendah ( <i>Diastole</i> ) dan 95.47% untuk detak jantung..
Komang Wiradharman dkk [8]	Sensor <i>Galvanic Skin Response</i> (GSR) Berbasis Arduino Nano Sebagai Pengukur Perubahan Konduktansi Listrik Kulit Dalam Kondisi Tenang Atau Distress	Dari hasil pengujian pengukuran perubahan kondisi tenang dan distress pada manusia diatas diperoleh hasil kondisi tenang dan distress yang berbeda. Nilai konduktivitas listrik yang diperoleh menggunakan ekstraksi fitur MSC dari 10 orang laki-laki, ditunjukkan 8 orang mengalami peningkatan kondisi distress dan 2 orang mengalami penurunan kondisi distress. Semakin tinggi konduktivitas kulit semakin tinggi tingkat stres yang dialaminya. Hal ini menunjukkan semakin rendah nilai hambatan yang ada pada jarinya.
Nuril Hidayah dkk [9]	Rancang Bangun Alat Pendeteksi	Dri hasil Pengambilan data dengan

	Tingkat Stress Pada Manusia Berbasis Arduino Uno	klasifikasi rileks, tenang, cemas, dan tegang. Hasil yang diperoleh, tingkat keberhasilan akurasi pulse sensor dalam mendeteksi detak jantung sebesar 96,8%, hasil yang diperoleh tersebut merupakan perbandingan dengan Elektrokardiografi (EKG) jenis ECG-100G.
K.V. Suma dkk [10]	<i>The IoT based PPG Signal Classification System for Acute Audio-Visual Stimulus Induced Stress</i>	Pada hasil percobaan dengan menggunakan <i>Perceived Stress Scale</i> (PSS) nilai referensi untuk menilai kinerja model statistik yang dipertimbangkan. <i>Non-linear</i> maka didapatkan presisi klasifikasi rata-rata terbaik, sensitivitas dan spesifisitas 90%, 100% dan 82% masing-masing. Untuk sinyal PPG dibandingkan dengan sinyal EKG persentase error rata-rata 8% untuk BPM dan 3% untuk interval RR.

Berdasarkan hasil penelusuran yang didapatkan untuk stres tersebut detak jantung dan konduktivitas kulit dapat menjadi parameter untuk melihat kondisi stres seseorang. Dari beberapa hasil penelitian, para peneliti berusaha untuk meningkatkan akurasi dari sistem yang dikembangkan guna menghasilkan sistem pendeteksi stres yang maksimal. Stimulus yang kami gunakan yaitu metode aritmatika guna merangsang stres dari subjek yang akan diukur dengan PPG. Selain itu GSR sebagai sensor tambahan sebagai pembanding terhadap hasil pengukuran stres [11]. SPSS juga digunakan sebagai metode untuk membandingkan akurasi data dalam mengklasifikasi stres.

Pada proses survei kami melakukan wawancara pada Nyda Afsari, M.Psi., beliau merupakan salah satu Alumni Program Studi Sarjana dan Magister Prodi Psikologi Universitas Islam Indonesia dan Psikolog bagian klinis yang pernah menangani klien yang mengalami stres. Setelah melakukan wawancara dan mendapatkan informasi yang bermanfaat, maka selanjutnya kami menentukan spesifikasi dan kebutuhan pengguna. Beberapa pertanyaan yang telah diajukan dan respon ditujukan pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2. Hasil Survei antara Pengembang dan pengguna

Pertanyaan	Jawaban/tanggapan
Dari pengalaman saudara kendala apa saja yang dihadapi dalam proses menggali informasi terkait	Terkadang klien kesulitan dalam mengenali respon stres dari reaksi fisik, emosi, dan pikiran sehingga

stres?	kebanyakan menyampaikan kebingungannya dalam perubahan kondisi yang sedang dihadapinya.
Dari sebuah artikel yang pernah kami baca kalau pengukuran stres yang dilakukan berupa survei atau masih terdapat subjektivitas dari klien apakah benar?	Benar.
Untuk mendapatkan hasil yang objektif. perbandingan apa yang dijadikan tolak ukur pengukuran stress selain melalui survei?	Yang jadi perbandingan adalah respon fisik, emosi, dan pikiran.
Dalam pengukuran stres yang biasa dilakukan oleh psikolog, apakah terdapat stimulasi yang digunakan untuk memicu stres tertentu pada klien?	Pada praktik konseling umumnya, tidak ada stimulasi yang digunakan untuk memicu stress. Kami menggunakan wawancara mendalam yang mana lebih kepada meminta klien merefleksikan pertanyaan-pertanyaan tersebut sesuai dengan kondisi yang sedang dialaminya dalam beberapa waktu terakhir (biasanya 2 minggu terakhir).
Apakah memungkinkan untuk menerapkan stimulasi aritmatika untuk membangkitkan stimulasi responden?	Memungkinkan untuk dilakukan, tapi perlu diingat bahwasanya soal tes aritmatika tidak bisa dijadikan faktor utama pemicu stres/stressor karena pada dasarnya stressor pada diri seseorang dengan orang yang lain itu berbeda.
Apakah ada saran atau masukan dari saudara terkait rencana alat kami kedepannya ini?	Jika memungkinkan, gunakan pertanyaan-pertanyaan terbuka yang berkaitan dengan bagaimana dia dapat memvisualisasikan stressornya.

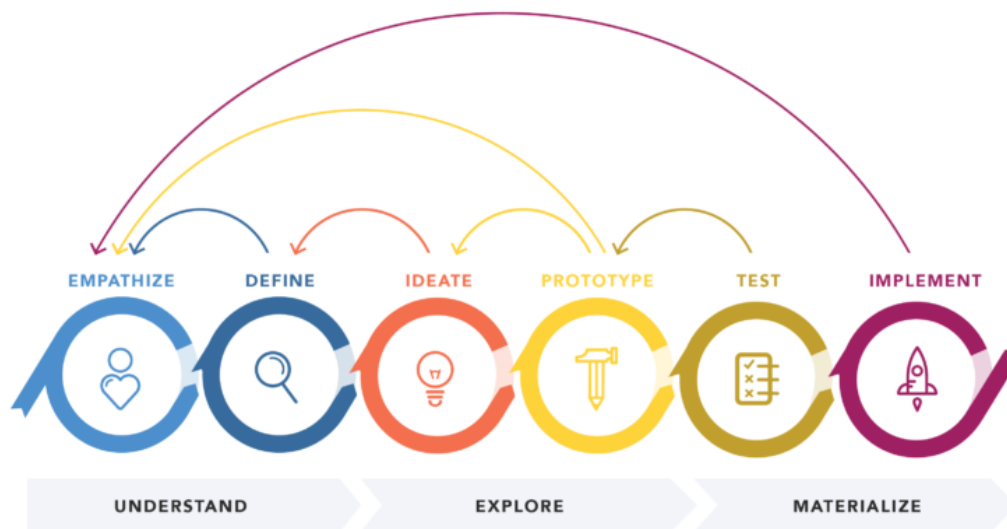
Berdasarkan informasi yang diperoleh dari studi literatur dan survei, maka dapat ditentukan spesifikasi alat untuk mengatasi permasalahan psikolog dalam mendiagnosis stres. Berikut merupakan daftar spesifikasi yang digunakan sebagai kriteria dalam perancangan sistem.

- Sensor yang digunakan yaitu PPG dan GSR.
- Akurasi PPG sebesar  $\pm 5\%$  (5 bpm).
- Mikrokontroler yang digunakan yaitu Wemos D1 Mini ESP32S.
- Resolusi ADC alat sebesar 32 bit.
- *Charging Connection* menggunakan Port USB Micro B.
- Alat mampu berkomunikasi menggunakan *Bluetooth*.
- Alat menggunakan baterai sebagai sumber tenaga.
- Alat menampilkan sinyal yang terdeteksi oleh sensor dan pembacaan kondisi stres melalui aplikasi pada PC/Laptop.

## BAB 3 : Usulan Perancangan Sistem

### 3.1 Usulan Rancangan Sistem

Pada perancangan sistem ini terdapat beberapa tahapan yang perlu dilakukan guna mendapatkan kebutuhan dalam *engineering design*. Secara garis besar tahapan tersebut terbagi menjadi tiga yaitu *understand*, *explore*, dan *materialize*. Secara rinci, tahapan pada *understanding*, *exploration* dan *materialize* terbagi menjadi enam yaitu *empathize*, *define*, *ideate*, *prototype*, *test* dan *implement*. Pada siklus tersebut terjadi perubahan, perbaikan, maupun penambahan yang bertujuan mendapatkan hasil yang optimal. Dan siklus tersebut tergambar pada Gambar 3.1.

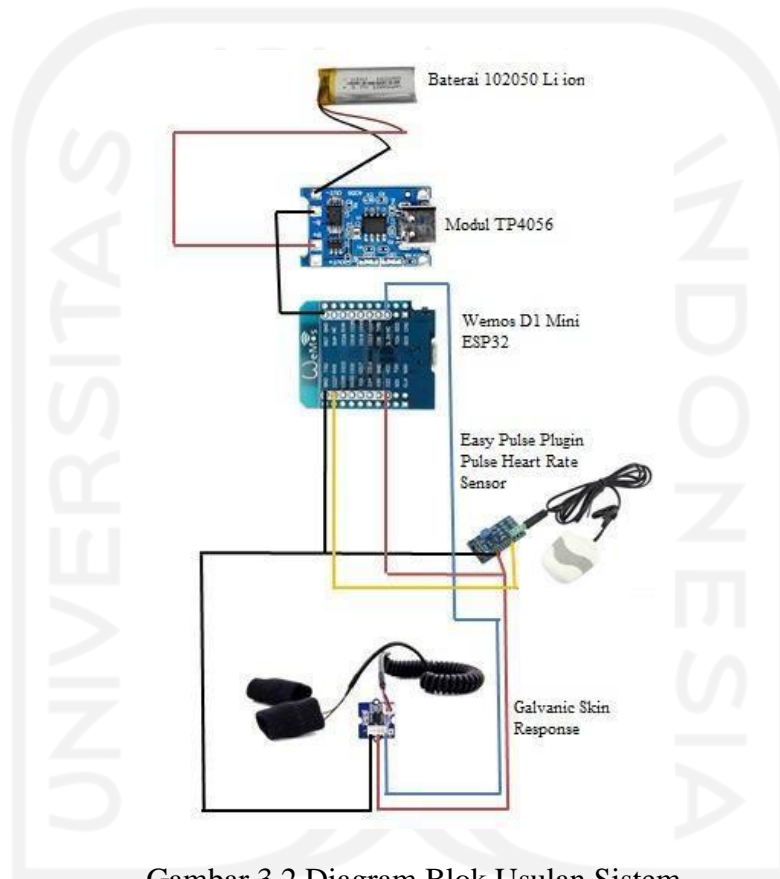


Gambar 3.1. Siklus Perancangan Suatu Sistem Rekayasa

Berdasarkan survei dan studi literatur yang telah dilaksanakan, siklus *engineering* dimulai dari tahapan *understand* yang terdiri dari *empathize* dan *define*. Pada tahapan ini, kami menemukan permasalahan di mana para psikolog memerlukan suatu alat ukur yang dapat digunakan untuk mendiagnosis stres klien yang lebih objektif. Hal ini didasari oleh hasil diagnosis menggunakan metode yang umum digunakan oleh psikolog seperti *self-report* dan observasi, di mana kedua metode tersebut masih memiliki subjektivitas yang tinggi karena dipengaruhi oleh *faking* dan sulitnya seseorang untuk mengevaluasi dirinya sendiri secara benar. Dari permasalahan tersebut, munculah ide untuk menggunakan sinyal-sinyal tubuh seperti sinyal detak jantung dan konduktivitas kulit keringat sebagai parameter diagnosis stres untuk mendapatkan hasil diagnosis yang lebih objektif.

Selanjutnya, siklus *engineering* berlanjut pada tahap *explore* yang terdiri dari *ideate* dan *prototype*. Pada tahapan ini, kami mengusulkan suatu perangkat sistem yang diberi nama Lazarus sebagai alat ukur stres berbasis sinyal tubuh yang terdiri dari dua bagian utama, yaitu

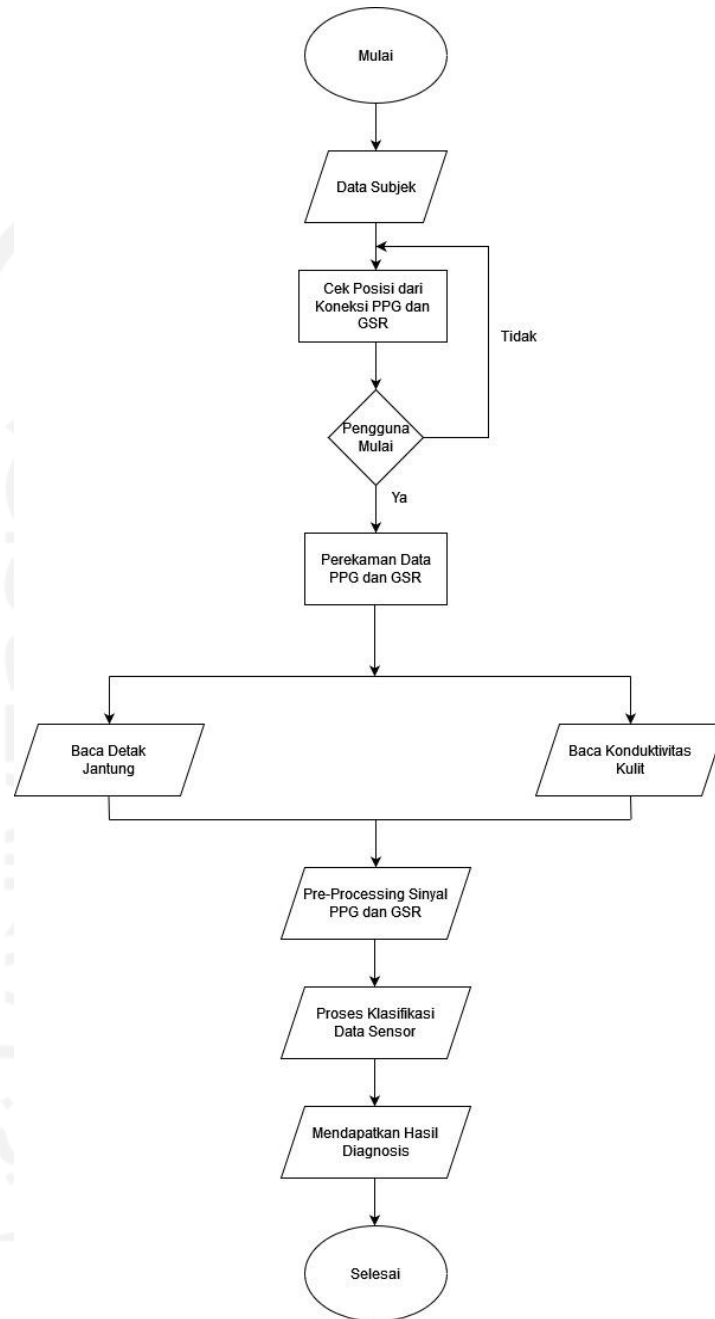
*hardware* dan *software*. *Hardware* terdiri dari seperangkat sensor PPG dan GSR beserta Wemos D1 Mini ESP32 sebagai mikrokontroler, serta *software* untuk menampilkan hasil klasifikasi yang merupakan aplikasi *cross platform* berbasis Java. Stres dari subjek akan diklasifikasikan ke dalam 4 tingkat stres berdasarkan nilai parameter-parameter yang diekstraksi dari sinyal biologis tubuh. Lazarus dirancang dengan mengutamakan prinsip kemudahan untuk pengguna (psikolog) dan kenyamanan untuk subjek, sehingga penggunaan alat ini tidak akan mengganggu berlangsungnya proses konseling. Komponen-komponen utama penyusun usulan sistem ini ditampilkan pada suatu diagram blok yang ditunjukkan pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2 Diagram Blok Usulan Sistem

Diagram alir digunakan untuk mempermudah pemahaman terkait sistem kerja alat yang akan diusulkan setelah mengetahui komponen-komponen utama yang akan digunakan dalam usulan sistem. Diagram alir sistem kerja ditunjukkan pada Gambar 3.3. Secara umum cara kerja dari sistem ini yaitu saat dinyalakan dan setelah terkoneksi maka sensor dapat membaca kondisi detak jantung dan kelembaban kulit. Yang data tersebut akan langsung dikirim ke *device* yang akan dianalisis jika terdapat keadaan yang tidak normal pada tubuh sehingga pengguna dapat mengetahui dengan segera. Tahapan persiapan ini terdiri dari pengisian data subjek (seperti nama, umur, prodi dan lain-lain) serta pengecekan posisi dan koneksi dari PPG dan GSR. Jika posisi PPG dan GSR telah sesuai, maka sistem akan berlanjut ke bagian saat konseling berlangsung hingga selesai. Bagian ini terdiri dari proses perekaman data PPG dan GSR, yaitu

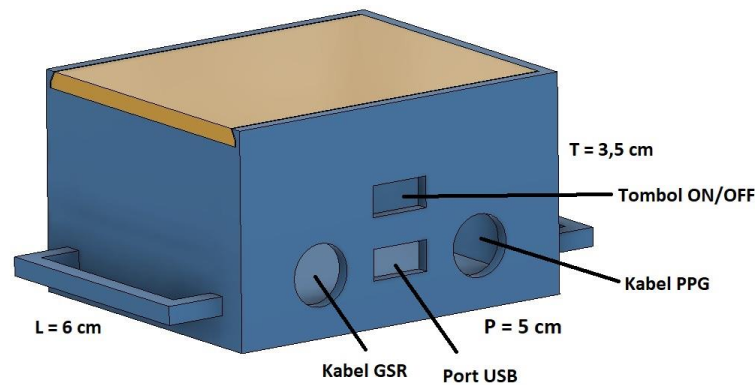
pembacaan konduktivitas jantung dan kulit dan dilakukan *pre processing* terlebih dahulu pada data tersebut menggunakan filter digital agar sinyal PPG dan GSR yang didapatkan kualitasnya lebih baik. Setelah melalui tahap *pre processing*, parameter-parameter dari sensor akan diklasifikasikan yang meliputi PPG dan GSR.



Gambar 3.3 Diagram Alir Sistem Kerja

Dalam rangka memenuhi usulan sistem sebagaimana uraian di atas, maka dibuatlah desain 3D dan daftar inventarisasi yang mendukung proses perancangan *hardware* dari sistem

yang diusulkan. Desain 3D untuk usulan *hardware* ditunjukkan pada Gambar 3.4 dan daftar inventarisasi perancangan *hardware* usulan sistem ditunjukkan pada Tabel 3.1.



Gambar 3.4 Desain 3D *Hardware* Usulan Sistem

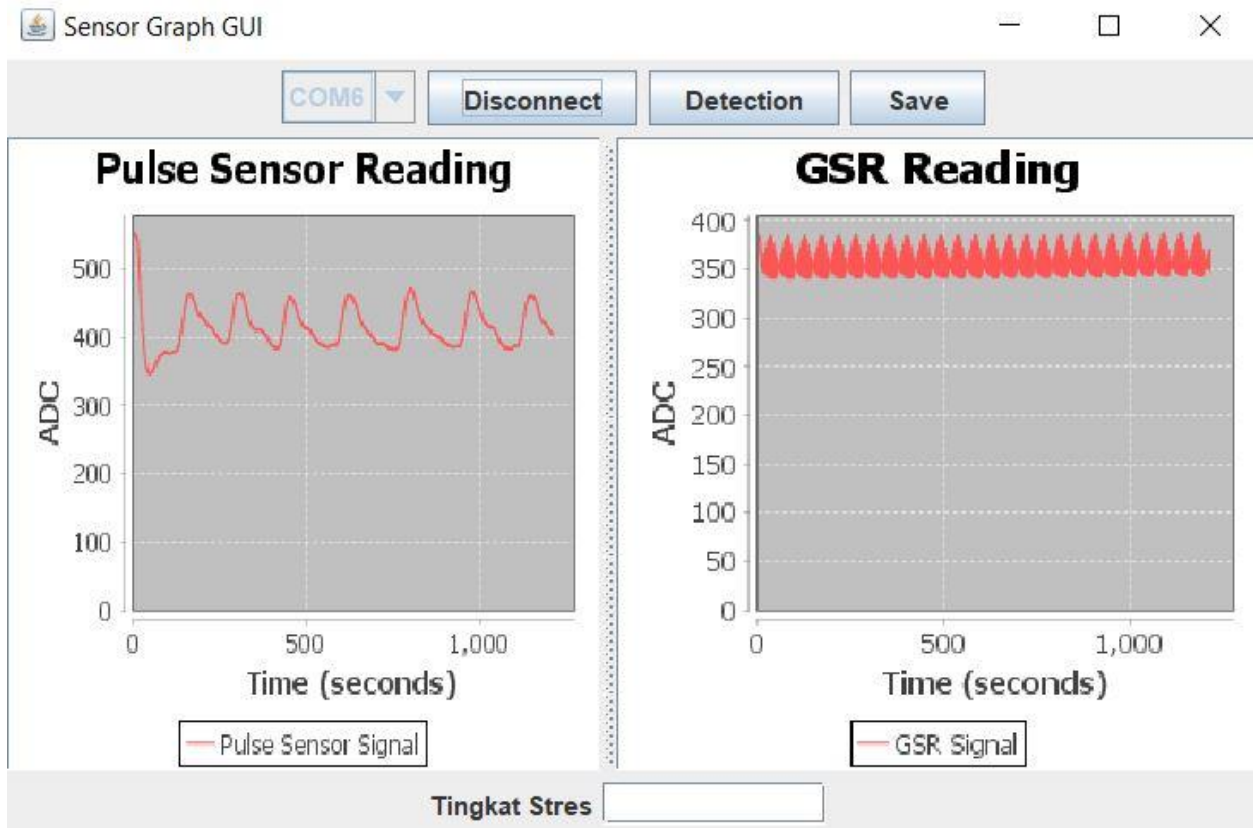
Tabel 3.1 Inventarisasi Perancangan *Hardware* Usulan Sistem

No	Nama Alat	Keterangan
1	Wemos D1 Mini ESP32	Wemos D1 Mini ESP32 dipilih sebagai mikrokontroler sebab memiliki ukuran kecil sehingga tidak akan memakan ruang yang besar pada <i>case</i> serta terdapat Wi-Fi yang lebih cepat, GPIO yang lebih, dan juga dapat mendukung <i>Bluetooth</i> dengan konsumsi daya yang rendah.
2	<i>Pulse Heart Rate Sensor Module</i>	Digunakan sebagai sensor tambahan yang berguna untuk meningkatkan validitas hasil klasifikasi berdasarkan <i>heart rate</i> subjek. Sensor PPG ini dipilih karena lebih tahan terhadap gangguan, sehingga sinyal PPG yang akan diproses memiliki karakteristik yang baik.
3	<i>Galvanic Skin Response Sensor</i>	Digunakan sebagai sensor yang berfungsi untuk menangkap beberapa sinyal listrik yang terdapat di kulit tangan melalui kemampuan pembacaan konduktivitas kulit.
4	Baterai 102050 Li ion	Baterai ini mempunyai keluaran sebesar 3.7-3.8V dan mampu diisi ulang serta mempunyai kapasitas baterai dengan besar 1000 mAh dan arus sebesar 15-30A. Dan juga biasa terjual di pasaran.
5	<i>Case</i>	Dipakai sebagai wadah untuk memberi perlindungan pada bagian-bagian penting <i>hardware</i> seperti Wemos D1 Mini ESP32, <i>Pulse Heart Rate Sensor</i> dan <i>Galvanic Skin Response Sensor</i> . Material yang akan dipakai dalam perangkat ini yaitu bahan plastik maupun bahan sejenis berdasarkan desain yang telah ditentukan.

Selain usulan *hardware*, pada sistem klasifikasi ini juga mengusulkan *software* berupa aplikasi untuk menampilkan sinyal-sinyal yang terekam selama pengambilan data subjek berbasis Java sehingga dapat diakses oleh berbagai jenis platform sistem operasi, baik itu Windows, Mac, Linux, dan lain-lain. Aplikasi ini akan terintegrasi dengan *hardware* pada saat sistem diaktifkan. Desain user *interface* dari aplikasi yang diusulkan ditunjukkan pada Gambar 3.5. Halaman utama pada aplikasi ini menunjukkan hasil rekam layar sinyal PPG dan sinyal GSR selama proses skema pengambilan data subjek. Selain itu, pada halaman ini juga akan terdapat



beberapa tombol perintah, diantaranya yaitu tombol *connect* untuk memulai sistem melakukan pendeteksian dan perekaman data sinyal PPG dan sinyal GSR sehingga sinyal-sinyal akan muncul di halaman utama, *disconnect* untuk mengakhiri pendeteksian dan perekaman data sinyal PPG dan sinyal GSR, *detection* untuk mendeteksi tingkat stres yang sudah dilakukan selama proses perekaman dan akan ditampilkan pada kolom tingkat stres.



Gambar 3.5 Usulan Rancangan Aplikasi untuk Pengguna

Kemudian, siklus *engineering* berlanjut ke tahap yang terakhir, yaitu *materialize* yang terdiri dari *test* dan *implement*. Pada tahap ini, usulan sistem direncanakan akan dirancang secara berkala, yaitu dimulai dengan eksperimen untuk mendapatkan fitur atau parameter yang akan digunakan untuk mengklasifikasi stres, kemudian fitur atau parameter tersebut akan diimplementasikan pada *hardware* yang telah dirancang, lalu *software* akan dirancang dan dikembangkan untuk menampilkan hasil diagnosis. Setelah keseluruhan sistem berhasil dirancang, sistem akan diuji dengan cara melakukan percobaan pada subjek. Jika performa sistem mampu menghasilkan hasil yang objektif, maka sistem dapat diaplikasikan pada proses konseling.

### 3.2 Metode Uji Coba dan Pengujian Usulan Rancangan Sistem

Sebelum memulai proses perancangan usulan sistem, terlebih dahulu kami melakukan eksperimen ataupun uji coba untuk mencari tahu parameter-parameter penting yang nantinya akan sangat berguna pada saat proses perancangan. Berikut ini adalah penjelasan terkait metode-metode yang kami gunakan selama proses uji coba.

#### 3.2.1 Metode Uji Coba PPG

Uji coba pada PPG bertujuan untuk mengetahui fitur dari sinyal PPG yang dapat digunakan pada proses klasifikasi stres bersamaan dengan fitur dari sinyal GSR. Jenis PPG yang digunakan yaitu *Pulse Heart Rate Sensor Module* yang telah dilengkapi dengan on board potentiometer untuk mengatur penguatan pada amplifier sehingga dapat menghasilkan sinyal PPG yang baik. Jenis PPG yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 3.6.



Gambar 3.6 Sensor PPG yang Digunakan [12]

Dalam menganalisis sinyal PPG, metode yang digunakan yaitu *Pulse Rate Variability* (PRV). PRV merupakan metode yang didapatkan dari hasil perhitungan tekanan aliran darah yang terbaca oleh PPG dengan cara menghitung jarak antara *peak* atau puncak pada sinyal PPG sehingga dapat diketahui parameter *Peak – Peak Interval (PPi)*. Gambar 3.7 menunjukkan ilustrasi *Peak – Peak Interval (PPi)*. Parameter *Peak – Peak Interval (PPi)* tersebut nantinya akan digunakan untuk mengekstraksi fitur-fitur yang ada pada PRV. Fitur dari PRV yang akan dianalisis pada uji coba ini diantaranya yaitu *mean PP* (Yaitu rata-rata dari *Peak – Peak Interval (PPi)*), *standard deviation PP* (Yaitu Standar Deviasi dari *Peak – Peak Interval (PPi)*), dan *coefficient of variance PP* yaitu (Yaitu Rasio Antara *mean PP* dengan *standard deviation PP*). Berikut merupakan persamaan untuk menghitung fitur-fitur pada PRV [2].

$$\text{mean PP} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \text{PPi} \quad (3.1)$$

$$\text{standard deviation PP} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (PP_i - \text{mean PP})^2} \quad (3.2)$$

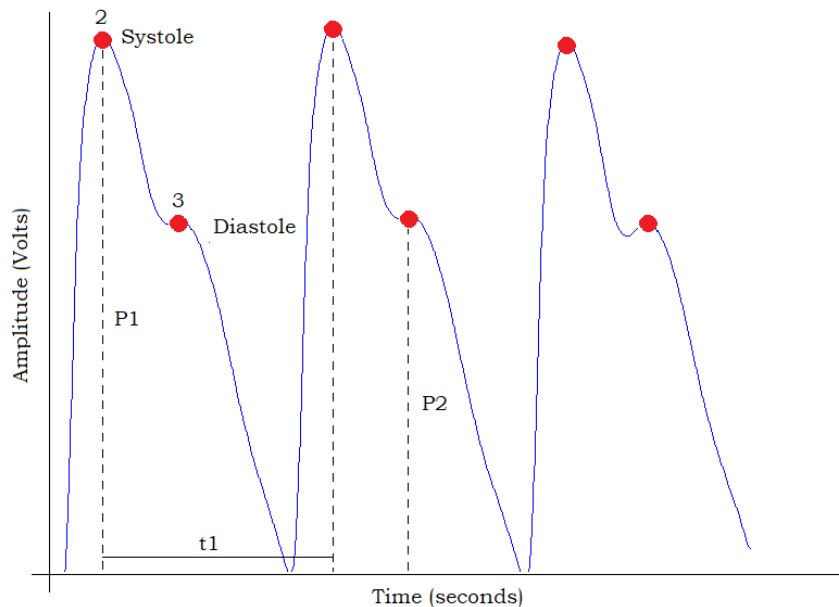
$$\text{coefficient of variance PP} = \frac{\text{mean PP}}{\text{standard deviation PP}} \quad (3.3)$$

Keterangan :

i = indeks data

N = jumlah sampel

PP = peak-peak interval

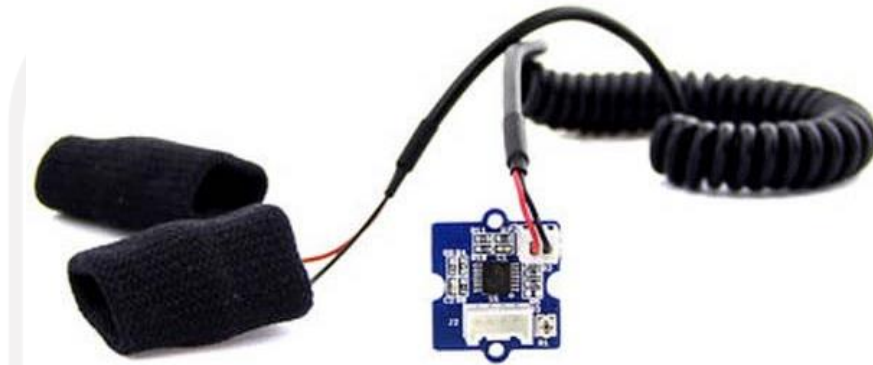


Gambar 3.7 Ilustrasi *Peak-Peak Interval* [13]

Untuk dapat mendeteksi *peak* sinyal PPG dengan baik, maka sebuah filter digital dirancang agar dapat meloloskan frekuensi tertentu pada sinyal PPG sehingga dapat meminimalisir terjadinya *miss detection*. Filter yang dipakai berjenis *Bandpass Filter*, sebab frekuensi yang dilewatkan berada pada rentang frekuensi 0,5 Hz sampai 2 Hz. Selain fitur-fitur PRV tersebut, fitur lainnya yang akan dianalisis yaitu *heart rate* yang merupakan banyaknya detak jantung dalam satu menit atau umumnya diketahui sebagai *bits per minute* (BPM). Fitur *heart rate* ini diperoleh dari pemanggilan fungsi pada program di Arduino.

### 3.2.2 Metode Uji Coba GSR

Uji coba pada GSR bertujuan untuk mengetahui nilai Bit dari konduktivitas kulit yang dapat digunakan pada proses klasifikasi stres bersamaan dengan fitur dari sinyal PPG. Jenis GSR yang digunakan yaitu *Galvanic Skin Response GSR Grove* yang dapat mengukur konduktansi listrik dari kulit dan juga terdapat potensiometer untuk menyesuaikan sensitivitas sensor. Jenis GSR yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 3.8.



Gambar 3.8 Sensor GSR yang Digunakan [14]

Pengujian sensor GSR dilakukan untuk setiap kondisi stres yang dirasakan subjek. Rata-rata nilai Bit konduktivitas kulit untuk setiap kondisi stres akan digunakan untuk proses klasifikasi stres. Persamaan untuk mencari nilai rata-rata Bit konduktivitas kulit ditunjukkan pada Persamaan (3.4).

$$x = \frac{\sum xi}{n} \quad (3.4)$$

$x_i$  = nilai Bit ke- $i$

$x$  = nilai rata-rata Bit

$n$  = ukuran sampel

### 3.2.3 Metode Kalibrasi

Kalibrasi dilakukan untuk melakukan verifikasi terhadap hasil pengukuran yang diperoleh dari sistem yang diusulkan dengan hasil pengukuran alat yang sudah memenuhi standar. Adapun proses pada kalibrasi PPG yaitu menggunakan *Electrocardiograph (EKG) Standard* dan *Pulse Heart Rate Sensor Module* secara bersamaan dan mengambil data selama 10 menit yang akan dibagi menjadi 10 data dengan masing-masing 1 data berdurasi 1 menit. Hasil pengukuran *heart rate* dari *Pulse Heart Rate Sensor Module* pada usulan sistem akan

dibandingkan dengan hasil pengukuran *heart rate* dari *Electrocardiograph (EKG) Standard*. Nilai rata-rata *error* dan standar deviasi akan digunakan sebagai acuan pada kalibrasi yang dilakukan [2].

$$x = \frac{\sum xi}{n} \quad (3.5)$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (xi-x)^2}{n-1}} \quad (3.6)$$

Keterangan :

s = standar deviasi

xi = nilai *error* ke-i

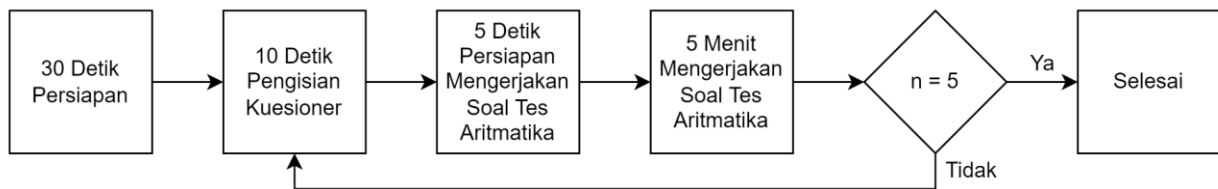
x = nilai rata-rata *error*

n = ukuran sampel

Sedangkan dari *Galvanic Skin Response* akan dilakukan pengukuran kalibrasi tegangan output sensor menggunakan multimeter digital sebagai acuan standar. Adapun proses pada kalibrasi GSR yaitu menggunakan multimeter digital untuk mengecek tegangan yang keluar saat kondisi sensor tidak digunakan atau dalam kondisi kering. Pada prob merah di masukkan pada elektroda positif dan prob hitam dimasukkan pada elektroda negatif. Hal ini dilakukan untuk menguji apakah sensor bekerja dengan baik dan dapat mendeteksi konduktivitas dari kelembaban kulit yang terdapat di keringat pada permukaan kulit, hasil ini hanya merupakan pengujian sensor semata karena belum dapat menemukan uji kalibrasi yang sesuai dengan sensor *Galvanic Skin Response* [6].

### 3.2.4 Desain Eksperimen

Pada alat ini, desain eksperimen yang digunakan berupa memberikan soal tes aritmatika yang bertujuan untuk membangun *pressure* kondisi stres pada subjek, digunakan tes kognitif berstimulus numerik/aritmatika. Tes aritmatika merupakan tes logika dan penyelesaian masalah. Seluruh subjek diberikan tugas untuk menyelesaikan penghitungan soal matematika sederhana [11]. Pada protokol eksperimen ini akan dibagi menjadi beberapa segmen seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.9. Selama eksperimen pengambilan data berlangsung, PPG dan GSR dipasang pada subjek, sehingga subjek diminta untuk meminimalisir aktivitas seperti menggerakkan tangan dan kaki untuk mengurangi noise pada sinyal biologis tubuh yang terekam. Selain itu, subjek akan diminta untuk mengerjakan soal tes aritmatika yang akan dibagi menjadi 5 sesi dengan level yang berbeda-beda dan dimasing-masing sesi terdapat kuesioner *Perceived Stress Scale* untuk merepresentasikan kondisi stres subjek selama mengerjakan soal tes aritmatika dan eksperimen berlangsung [15].



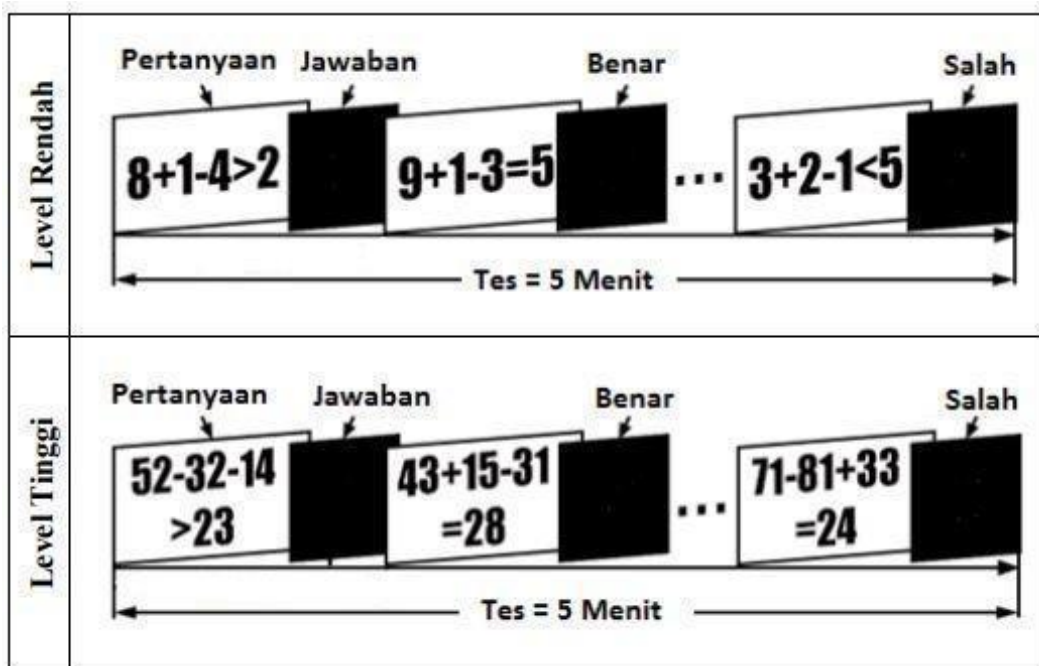
Gambar 3.9 Protokol Eksperimen Pengambilan Data

Pada segmen pertama yaitu berdurasi selama 30 detik, subjek akan diminta untuk rileks dan persiapan untuk mengisi kuesioner *Perceived Stress Scale* awal seperti pada Gambar 3.10. Segmen kedua yaitu berdurasi 10 detik, subjek mengisi kuesioner *Perceived Stress Scale* awal. Segmen ketiga yaitu berdurasi 5 detik, subjek akan diminta untuk rileks kembali dan persiapan untuk mengerjakan soal tes aritmatika.

Gambar 3.10 Kuesioner *Perceived Stress Scale*

Segmen keempat yaitu subjek akan diminta untuk mengerjakan 1 sesi soal tes aritmatika seperti pada Gambar 3.11 dengan durasi per sesi nya yaitu 5 menit dan subjek perlu mengerjakan sebanyak 5 sesi dengan level yang berbeda-beda dan masing-masing sesi terdapat kuesioner *Perceived Stress Scale* untuk merepresentasikan kondisi stres subjek selama mengerjakan soal tes aritmatika. Segmen berikutnya yaitu istirahat selama 30 detik dan mengisi kuesioner *Perceived Stress Scale* akhir.





Gambar 3.11 Desain Tes Aritmatika [11]



Gambar 3.12 Proses Pengambilan Data Sesuai Desain Eksperimen

### 3.2.5 Metode Klasifikasi

Metode klasifikasi yang digunakan yaitu pemodelan Regresi Logistik Multinomial untuk mengklasifikasi hasil pembacaan sensor ke dalam suatu kategori stres. Parameter yang digunakan untuk mengklasifikasikan stres yaitu *Pulse Rate Variability* (PRV) dan nilai bit konduktivitas kulit sinyal GSR. Berikut merupakan model Regresi Logistik Multinomial.



$$\log \frac{p(M_i)}{p(M_j)} = a + b_1X_1 + b_2X_2 + \dots + b_kX_k + e \quad (3.7)$$

Keterangan:

P = Probabilitas

M<sub>i</sub> = Kategori ke i

M<sub>j</sub> = Kategori referensi

a = Konstanta

b = Koefisien regresi

X<sub>k</sub> = Variabel bebas

Parameter *Mean PP*, *SDPP*, *CVPP* dan *GSR* dijadikan sebagai variabel bebas untuk mengklasifikasikan stres. Variabel terikat yaitu kondisi/tingkat stres yang dirasakan subjek saat eksperimen. Tingkat stres yang dirasakan oleh subjek diubah dalam bentuk skala nominal yaitu Rileks = 1, Tenang = 2, Cemas = 3, Tegang = 4. Pada variabel tingkat stres dikelompokkan kembali dalam skala nominal yaitu Kondisi Stres Ringan (Rileks (1) dan Tenang (2)) dan Kondisi Stres Berat (Cemas (3) dan Tegang (4)). Pemodelan Regresi Logistik Multinomial dengan menggunakan SPSS, SPSS yaitu sebuah *software* pengolah data statistik atau yang digunakan untuk analisis statistik interaktif, atau *batch*.

Kemudian, dari persamaan diatas, dapat memperoleh hasil peluang setiap kategori. Untuk mempermudah dalam pembacaan disederhanakan sebagai berikut.

$$\log \frac{P(M_i)}{p(M_i)} = RHS\_Mi \quad (3.8)$$

Keterangan:

RHS\_Mi = Model Regresi Logistik Multinomial setiap Tingkat Stres

Nilai peluang dari setiap tingkat stres diperoleh dengan perhitungan menggunakan persamaan berikut.

$$p(M_i) = p(M_j). \exp(RHS\_Mi) \quad (3.9)$$

Keterangan:

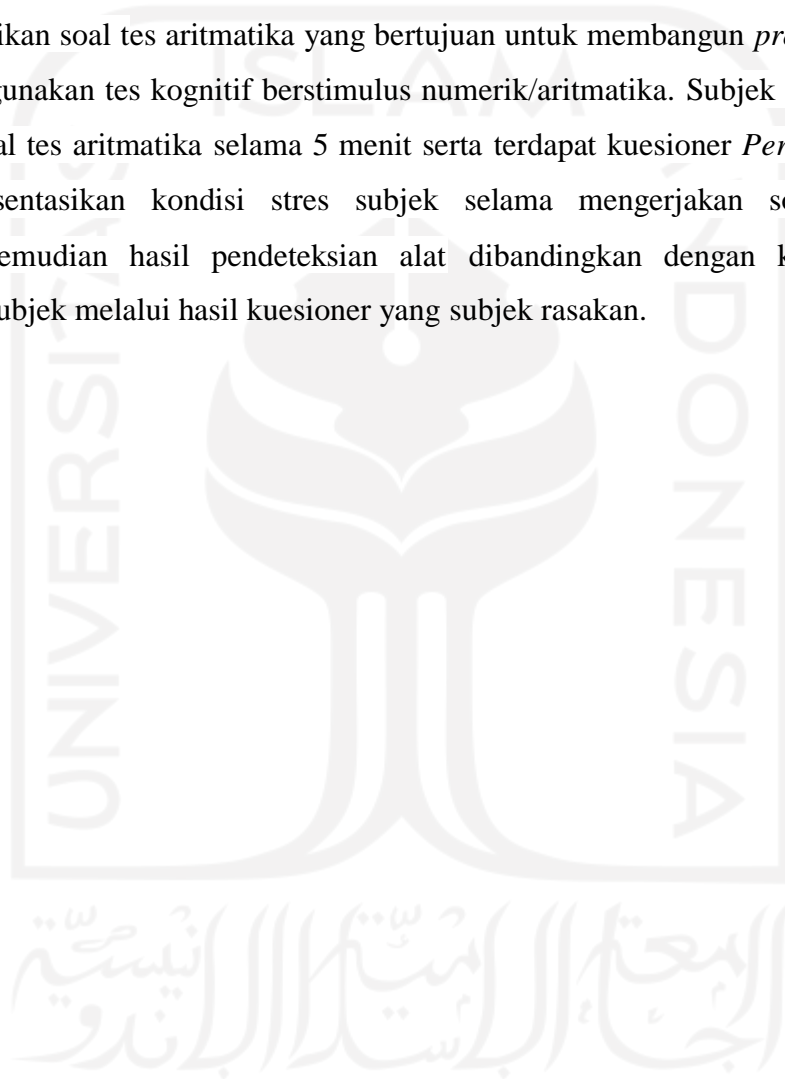
exp = Eksponensial

Nilai peluang dari setiap kategori dapat diperoleh apabila nilai peluang referensi telah diketahui. Maka dari itu untuk mengetahui nilai peluang referensi dilakukan perhitungan dengan persamaan berikut.

$$p(M_j) = \frac{I}{1 + \exp(RHS_{M_j} + \dots + RHS_{M_i})} \quad (3.10)$$

### 3.2.6 Metode Validasi

Pengujian usulan rancangan sistem akan dilakukan validasi yaitu uji coba menggunakan desain eksperimen yang telah diajukan sebelumnya, yaitu dengan membandingkan antara kondisi stres yang dirasakan oleh subjek dengan stres yang dideteksi oleh alat. Pengujian dilakukan dengan memberikan soal tes aritmatika yang bertujuan untuk membangun *pressure* kondisi stres pada subjek, digunakan tes kognitif berstimulus numerik/aritmatika. Subjek akan diminta untuk mengerjakan soal tes aritmatika selama 5 menit serta terdapat kuesioner *Perceived Stress Scale* untuk merepresentasikan kondisi stres subjek selama mengerjakan soal tes aritmatika berlangsung. Kemudian hasil pendeteksian alat dibandingkan dengan kondisi stres yang dirasakan oleh subjek melalui hasil kuesioner yang subjek rasakan.



## BAB 4 : Hasil Perancangan Sistem

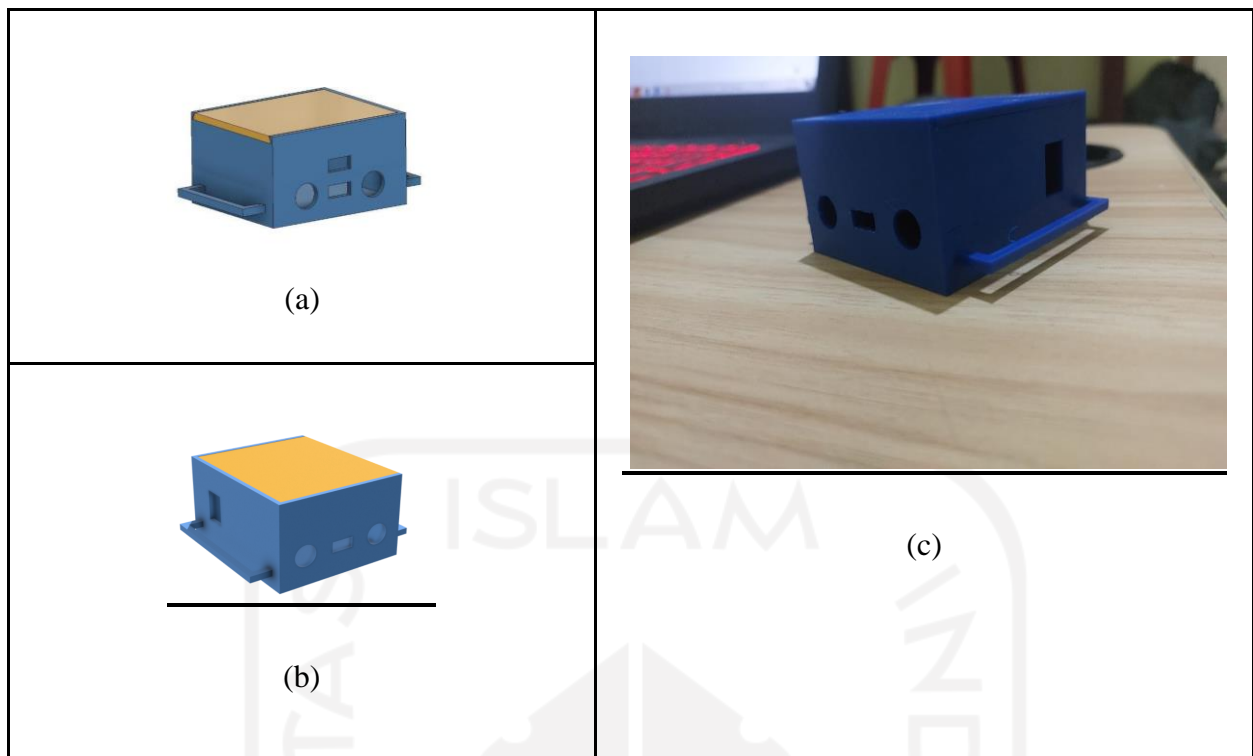
### 4.1 Kesesuaian Usulan dan Hasil Perancangan Sistem

Rancangan pada sistem dibuat dengan dasar usulan perancangan sistem dan hasil yang didapatkan dari beberapa percobaan yang sudah dilakukan. Pada prosesnya terdapat beberapa perubahan yang terjadi antara usulan dan realisasi, perubahan terdapat pada jenis *Sensor Pulse Heart Rate*, kapasitas baterai dan dimensi dari alat itu sendiri. Karena hal tersebut mengakibatkan perubahan pada dimensi desain pada *hardware*. Tabel 4.1 menunjukkan perbandingan antara usulan dengan realisasi perancangan sistem.

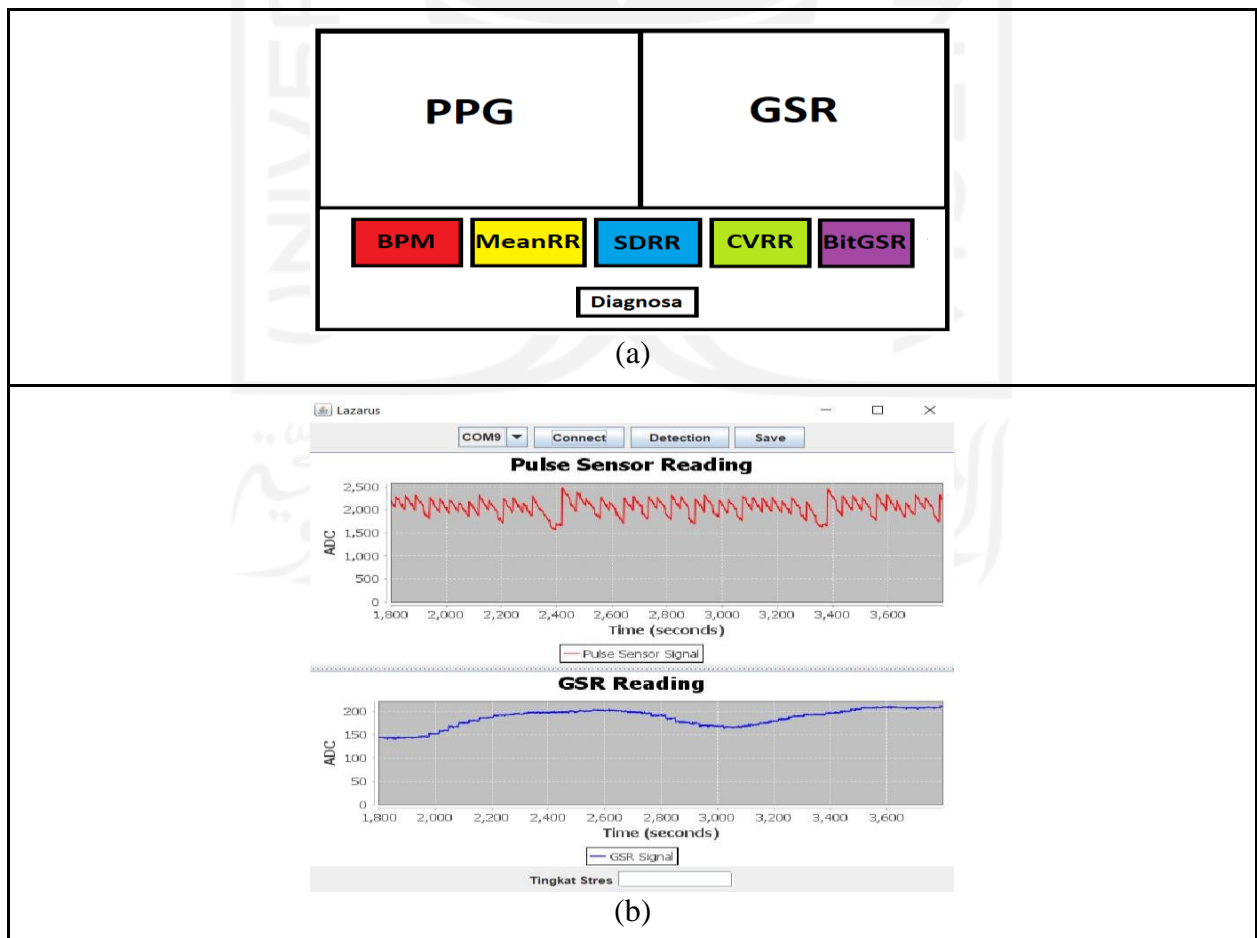
Tabel 4.1 Perbandingan Usulan dan Hasil Perancangan Sistem

No	Spesifikasi	Usulan	Realisasi
1	Dimensi (panjang × lebar × tinggi)	5 × 6 × 3,5 cm	7 × 6 × 4 cm
2	<i>Mikrokontroler</i>	Wemos D1 Mini ESP32	Wemos D1 Mini ESP32
3	Sensor	<i>Pulse Heart Rate Sensor</i> dan <i>Galvanic Skin Response</i>	<i>Pulse Heart Rate Sensor</i> dan <i>Galvanic Skin Response</i>
4	Catu Daya	Baterai 1000 mAh	Baterai 2000 mAh
5	<i>Software</i>	Aplikasi berbasis java untuk menampilkan keadaan stres	Aplikasi berbasis java untuk menampilkan keadaan stres

Pada Tabel 4.1 dimensi mengalami perubahan ukuran, karena pada saat implementasi pembuatan *prototype* seluruh komponen tidak cukup dalam *case* tersebut. Untuk catu daya mengalami perubahan pada kapasitasnya, hal ini dikarenakan pada saat pelaksanaannya baterai 1000 mAh tidak dapat mengakomodasi semua kebutuhan komponen sehingga di naikan menjadi 2000 mAh.



Gambar 4.1 Usulan dan Realisasi *Hardware*. (a) Desain 3D Usulan *Hardware*, (b) Perbaikan Desain 3D Usulan *Hardware*, (c) Realisasi Desain 3D Usulan *Hardware*



Gambar 4.2 Usulan dan Realisasi *Software*. (a) Usulan *Software*, (b) Realisasi *Software*

#### 4.2 Kesesuaian Perencanaan dalam Manajemen Tim dan Realisasinya

Pada realisasi perencanaan tim telah berjalan dengan baik dan hanya terdapat beberapa perubahan baik itu dari segi *timeline* atau Rencana Anggaran Belanja. Tabel 4.2 merupakan kesesuaian *timeline* antara usulan dengan realisasi. Tabel 4.3 merupakan kesesuaian Rancangan Anggaran Belanja antara usulan dan realisasi.

Tabel 4.2 Kesesuaian Antara Usulan dan Realisasi *timeline* Pengerjaan Tugas Akhir 2

No	Kegiatan	Usulan waktu	Realisasi Pelaksanaan
1	Eksperimen pengambilan data PPG dan GSR.	Februari	Februari
2	Melakukan pengolahan data hasil eksperimen untuk mendapatkan hasil data stres.	Februari	Februari
3	Merancang <i>hardware</i> sebagai implementasi dari usulan sistem.	Februari - Maret	Februari - Maret
4	Uji coba <i>hardware</i> dari hasil implementasi.	Maret - April;	Maret - April
5	Merancang <i>software</i> sebagai implementasi dari usulan sistem.	April	April
6	Melakukan percobaan untuk mengetahui akurasi hasil pengukuran.	April - Mei	April - Juni
7	Melakukan percobaan untuk meningkatkan akurasi sistem.	Mei - Juni	Mei - Juli
8	Menentukan standar akurasi sebagai validasi sistem pengukuran yang didapatkan.	Juli	Juli
9	Melakukan expo dan pengumpulan laporan akhir.	Juli	Agustus

Tabel 4.3 Kesesuaian RAB Tugas Akhir antara Usulan dan Realisasi

No	Jenis Pengeluaran	Usulan Biaya		Realisasi Biaya	
		Kuantitas	Total Harga	Kuantitas	Total Harga
1	Wemos D1 Mini ESP32S	1 pcs	Rp.105.000 ,-	1 pcs	Rp. 105.000,-
2	Galvanic Skin Response	1 pcs	Rp. 207.000,-	1 pcs	Rp. 207.000,-
3	Easy Pulse Heart Rate	-	-	1 pcs	Rp. 345.000
4	Baterai Lithium Polimer 2000 mAh	-	-	1 pcs	Rp. 45.000
5	Desain 3D	1 pcs	Rp.100.000	1 pcs	Rp. 100.000
6	Print 3D	1 pcs	Rp. 86.000	1 pcs	Rp.86.000
7	Timah Solder 10m	-	-	1 pcs	Rp 20.000
8	Modul TP0456 Micro USB	1 pcs	Rp. 4000	1 pcs	Rp.4000
9	Kabel Jumper	-	-	5 m	Rp. 15.000
10	Switch	-	-	1 pcs	Rp.3000
11	PCB	-	-	1 pcs	Rp 15.000
12	Pulse Sensor	1 pcs	Rp. 60.000	-	-
13	Baterai IMR 18350	1 pcs	Rp. 60.000	-	-
	Total Biaya	Usulan	Rp. 622.000	Relisasi	Rp. 945.000

### 4.3 Analisis dan Pembahasan Kesesuaian antara Perencanaan dan Realisasi

Dari hasil yang direncanakan dari segi rancangan sistem, *timeline* pengerjaan, dan Rencana Anggaran Belanja, terjadi perubahan realisasi dari perencanaan, maka yang dapat terlaksana sekitar 55% perencanaan terealisasi. Berikut analisa dan pembahasan ketidaksesuaian usulan dan realisasi.

#### 4.3.1 Ketidaksesuaian Rancangan Anggaran Belanja

Ketidaksesuaian Rancangan Anggaran Belanja antara usulan dengan realisasi dikarenakan terdapat komponen yang ditambahkan atau diganti dan pembelian komponen terjadi pada waktu perencanaan. Ketidaksesuaian Rancangan Anggaran Belanja antara usulan dengan rancangan tidak memberikan dampak yang cukup signifikan terhadap hasil perancangan sistem.

#### 4.3.2 Ketidaksesuaian Hasil Perancangan *Hardware*

Ketidaksesuaian hasil perancangan *hardware* dikarenakan perubahan pada sensor jantung. Pada usulan menggunakan *Pulse Sensor* yang akan diletakkan pada pergelangan tangan. Akan tetapi setelah dilakukan eksperimen tidak mendapatkan hasil yang memuaskan sehingga pada realisasi terjadi perubahan sensor menjadi *Sensor Easy Pulse Heart Rate* yang di letakkan di jari. Karena terdapat perubahan pada realisasi maka terdapat perubahan dimensi pada *case*. Perubahan ini terjadi dikarenakan terdapat penambahan satu *port* untuk *Easy Pulse Heart Rate*.

### 4.3.3 Ketidaksesuaian Hasil Perancangan *Software*

Ketidaksesuaian hasil perancangan *software* hanya terdapat pada *display software* dan tata letak informasi pada *software*. Pada usulan tampilan aplikasi dan pengimplementasian berbeda karena pada tampilan aplikasi memuat hasil dari lima parameter dan menampilkan keluaran sinyal yang digunakan serta diagnosa. Akan tetapi dikarenakan penampilan data yang tidak simpel dan terlalu sulit untuk dipahami, maka pada tampilan aplikasi diubah hanya menampilkan keluaran dari sinyal dan diagnosa perubahan stres saja.





## BAB 5 : Implementasi Sistem dan Analisis

Setelah usulan sistem berhasil dirancang, selanjutnya usulan sistem tersebut akan diuji secara langsung untuk dapat mengetahui unjuk kerjanya. Selain itu, pada tahap ini juga dapat diketahui sampai sejauh mana usulan sistem dapat diimplementasikan serta bagaimana respon pengguna setelah mencoba sistem yang diusulkan. Berikut ini adalah penjelasan terkait implementasi sistem dan analisisnya.

### 5.1 Hasil dan Analisis Implementasi

#### 5.1.1 Hasil dan Analisis Kalibrasi Alat

Proses kalibrasi dilakukan untuk memvalidasi hasil pengukuran PPG dan GSR yang digunakan pada sistem yang sudah memenuhi ketentuan. EKG yang digunakan untuk kalibrasi merupakan salah satu sensor yang ada pada Philips *SureSigns VM8 Vital Signs Monitor*. Spesifikasi EKG pada alat ini yaitu memiliki *range* pengukuran *heart rate* antara 15 hingga 300 BPM dengan akurasi  $\pm 10\%$  atau  $\pm 5$  BPM, sehingga dapat dikatakan bahwa alat ini sudah memenuhi standar medis [16]. Adapun proses pada kalibrasi PPG yaitu menggunakan *Electrocardiograph (EKG) Standard* dan *Pulse Heart Rate Sensor Module* secara bersamaan dan mengambil data selama 10 menit yang akan dibagi menjadi 10 data dengan masing-masing 1 data berdurasi 1 menit. Tabel 5.1 menunjukkan data hasil pengukuran nilai *heart rate* dari sensor PPG dan sensor EKG beserta nilai *error* dan standar deviasinya.

Tabel 5.1 Hasil Kalibrasi PPG dengan EKG

No	Data PPG	Data EKG	Error	Error  (Xi)
1	63 BPM	66 BPM	-3	3
2	66 BPM	69 BPM	-3	3
3	63 BPM	65 BPM	-2	2
4	61 BPM	62 BPM	-1	1
5	63 BPM	73 BPM	-10	10
6	65 BPM	73 BPM	-8	8
7	68 BPM	70 BPM	-2	2
8	69 BPM	65 BPM	4	4
9	62 BPM	58 BPM	4	4
10	59 BPM	66 BPM	-7	7
Rata-Rata  Error (Xi)				4.4 BPM
Standar Deviasi				2.8

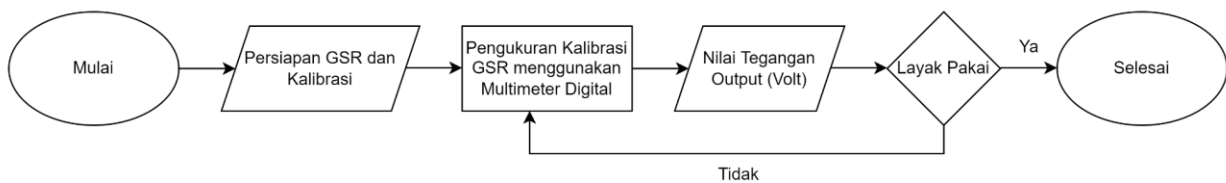
Standar Keteknikan mengacu pada Standar IEC 601-1 *Class II, Type CF* dan ECRI 410-0595 yaitu berdasarkan pada Tabel 5.2 [17].

Tabel 5.2 Standar IEC 601-1 *Class II, Type CF* dan ECRI 410-0595

No	Keselamatan dan Jenis Keluaran	Nilai Ambang Batas	Nilai Penyimpangan yang Diizinkan
1	Arus Bocor pada Kabel Pbumian	$\leq 500 \mu\text{A}$	-
2	Arus Bocor pada Selungkup	$\leq 100 \mu\text{A}$	-
3	Arus bocor Elektroda	$\leq 10 \mu\text{A}$	-
4	<i>Calibration 1 mV</i>	-	$\pm 5\%$
5	<i>Heart Rate Calibration</i>	-	$\pm 5\%$ (5 BPM)

Berdasarkan hasil data yang didapatkan pada Tabel 5.1 melalui kalibrasi dengan EKG, dapat dikatakan bahwa data pengukuran *heart rate* yang dihasilkan PPG memiliki perhitungan *error* cukup baik yaitu  $\pm 4.4\%$  (4.4 BPM) dan standar deviasi yang cukup baik, di mana nilai standar deviasi mendekati perhitungan rata-rata *error*. Dengan demikian, PPG yang digunakan sebagai sensor pada rancangan sistem memiliki akurasi yang cukup tinggi untuk mengukur nilai *heart rate*.

Sedangkan pada *Galvanic Skin Response* dilakukan pengukuran kalibrasi tegangan output sensor menggunakan multimeter digital sebagai acuan standar. Adapun proses pada kalibrasi GSR yaitu menggunakan multimeter digital untuk mengecek tegangan yang keluar saat kondisi sensor tidak digunakan atau dalam kondisi kering. Pada prob merah di masukkan pada elektroda positif dan prob hitam dimasukkan pada elektroda negatif. Saat sensor tidak digunakan tegangan output yang dihasilkan maksimal 2 V. Hal ini dilakukan untuk menguji apakah sensor bekerja dengan baik dan dapat mendeteksi konduktivitas dari kelembaban kulit yang terdapat di keringat pada permukaan kulit, hasil ini hanya merupakan pengujian sensor semata karena belum dapat menemukan uji kalibrasi yang sesuai dengan sensor *Galvanic Skin Response* [6]. Gambar 5.1 merupakan prosedur kalibrasi pada GSR dan Gambar 5.2 merupakan pengujian dan hasil kalibrasi tegangan output GSR menggunakan multimeter digital.



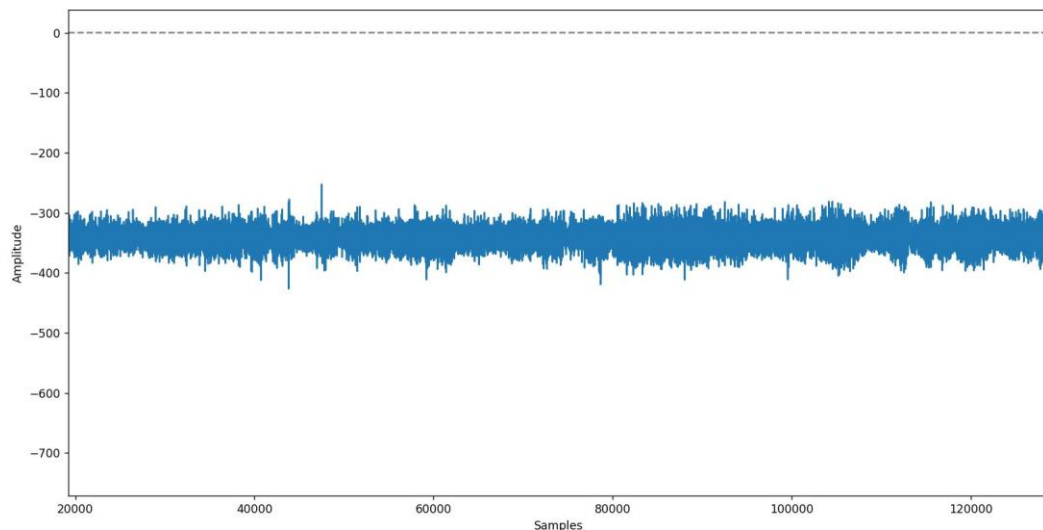
Gambar 5.1 Prosedur Kalibrasi pada GSR



Gambar 5.2 Pengujian dan Hasil Kalibrasi tegangan output GSR menggunakan Multimeter Digital

### 5.1.2 Hasil dan Analisis Uji Coba PPG

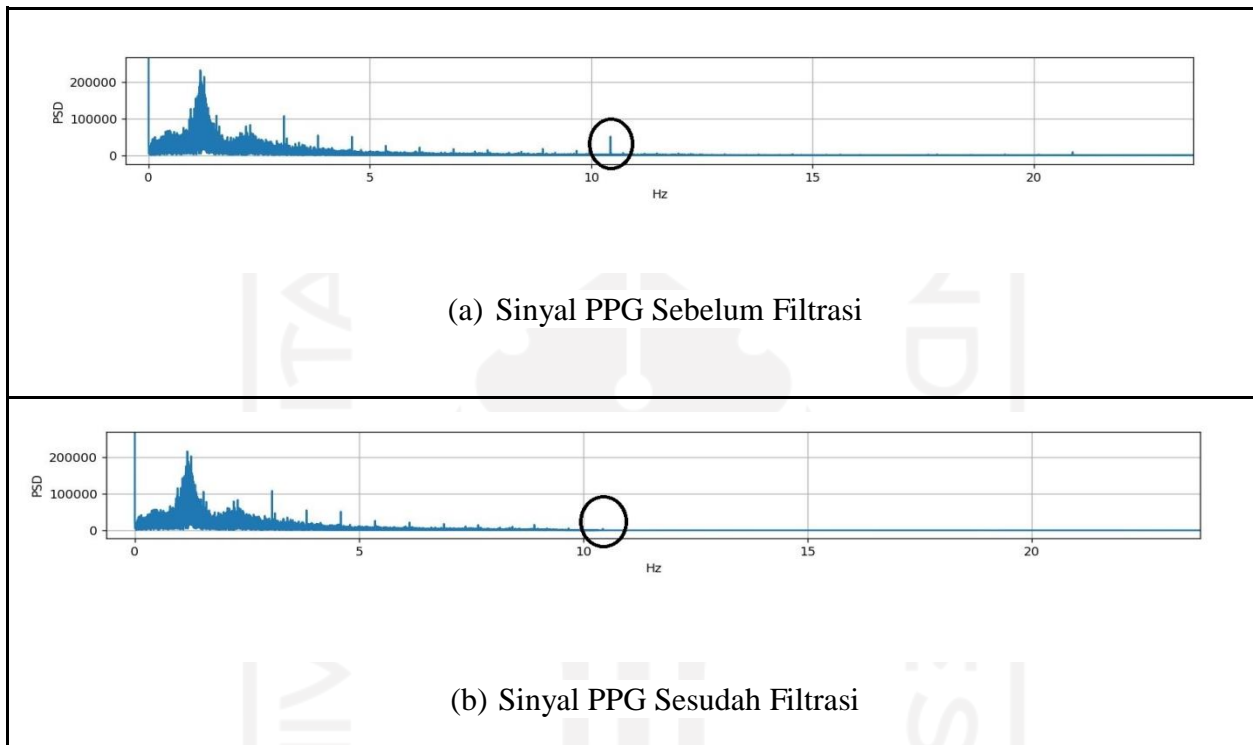
Pengujian PPG diperoleh hasil berupa parameter sinyal jantung yang akan digunakan untuk mengklasifikasikan stres. Hasil pengujian PPG berupa sinyal jantung dari salah satu subjek dapat dilihat pada Gambar 5.3.



Gambar 5.3 Grafik Sinyal Jantung Hasil Pengujian PPG

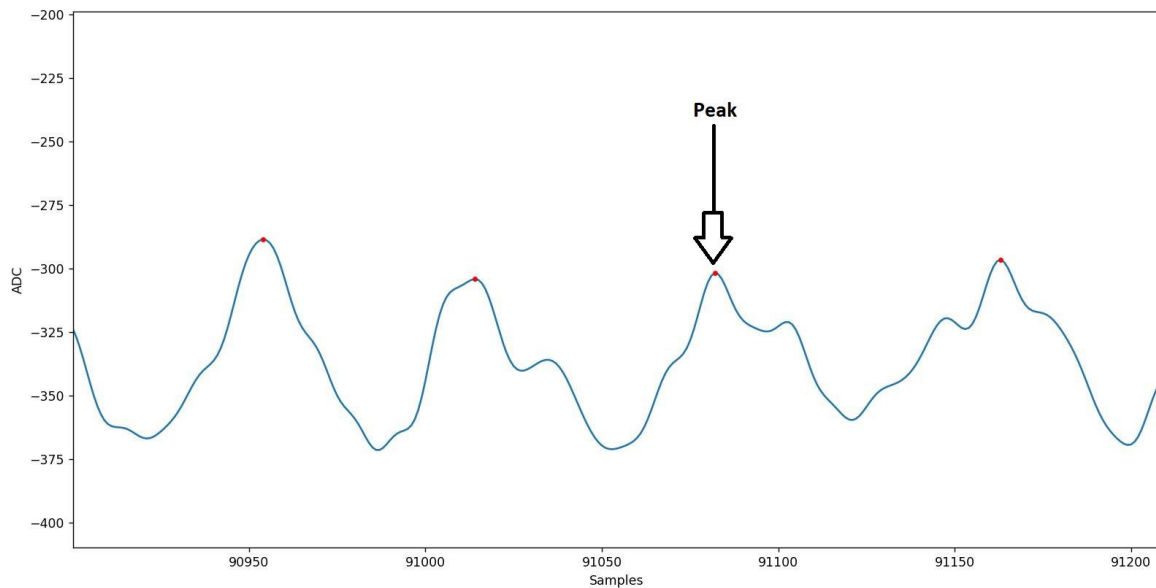
Uji coba untuk mencari fitur sinyal PPG dilakukan eksperimen pada beberapa subjek pertama yang terlibat. Hasil rekam data yang didapatkan dari eksperimen berupa sinyal PPG dan nilai *heart rate* subjek selama eksperimen berlangsung. Fitur PRV dihitung berdasarkan nilai PPI sinyal PPG hasil rekam data yang telah difilter untuk mendapatkan hasil yang baik. Gambar 5.4

menunjukkan hasil filter sinyal PPG pada domain frekuensi. Filter yang digunakan berjenis filter *bandpass*, dikarenakan frekuensi yang dilewatkan berada pada rentang frekuensi 0,5 Hz sampai 2 Hz. Filter tersebut berhasil melewatkan frekuensi sinyal jantung, sehingga Peak dapat dideteksi. Perbandingan antara sinyal jantung sebelum dan sesudah filtrasi dapat diamati pada Gambar 5.4. Perbandingan tersebut berada pada domain frekuensi, agar *noise* dapat diketahui letaknya. Dengan demikian, proses deteksi *peak* untuk mencari nilai PPI yang akan digunakan pada saat ekstraksi fitur-fitur PRV dapat dilakukan.



Gambar 5.4 Hasil Pengaplikasian Filter terhadap Sinyal PPG

*Peak* yang telah terdeteksi dari sinyal jantung salah satu subjek dapat diamati pada Gambar 5.5. Parameter sinyal jantung yang akan digunakan untuk klasifikasi stres antara lain, *Mean PP*, *SDPP*, *CVPP*.



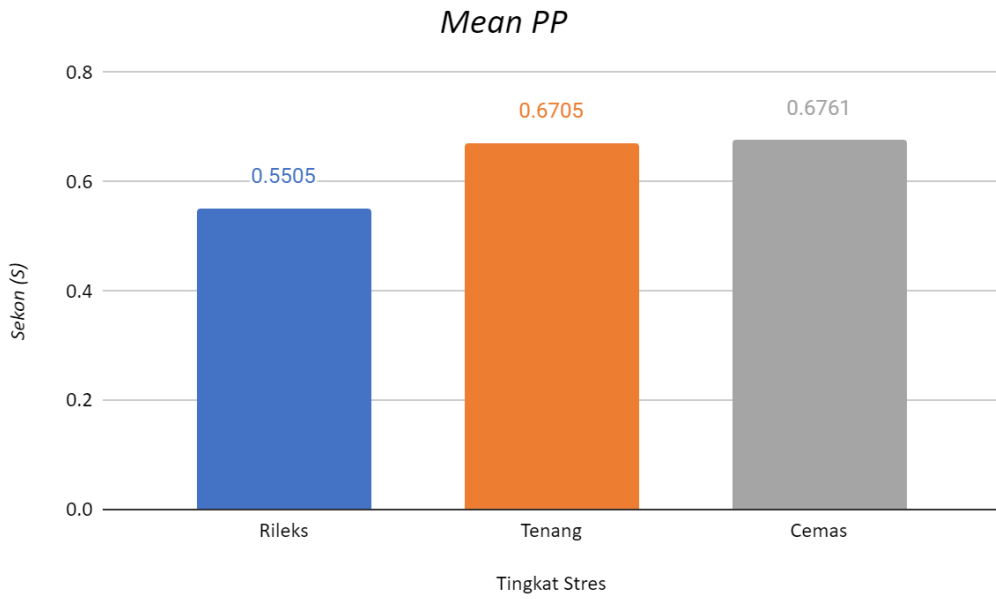
Gambar 5.5 Deteksi *Peak* Sinyal PPG

Setelah diperoleh P-P Interval dilakukan analisis PRV. Tabel 5.3 merupakan hasil analisis PRV dari data P-P Interval. Analisis PRV sinyal jantung dilaksanakan melalui data dalam rentang waktu 5 menit dengan jumlah data 30000. Parameter sinyal jantung dihitung menggunakan persamaan (1), (2) dan (3).

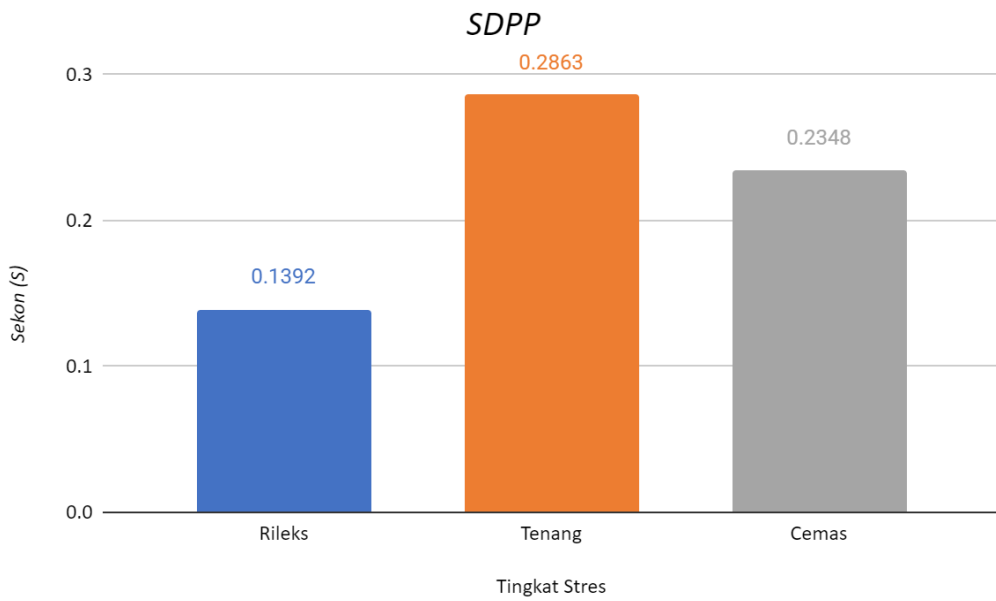
Tabel 5.3 Analisis PRV untuk Memperoleh Parameter Sinyal Jantung

Parameter	Nilai
<i>Mean PP</i> (s)	0.8061 s
<i>SDPP</i> (s)	0.1460 s
<i>CVPP</i> (%)	5.5212%
<i>Heart Rate</i> (BPM)	74 BPM

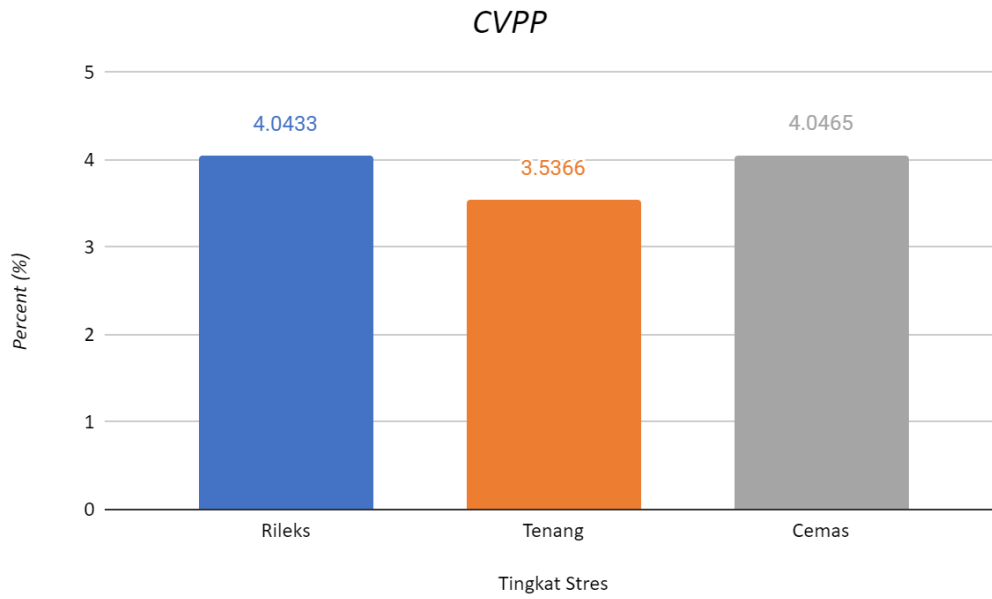
Analisis PRV dilakukan untuk setiap kondisi stres yang dirasakan subjek. Rata-rata nilai parameter sinyal jantung untuk setiap kondisi stres ditunjukkan melalui grafik pada Gambar 5.6 hingga Gambar 5.9. Berdasarkan empat parameter sinyal jantung diatas pada setiap kondisi stres tersebut untuk membedakan antara perubahan stres dengan parameter diatas tidak begitu kuat. Sehingga, nilai rata-rata sebagai pengklasifikasi tingkat stres tidak dapat digunakan pada perancangan alat perubahan stres berbasis sinyal detak jantung.



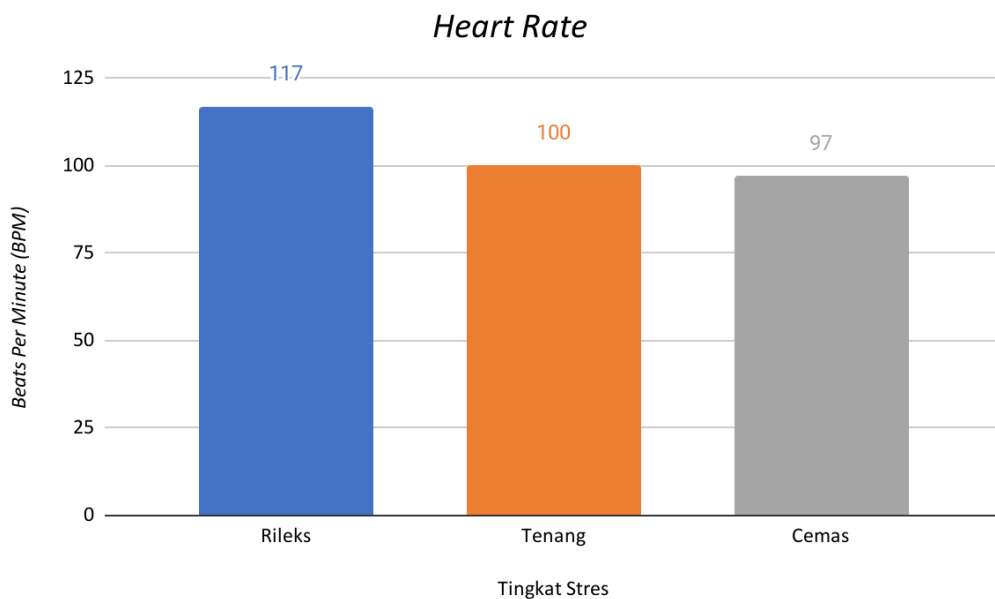
Gambar 5.6 Rata-Rata Nilai *Mean PP* untuk Setiap Tingkat Stres



Gambar 5.7 Rata-Rata Nilai *SDPP* untuk Setiap Tingkat Stres



Gambar 5.8 Rata-Rata Nilai *CVPP* untuk Setiap Tingkat Stres



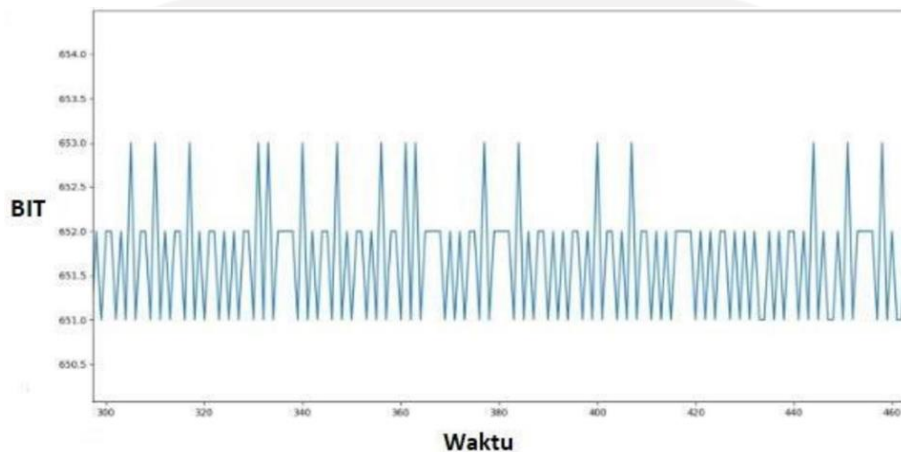
Gambar 5.9 Rata-Rata Nilai *Heart Rate* untuk Setiap Tingkat Stres

### 5.1.3 Hasil dan Analisis Uji Coba GSR

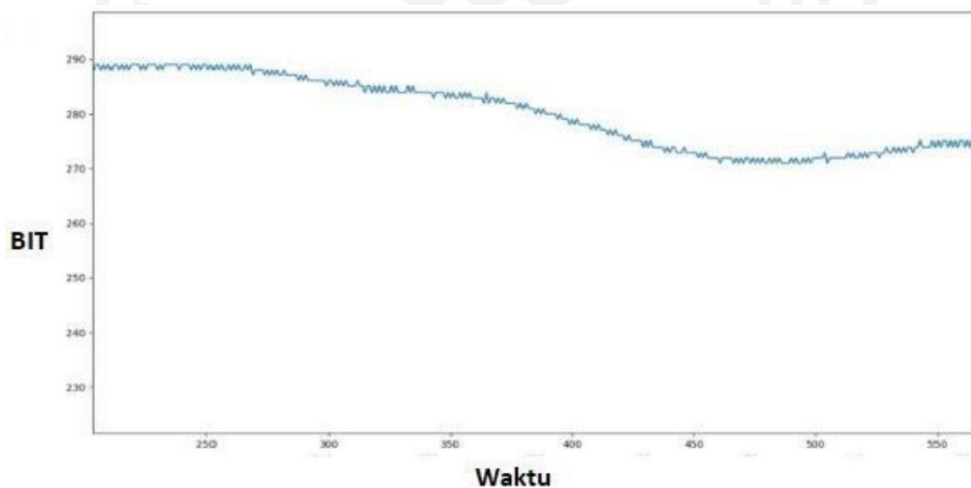
Pengujian sensor GSR dilakukan uji sensitivitas untuk mengetahui sensitivitas alat ukur dalam mengukur stres. Pengujian sensitivitas dilakukan dengan membandingkan keluaran sinyal hasil percobaan sensor GSR yaitu pada saat kondisi sebelum *workout* dengan kondisi sesudah *workout* yang telah diproses menggunakan mikrokontroler sehingga terdapat perbedaan kondisi sinyal GSR.



Pada Gambar 5.10 dan 5.11 menunjukkan gambar sinyal GSR konduktivitas kulit (bit) dari hasil keluaran sensor yaitu pada saat kondisi sebelum *workout* dengan kondisi sesudah *workout*. Ketika pengambilan data, pada saat sebelum *workout* terbaca nilai konduktansi (bit) yang meningkat, hal ini kemungkinan karena keringat berlebih yang ada di kulit jari subjek. Keringat ini mengurangi nilai hambatan yang terbaca dan meningkatkan pembacaan konduktansi (bit) keluaran sensor GSR. Dan pada saat sesudah *workout* terbaca nilai konduktansi kulit (bit) yang menurun, hal ini kemungkinan menunjukkan semakin rendah nilai hambatan yang ada pada jari [6].



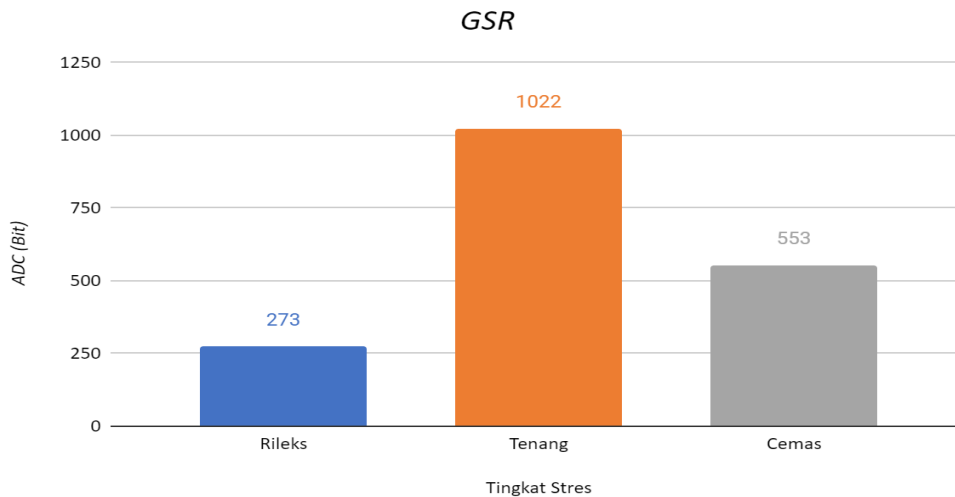
Gambar 5.10 Sinyal GSR Sebelum *Workout*



Gambar 5.11 Sinyal GSR Sesudah *Workout*

Pengujian GSR dilakukan untuk setiap kondisi stres yang dirasakan subjek. Rata-rata nilai bit konduktivitas kulit untuk setiap kondisi stres ditunjukkan melalui grafik pada Gambar 5.12. Berdasarkan parameter sinyal bit konduktivitas kulit diatas pada setiap kondisi stres tersebut untuk membedakan antara perubahan stres dengan parameter diatas tidak begitu kuat.

Sehingga, nilai rata-rata sebagai pengklasifikasi tingkat stres tidak dapat digunakan pada perancangan alat perubahan stres berbasis sinyal detak jantung dan sinyal konduktivitas kulit.



Gambar 5.12 Rata-Rata Nilai ADC (bit) pada GSR untuk Setiap Tingkat Stres

#### 5.1.4 Hasil dan Analisis Uji Coba Klasifikasi

Sistem melakukan deteksi dan klasifikasi stres berdasarkan perhitungan fitur-fitur PRV pada sinyal PPG (*Mean PP*, *Standard Deviation PP*, dan *Coefficient of Variance PP*) yang telah dihitung menggunakan persamaan (1), (2), dan (3) dari hasil pembacaan sensor PPG dan juga dari hasil pembacaan GSR yang digunakan. Hasil perhitungan tersebut dikirim menuju aplikasi melalui komunikasi *Bluetooth* PC/Laptop yang terhubung. Selanjutnya, nilai tersebut akan ditampilkan dan diproses pada aplikasi untuk diklasifikasikan ke dalam kategori stres tertentu menggunakan Regresi Logistik Multinomial. Tingkat stres yang dirasakan subjek, yaitu rileks, tenang, dan cemas. Hasil eksperimen dari beberapa subjek beserta tingkat stres yang dirasakan dapat diamati pada Tabel 5.4.

Tabel 5.4 Data Subjek Pengujian PPG dan GSR

No	Mean PP (s)	SDPP (s)	CVPP (%)	GSR (bit)	Kondisi Stres
1	0.8060	0.1459	5.5211	441	Tenang
2	0.7880	0.1334	5.9039	455	Cemas
3	0.8375	0.1589	5.2705	403	Tenang
4	0.8296	0.159	5.2167	327	Tenang
5	0.7849	0.1607	4.8825	322	Tenang
6	0.8169	0.1522	5.3674	336	Tenang
7	0.7148	0.1076	6.6413	323	Tenang
8	0.7045	0.1205	5.8434	262	Cemas
9	0.7205	0.1132	6.3635	219	Cemas
10	0.7312	0.1059	6.9009	238	Cemas
11	0.7164	0.1378	5.1973	192	Cemas
12	0.7272	0.1286	5.6525	197	Cemas
13	0.7000	0.0985	7.102	145	Rileks
14	0.7063	0.0897	7.8669	145	Cemas
15	0.7252	0.0797	9.098	144	Tenang
16	0.7645	0.0852	8.9724	121	Tenang
17	0.7630	0.0611	12.4879	187	Tenang
18	0.7691	0.0413	18.6058	210	Cemas
19	0.8087	0.2077	3.8938	342	Rileks
20	0.8701	0.1999	4.3523	369	Tenang

Parameter *Mean PP*, *SDPP*, *CVPP* dan *GSR* dijadikan sebagai variabel bebas untuk mengklasifikasikan stres. Variabel terikat yaitu kondisi/tingkat stres yang dirasakan subjek. Tingkat stres yang dirasakan oleh subjek diubah dalam bentuk skala nominal yaitu Rileks = 1, Tenang = 2, Cemas = 3, Tegang = 4. Pada variabel tingkat stres di ubah ke dalam skala nominal yaitu Kondisi Stres Ringan (Rileks (1) dan Tenang (2)) dan Kondisi Stres Berat (Cemas (3) dan Tegang (4)). Pada pemodelan Regresi Logistik Multinomial akan diperoleh model dari 3

(kategori) - 1(kategori Referensi), sehingga akan ada 2 Model yang diperoleh. Berikut ini adalah model dari data diatas.

Model 1

$$\log \frac{p(\text{Stres Berat})}{p(\text{Stres Ringan})} = -0,897 - 3,015 \text{ MeanPP} + 6,543 \text{ SDPP} + 0,036 \text{ CVPP} - 0,001 \text{ GSR} \quad (5.1)$$

Model 2

$$\log \frac{p(\text{Stres Ringan})}{p(\text{Stres Ringan})} = 2,058 - 1,644 \text{ MeanPP} - 7,489 \text{ SDPP} - 0,013 \text{ CVPP} + 0,003 \text{ GSR} \quad (5.2)$$

Dari kedua model diatas dapat menentukan besar peluang setiap kategori yaitu  $p(\text{Stres Berat}) = p(\text{SB})$ ,  $p(\text{Stres Ringan}) = p(\text{SR})$  dengan menggunakan persamaan (8), (9), dan (10). Nilai peluang yang besar dapat menunjukkan hasil kondisi stres berdasarkan parameter sinyal jantung dan konduktivitas kulit. Tabel 5.5 berisi data parameter sinyal jantung dan konduktivitas kulit berdasarkan kondisi stres yang dirasakan subjek. Data tersebut dianalisis untuk mengetahui nilai peluang tertinggi berdasarkan model Regresi Logistik Multinomial.

Tabel 5.5 Data Sampel untuk Pengujian Model

No	Mean PP (s)	SDPP (s)	CVPP (%)	GSR (bit)	Kondisi Stres
1	0.7849	0.1607	4.8825	322	Stres Ringan (Tenang)
2	0.7045	0.1205	5.8434	262	Stres Berat (Cemas)

Berdasarkan hasil analisis yang dilakukan, diperoleh nilai peluang dari data sampel. Hasil pengujian menunjukkan terdapat 2 data yang menunjukkan hasil yang tepat yaitu kondisi Stres Ringan (Tenang) dan Stres Berat (Cemas). Tabel 5.6 berisi data nilai peluang dari setiap kategori kondisi stres.

Tabel 5.6 Hasil Pengujian Data Terhadap Model setiap Kondisi Stres

No	p(SR)	p(SB)	Nilai Tertinggi	Kondisi Stres
1	0.0534	0.0004	0.9461	Stres Ringan (Tenang)
2	0.9240	0.0010	0.9240	Stres Berat (Cemas)

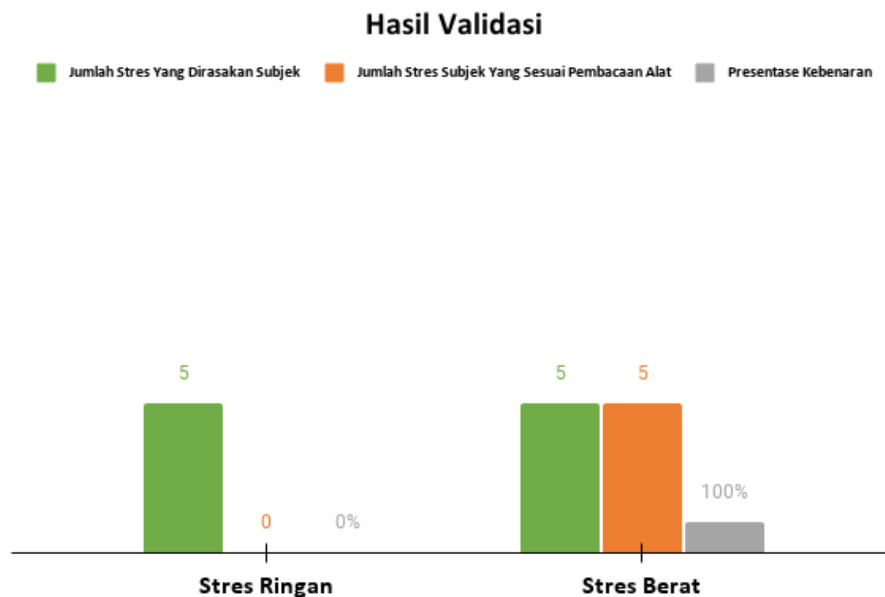
Analisis nilai peluang kemudian dibandingkan dengan persentase kebenaran dari hasil klasifikasi antara data pengamatan dengan nilai prediksi. Tabel 5.7 berisi data hasil klasifikasi yang berupa persentase kebenaran antara data pengujian dengan nilai prediksi. Persentase kebenaran yang sangat kecil terdapat pada kondisi stres rileks dan kondisi stres tegang. Sehingga, kondisi yang dapat diklasifikasikan oleh sistem yaitu stres ringan (tenang) dan stres berat (cemas).

Tabel 5.7 Klasifikasi antara Pengamatan dengan Nilai Prediksi

Pengamatan	Prediksi		
	Stres Berat (Cemas)	Stres Ringan (Tenang)	Persentase Kebenaran
Stres Berat (Cemas)	6	31	16.2%
Stres Ringan (Tenang)	4	61	93.8%
Persentase Keseluruhan	8.8%	91.2%	58.8%

#### 5.1.4 Hasil dan Analisis Uji Coba Validasi

Validasi alat pendeteksi perubahan stres *multisensor* menggunakan sensor PPG dan sensor GSR. Sehingga proses klasifikasi perubahan kondisi stres dilakukan dengan fitur sinyal jantung dan konduktivitas kulit. Pada gambar 5.13 terdapat grafik beberapa subjek yang digunakan pada validasi alat.



Gambar 5.13 Hasil Validasi Alat

Hasil pengujian validasi alat menunjukkan bahwa alat hanya dapat mendeteksi stres berat. Hal tersebut ditunjukkan berupa stres berat. Kesalahan pendeteksian tersebut dapat terjadi karena model yang digunakan kurang memiliki basis data yang cukup akurat untuk mengategorikan tingkat stres selain stres berat, hal tersebut ditunjukkan pada hasil persentase masing-masing tingkat stres.

## 5.2 Pengalaman Pengguna

Respon pengguna terhadap perancangan sistem kami himpun berdasarkan hasil kuesioner uji usabilitas dari responden yang telah kami persilakan untuk mencoba sistem. Responden yang kami pilih merupakan Mahasiswa Program Studi Psikologi UII. Responden tersebut dipilih karena bidang ilmu yang mereka pelajari berkaitan dengan sistem yang kami rancang. Tabel 5.8 menunjukkan rekapitulasi hasil kuesioner pengalaman pengguna.

Tabel 5.8 Rekapitulasi Hasil Kuesioner Pengalaman Pengguna

Pertanyaan	Responden	
	Responden 1	Responden 2
Apakah menurut anda Lazarus bekerja dengan baik?	Cukup Baik	Cukup Baik
Apakah menurut anda Lazarus mudah digunakan?	Sangat Mudah	Mudah
Apakah dibutuhkan usaha yang besar dalam menggunakan Lazarus?	Dibutuhkan	Tidak Dibutuhkan
Apakah penggunaan Lazarus mudah dipahami?	Sangat Mudah Dipahami	Mudah Dipahami
Apakah anda puas dengan kinerja Lazarus?	Cukup Puas	Cukup Puas

Dari Tabel 5.8, dapat diketahui bahwa secara umum seluruh aspek yang dinilai pada kuesioner pengalaman pengguna mendapat respon yang baik dari seluruh pengguna. Adapun komentar dan saran yang diberikan dapat dijadikan acuan untuk pengembangan sistem kedepannya.

## 5.3 Dampak Implementasi Sistem

Dengan adanya sistem pendeteksi stres berbasis sinyal tubuh yang kami usulkan, berikut ini adalah uraian terkait dampak adanya sistem yang kami buat terhadap aspek teknologi/inovasi, sosial dan ekonomi.

### 5.3.1 Teknologi/Inovasi

Dalam aspek teknologi yang dipilih dalam penentuan ide ini adalah *device* yang berbentuk jam tangan, karena bentuknya yang praktis dan ringan digunakan serta mampu disambungkan pada PC. Teknologi ini bekerja melalui pembacaan sinyal fisiologis yang dihasilkan oleh pengguna saat proses evaluasi stres. Penanda fisiologi stres yang dapat

diidentifikasi yaitu *Heart Rate* (HR) dan *Galvanic Skin Response* (GSR) melalui ekskresi keringat.

### 5.3.2 Sosial

Dalam aspek sosial ini diharapkan memberi dampak yang baik bagi masyarakat secara umum, terutama dapat membantu psikolog atau psikiater dalam melayani klien untuk mendapatkan penanganan yang tepat. Sehingga subjektivitas yang sebelumnya kerap menyulitkan psikolog atau psikiater untuk mendiagnosis klien akan semakin berkurang. Dan juga melihat keadaan sosial saat ini di Indonesia yang terdampak pandemi mengakibatkan banyak sekali orang merasa stres dan mengakibatkan mental yang terbebani. Karena hal tersebut diperlukan alat untuk mengetahui kondisi stres agar dapat diketahui tingkat stresnya, diharapkan mampu dipakai secara bertahap, diawali dari individu yang lebih memerlukan sampai dapat terus berkembang dan dapat dipakai secara umum. Sehingga semakin banyak orang yang menggunakannya, tingkat stres bisa menurun.

### 5.3.3 Ekonomi

Dalam aspek ekonomi ini diharapkan dapat menjangkau seluruh kalangan dengan manfaat dan kualitas yang sama melalui alat pendeteksi stres di pasaran. Menurut survey, untuk beberapa alat yang memiliki desain sistem yang sama mengutamakan masalah pada stres memiliki harga yang relatif mahal. Tabel 5.9 berisi perbandingan antara biaya pembuatan Lazarus dengan harga alat pendeteksi stress dipasaran.

Tabel 5.9 Perbandingan Harga

No	Pembanding	Lazarus	<i>Smart Pulse Stress Analyzer Reguler</i>	<i>Smart Pulse Stress Analyzer Android</i>	<i>Smart pulse Alat Analisis Stres</i>
1	Harga	Rp. 945.000,-	Rp. 2.500.000,-	Rp.3.700.000,-	Rp. 3.960.000,-



## BAB 6 : Kesimpulan dan Saran

### 6.1 Kesimpulan

Berdasarkan proses-proses yang telah dilaksanakan, maka didapatkan beberapa kesimpulan sebagai berikut :

1. Sistem pendeteksi stres berbasis sinyal tubuh berhasil dibuat dengan rincian menggunakan sensor PPG dan GSR untuk merekam data sinyal tubuh, menggunakan aplikasi Java untuk menampilkan hasil deteksi, dan menggunakan Regresi Logistik Multinomial sebagai usulan fitur untuk mengklasifikasi stres.
2. Stimulus soal tes aritmatika yang digunakan masih belum efektif untuk membangkitkan stres ringan (rileks dan tenang) dan stres berat (cemas dan tegang). Efektifitas tersebut ditunjukkan melalui persentase kebenaran untuk setiap stres tersebut, yaitu 93.8% untuk stres ringan, 16.2% untuk stres berat.
3. Nilai rata-rata fitur sinyal jantung dan konduktivitas kulit pada setiap tingkat stres tidak begitu kuat. Sehingga klasifikasi stres berdasarkan nilai rata-rata kurang efektif.
4. Berdasarkan hasil validasi alat, alat hanya dapat mendeteksi stres berat. Hal tersebut ditunjukkan dengan hasil deteksi stres alat pada setiap subjek menunjukkan stres berat. Penyebab terjadinya kesalahan deteksi terjadi karena kurangnya variasi data yang digunakan untuk pemodelan stres. Sehingga alat belum dapat dijadikan sebagai rujukan utama tenaga ahli kesehatan mental dalam mendiagnosis klien.

### 6.2 Saran

Berdasarkan proses-proses yang telah dilaksanakan, berikut ini adalah saran-saran yang kami berikan :

1. Sistem belum dapat dijadikan rujukan tunggal untuk mendiagnosis stres karena masih belum bisa muncul deteksi kondisi stres pada aplikasi, sehingga penggunaan metode yang umum digunakan oleh psikolog dalam mendiagnosis stres (*self-report*, wawancara, observasi) masih diperlukan untuk memvalidasi hasil diagnosis sistem.
2. Memperbanyak fitur-fitur yang ada pada aplikasi untuk dapat meningkatkan fungsi serta kemudahan di sisi pengguna.
3. Mencoba jenis stimulasi lain yang dapat memberikan efek lebih kuat dibandingkan dengan stimulasi soal aritmatika.

## Daftar Pustaka

- [1] R. Nugraheni, "Teknologi Smartwatch Berbasis Aplikasi Kejiwaan Pengukur Kesehatan Mental." Universitas Muhammadiyah Malang, 2020. [Online]. Available: <https://eprints.umm.ac.id/75723/>
- [2] P. R. Sofyan, D. P. Putra, and R. Wahyudi, "Xmotify: Experimental Emotion Classifier sebagai Alat Ukur Emosi Berbasis Sinyal Biologis Tubuh." Universitas Islam Indonesia, 2021. [Online]. Available: <https://dspace.uui.ac.id/bitstream/handle/123456789/34617/17524011%20Pramudya%20Rakhmadyansyah%20Sofyan.pdf?sequence=1>
- [3] P2 SMTP LIPI, "Jaminan Akurasi Pulse Oximeter Melalui Standar dan Pengujian." P2 SMTP LIPI, 2016. [Online]. Available: <http://smtp.lipi.go.id/berita441-Jaminan-Akurasi-Pulse-Oximeter-Melalui-Standar-dan-Pengujian.html>
- [4] U.S. Food and Drug Administration, "CFR - Code of Federal Regulations." U.S. Department of Health & Services, 2022. [Online]. Available: <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfcfr/cfrsearch.cfm?fr=882.1540>
- [5] R. Kemkes, "Klasifikasi Alat Kesehatan." R. Kemkes, 2019. [Online]. Available: [http://regalkes.kemkes.go.id/informasi\\_alkes/TataCaraKlasifikasi2.pdf](http://regalkes.kemkes.go.id/informasi_alkes/TataCaraKlasifikasi2.pdf)
- [6] M. A. Hamzah, "Perancangan Alat Deteksi Tingkat Stress Dengan Metode Fuzzy Logic Berbasis Mikrokontroler Arduino." STMIK Handayani Makassar, 2016. [Online]. Available: <https://jurnal.lppm-stmikhandayani.ac.id/index.php/jti/article/view/19>
- [7] W. W. Ningrum, "Rancang Bangun Alat Pendeteksi Stress pada Manusia Berbasis Mikrokontroler ATmega8535 dengan Menggunakan GSR dan MPX5050dp." Universitas Sumatera Utara, 2019. [Online]. Available: <https://repositori.usu.ac.id/handle/123456789/12198>
- [8] I. K. Wiradharma, H. Mukhtar, and W. A. Cahyadi, "Sensor Galvanic Skin Response (Gsr) Berbasis Arduino Nano Sebagai Pengukur Perubahan Konduktansi Listrik Kulit Dalam Kondisi Tenang Atau Distress (Arduino Nano Based Galvanic Skin Response (Gsr) Sensor As A Measurement Of Changes In Skin Electrical Conductance Under Calm Or Distressed Conditions)." Telkom University, 2022. [Online]. Available: <https://openlibrarypublications.telkomuniversity.ac.id/index.php/engineering/article/view/17720/17463>
- [9] N. Hidayah, M. M. Rose, and N. Nasron, "Rancang Bangun Alat Pendeteksi Tingkat Stress Pada Manusia Berbasis Arduino Uno." Politeknik Negeri Sriwijaya Indonesia, 2021. [Online]. Available: <http://eprints.polsri.ac.id/10029/>
- [10] K.V. Suma, H.S. Niranjana Murthy, Umesharaddy Radder, and P. Suma, "The IoT based PPG Signal Classification System for Acute Audio-Visual Stimulus Induced Stress."

- Webology, 2022. [Online]. Available: <https://www.webology.org/data-cms/articles/20220123051506pmWEB19373.pdf>
- [11] A. Setiawan, "Investigasi Kelelahan Mental Berbasis Sinyal Electroencephalograph (Eeg) Menggunakan Tes Kognitif Dan Klasifikasi Relevance Vector Machine (Rvm)." Institut Teknologi Surabaya, 2019. [Online]. Available: [file:///C:/Users/USER/Downloads/Rofiq%20Nitip/Jurnal/07111650067004-Master\\_Thesis.pdf](file:///C:/Users/USER/Downloads/Rofiq%20Nitip/Jurnal/07111650067004-Master_Thesis.pdf)
- [12] Miliohm, "Easy Pulse Plugin Heartbeat Sensor with arduino Tutorial." Miliohm, 2018. [Online]. Available: <https://miliohm.com/easy-pulse-plugin-heartbeat-sensor-arduino-tutorial/>
- [13] J. L. Moraes, M. X. Rocha, G. G. Vasconcelos, J. E. V. Filho, V. H. C. Albuquerque, and A. R. Alexandria, "Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications." Semantic Scholar, 2018. [Online]. Available: <https://pdfs.semanticscholar.org/5d1c/87148b517093b62104b5ab56d2da1808e699.pdf>
- [14] Digi Ware, "Galvanic Skin Response GSR Grove." Digi Ware, 2022. [Online]. Available: [https://digiwarestore.com/id/sensor-other/galvanic-skin-response-gsr-grove-296229.html?search\\_query=gsr&results=1](https://digiwarestore.com/id/sensor-other/galvanic-skin-response-gsr-grove-296229.html?search_query=gsr&results=1)
- [15] V. A. Arasibenginiate, "Pengaruh Perceived Stress, Efikasi Diri, Gratitude, Dukungan Sosial, Dan Faktor Demografi Terhadap Resiliensi Penyandang Autoimun." Universitas Islam Negeri Jakarta, 2019. [Online]. Available: <https://repository.uinjkt.ac.id/dspace/bitstream/123456789/48357/1/VEGA%20AYU%20ARASIBENGINIATE-FPSI.pdf>
- [16] P2 SMTP LIPI, "Jaminan Mutu Dan Keselamatan EKG Melalui Standar Dan Pengujian." P2 SMTP LIPI, 2016. [Online]. Available: <http://smtp.lipi.go.id/berita386-Jaminan-mutu-dan-keselamatan-EKG--Melalui-Standar-dan-Pengujian.html>
- [17] P2 SMTP LIPI, "Jaminan Mutu Dan Keselamatan EKG Melalui Standar Dan Pengujian." P2 SMTP LIPI, 2016. [Online]. Available: <http://smtp.lipi.go.id/berita386-Jaminan-mutu-dan-keselamatan-EKG--Melalui-Standar-dan-Pengujian.html>

## LAMPIRAN – LAMPIRAN

- Rekapitulasi Data PPG dan GSR seluruh subjek

No.	BPM (BPM)	Mean PP (s)	SDPP (s)	CVPP (s)	GSR (bit)	Kondisi
1	74	0.806	0.1459	5.5211	441	Tenang
2	76	0.788	0.1334	5.9039	455	Cemas
3	71	0.8375	0.1589	5.2705	403	Tenang
4	72	0.8296	0.159	5.2167	327	Tenang
5	76	0.7849	0.1607	4.8825	322	Tenang
6	73	0.8169	0.1522	5.3674	336	Tenang
7	83	0.7148	0.1076	6.6413	323	Tenang
8	85	0.7045	0.1205	5.8434	262	Cemas
9	83	0.7205	0.1132	6.3635	219	Cemas
10	82	0.7312	0.1059	6.9009	238	Cemas
11	83	0.7164	0.1378	5.1973	192	Cemas
12	82	0.7272	0.1286	5.6525	197	Cemas
13	85	0.7	0.0985	7.102	145	Rileks
14	84	0.7063	0.0897	7.8669	145	Cemas
15	82	0.7252	0.0797	9.098	144	Tenang
16	78	0.7645	0.0852	8.9724	121	Tenang
17	78	0.763	0.0611	12.4879	187	Tenang
18	78	0.7691	0.0413	18.6058	210	Cemas
19	74	0.8087	0.2077	3.8938	342	Rileks
20	68	0.8701	0.1999	4.3523	369	Tenang
21	68	0.8732	0.2271	3.8435	346	Tenang
22	67	0.8891	0.2268	3.9201	333	Tenang
23	67	0.8827	0.2278	3.8738	304	Cemas
24	70	0.852	0.2209	3.856	304	Tenang
25	74	0.8088	0.2088	3.873	409	Tenang
26	79	0.7567	0.1798	4.207	418	Tenang
27	79	0.7556	0.1714	4.4061	416	Tenang
28	78	0.7669	0.1756	4.3653	424	Tenang
29	78	0.7623	0.1814	4.2006	408	Tenang
30	78	0.7637	0.1903	4.0125	393	Tenang
31	72	0.8253	0.2366	3.4873	652	Tenang
32	74	0.804	0.2629	3.0577	709	Cemas
33	75	0.7908	0.2697	2.9319	682	Tenang
34	92	0.6483	0.219	2.9594	635	Tenang
35	98	0.6117	0.184	3.3238	612	Tenang
36	99	0.6019	0.1793	3.3553	609	Tenang
37	88	0.6812	0.184	3.7024	191	Cemas
38	91	0.6557	0.1729	3.7908	171	Cemas
39	86	0.6899	0.1961	3.5174	146	Cemas
40	97	0.6145	0.1382	4.4467	133	Tenang
41	99	0.6049	0.1263	4.7885	124	Tenang
42	98	0.6061	0.1033	5.8626	119	Cemas
43	62	0.9528	0.5547	1.7178	454	Tenang

44	63	0.9488	0.5488	1.7289	438	Cemas
45	64	0.9311	0.5948	1.5654	385	Tenang
46	60	0.998	0.5784	1.7253	332	Cemas
47	60	0.9892	0.5674	1.7432	304	Cemas
48	60	0.9877	0.5616	1.7588	582	Cemas
49	66	0.9043	0.5848	1.5465	1415	Tenang
50	66	0.9025	0.5802	1.5555	1299	Cemas
51	64	0.9334	0.5777	1.6156	1357	Tenang
52	62	0.9639	0.5723	1.6844	1612	Cemas
53	61	0.9684	0.6051	1.6004	1561	Tenang
54	67	0.8937	0.5684	1.5724	1293	Tenang
55	63	0.9425	0.5721	1.6474	3887	Tenang
56	60	0.9918	0.5371	1.8465	3906	Tenang
57	60	0.9914	0.5622	1.7633	3895	Cemas
58	62	0.959	0.5922	1.6193	3903	Tenang
59	59	1.011	0.5933	1.704	3899	Tenang
60	60	0.995	0.5475	1.8172	3901	Tenang
61	62	0.9541	0.5178	1.8426	2527	Tenang
62	62	0.958	0.5375	1.7825	2554	Tenang
63	61	0.9764	0.5543	1.7617	3266	Tenang
64	62	0.9587	0.5588	1.7155	2410	Cemas
65	61	0.9686	0.5701	1.6989	2185	Tenang
66	64	0.9338	0.5287	1.7662	2187	Tenang
67	149	0.4012	0.1331	3.0133	186	Rileks
68	146	0.409	0.1253	3.2642	247	Tenang
69	150	0.3996	0.1235	3.2362	190	Tenang
70	151	0.3968	0.115	3.4515	252	Cemas
71	148	0.4054	0.1189	3.4088	194	Tenang
72	150	0.398	0.1234	3.2249	179	Tenang
73	148	0.4051	0.1255	3.2294	579	Tenang
74	147	0.4064	0.1201	3.3831	611	Tenang
75	149	0.4005	0.121	3.3114	617	Cemas
76	150	0.398	0.1204	3.3051	617	Rileks
77	151	0.397	0.1223	3.2461	618	Rileks
78	150	0.398	0.1145	3.4771	617	Rileks
79	147	0.4079	0.1318	3.094	197	Rileks
80	141	0.4252	0.1344	3.1632	215	Tenang
81	141	0.4236	0.1394	3.0395	170	Tenang
82	148	0.4034	0.1201	3.3583	77	Rileks
83	143	0.4181	0.1321	3.1658	216	Tenang
84	150	0.3989	0.1209	3.3009	58	Tenang
85	147	0.4069	0.1312	3.102	415	Tenang
86	146	0.4105	0.1251	3.2815	418	Cemas
87	146	0.4109	0.123	3.3409	294	Cemas
88	149	0.4006	0.1285	3.1183	304	Cemas
89	149	0.4012	0.1241	3.2328	306	Cemas
90	148	0.4046	0.1338	3.0227	343	Cemas
91	91	0.6547	0.1458	4.4913	322	Cemas

92	96	0.6235	0.1697	3.6734	361	Cemas
93	96	0.6199	0.1796	3.451	424	Tenang
94	99	0.6006	0.1818	3.3041	466	Tenang
95	97	0.6138	0.1831	3.3524	452	Cemas
96	98	0.611	0.1776	3.4407	444	Cemas
97	151	0.3952	0.1166	3.3888	461	Cemas
98	151	0.395	0.115	3.4358	466	Cemas
99	151	0.3957	0.1146	3.4527	449	Tenang
100	148	0.4029	0.1194	3.3735	458	Tenang
101	152	0.3928	0.1184	3.3175	454	Tenang
102	149	0.4022	0.1189	3.3822	449	Tenang
103	146	0.4108	0.1651	2.4883	668	Cemas
104	104	0.5725	0.1983	2.8863	448	Rileks
105	96	0.6199	0.1707	3.631	51	Tenang
106	85	0.7036	0.1354	5.1962	11	Rileks
107	84	0.7131	0.1605	4.4441	2	Rileks
108	85	0.7027	0.1277	5.5033	22	Rileks
109	106	0.5644	0.1962	2.8773	353	Cemas
110	112	0.5349	0.1965	2.7222	425	Tenang
111	121	0.4954	0.1819	2.7228	452	Tenang
112	121	0.4935	0.1813	2.7223	417	Tenang
113	122	0.4891	0.1811	2.7015	446	Tenang
114	126	0.4745	0.1764	2.6908	410	Tenang

- Logbook Kegiatan Selama Proses Tugas Akhir 2

No	Perencanaan	Aktivitas/Tugas	Capaian
1	Hands On 28 Februari 2022	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mencari jurnal terkait Metode Eksperimen yang akan digunakan.</li> <li>• Mencoba Pulse Sensor.</li> <li>• Mencoba Galvanic Skin Response.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Memahami beberapa metode eksperimen yang akan digunakan sesuai jurnal yang tersedia.</li> <li>• Menentukan metode eksperimen yang akan digunakan.</li> <li>• Mengetahui cara penggunaan kedua sensor dan keluarannya.</li> </ul>
2	Diskusi Tim 4 Maret 2022	Melaksanakan sesi sharing terkait aktivitas yang telah dilakukan.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sharing dan saling mengetahui aktivitas masing-masing anggota.</li> <li>• Membuat Power Point untuk materi yang akan dibahas.</li> </ul>
3	Kelas Bimbingan 5 Maret 2022	Melakukan kelas bimbingan dengan dosen pembimbing 1 terkait Tugas Akhir.	Menjelaskan progress TA yang telah dilakukan.
4	Hands On 14 Maret 2022	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pengambilan Data keluaran GSR untuk mencari Frekuensi Samplingnya.</li> <li>• Pengambilan Data keluaran Pulse Sensor untuk menentukan Frekuensi Samplingnya.</li> <li>• Menentukan waktu metode eksperimen yang akan digunakan.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mengetahui cara pengambilan data untuk Frekuensi Sampling dari masing-masing sensor.</li> <li>• Mengetahui teknis waktu metode eksperimen yang akan digunakan.</li> </ul>



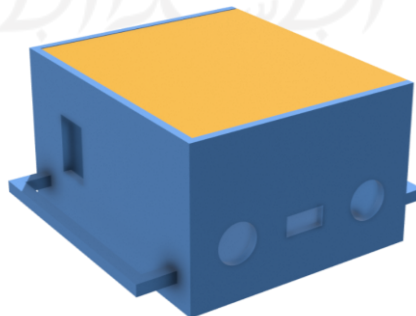
5	Diskusi Tim 18 Maret 2022	Melaksanakan sesi sharing terkait aktivitas yang telah dilakukan.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sharing dan saling mengetahui aktivitas masing-masing anggota.</li> <li>• Membuat Power Point untuk materi yang akan dibahas.</li> </ul>
6	Kelas Bimbingan 19 Maret 2022	Melakukan kelas bimbingan dengan dosen pembimbing 1 terkait Tugas Akhir.	Menjelaskan progress TA yang telah dilakukan.
7	Hands On 28 Maret 2022	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Membuat dan menyusun soal untuk metode eksperimen yang akan digunakan.</li> <li>• Validasi sensor yang akan digunakan.</li> <li>• Mencari coding untuk mengolah sinyal data keluaran.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Soal telah dibuat dan siap untuk digunakan dalam metode eksperimen.</li> <li>• Kedua sensor yang digunakan akan dijadikan satu keluaran.</li> <li>• Mengetahui coding untuk mengolah sinyal data keluaran.</li> </ul>
8	Diskusi Tim 1 April	Melaksanakan sesi sharing terkait aktivitas yang telah dilakukan.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sharing dan saling mengetahui aktivitas masing-masing anggota.</li> <li>• Membuat Power Point untuk materi yang akan dibahas.</li> </ul>
9	Kelas Bimbingan 2 April 2022	Melakukan kelas bimbingan dengan dosen pembimbing 1 terkait Tugas Akhir.	Menjelaskan progress TA yang telah dilakukan.
10	Hands On 4 April 2022	Melakukan pengambilan data GSR menggunakan coding tanpa delay.	Mengetahui cara pengambilan data GSR menggunakan coding tanpa delay.
11	Diskusi Tim 8 April 2022	Melaksanakan sesi sharing terkait aktivitas yang telah dilakukan.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sharing dan saling mengetahui aktivitas masing-masing anggota.</li> <li>• Membuat Power Point untuk materi yang akan dibahas.</li> </ul>
12	Kelas Bimbingan 9 April 2022	Melakukan kelas bimbingan dengan dosen pembimbing 1 terkait Tugas Akhir.	Menjelaskan progress TA yang telah dilakukan.
13	Hands On 11 April 2022	Mengubah konfigurasi rata-rata Frekuensi Sampling untuk sensor yang akan digunakan melalui coding dan mengubah baud rate pada coding.	Menggunakan konfigurasi rata-rata Frekuensi Sampling untuk sensor yang akan digunakan.
14	Diskusi Tim 15 April 2022	Melaksanakan sesi sharing terkait aktivitas yang telah dilakukan.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sharing dan saling mengetahui aktivitas masing-masing anggota.</li> <li>• Membuat Power Point untuk materi yang akan dibahas.</li> </ul>
15	Kelas Bimbingan 16 April 2022	Melakukan kelas bimbingan dengan dosen pembimbing 1 terkait Tugas Akhir.	Menjelaskan progress TA yang telah dilakukan.
16	Hands On 18 April 2022	Melakukan eksperimen dengan beberapa subjek untuk mencoba sensor dan metode yang telah ditentukan.	Mendapatkan data dari subjek yang telah melakukan eksperimen.
17	Diskusi Tim 22 April 2022	Melaksanakan sesi sharing terkait aktivitas yang telah dilakukan.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sharing dan saling mengetahui aktivitas masing-masing anggota.</li> <li>• Membuat Power Point untuk materi yang akan dibahas.</li> </ul>
18	Kelas Bimbingan 23 April 2022	Melakukan kelas bimbingan dengan dosen pembimbing 1 terkait Tugas Akhir.	Menjelaskan progress TA yang telah dilakukan.
19	Hands On 9 Mei 2022	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mempelajari sinyal Pulse Sensor yang baik seperti apa.</li> <li>• Mempelajari PRV untuk mengetahui Peak to Peak sinyal.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mengetahui sinyal Pulse Sensor yang baik.</li> <li>• Mengetahui PRV dan Peak to Peak sinyal.</li> </ul>

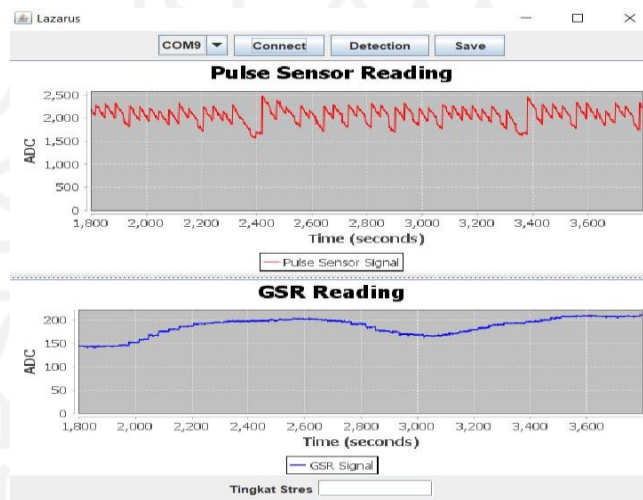
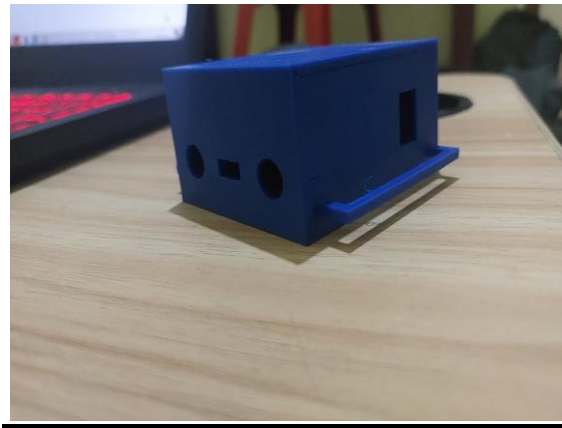


20	Diskusi Tim 13 Mei 2022	Melaksanakan sesi sharing terkait aktivitas yang telah dilakukan.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sharing dan saling mengetahui aktivitas masing-masing anggota.</li> <li>• Membuat Power Point untuk materi yang akan dibahas.</li> </ul>
21	Kelas Bimbingan 14 Mei 2022	Melakukan kelas bimbingan dengan dosen pembimbing 1 terkait Tugas Akhir.	Menjelaskan progress TA yang telah dilakukan.

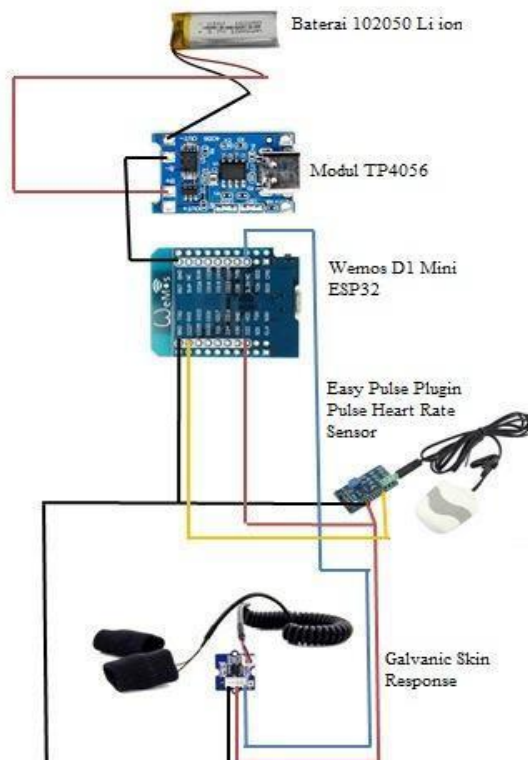
No	Nama Anggota	Aktivitas/Tugas	Capaian
1	Wisnu Budi Wijaya	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Menjalankan modul <i>bluetooth</i> pada wemos.</li> <li>• Menyambungkan sensor dan mikrokontroler dengan <i>power supply</i>.</li> <li>• Membuat <i>casing</i> atau desain 3d.</li> <li>• Memesan <i>strep</i> untuk alat.</li> <li>• Mengambil data subjek.</li> <li>• Mengambil data subjek dengan menggunakan koneksi <i>bluetooth</i>.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Modul <i>bluetooth</i> dapat tersambung.</li> <li>• Modul <i>bluetooth</i> dapat menyala dan mengirim data dengan <i>power supply</i>.</li> <li>• Dapat mengetahui desain awal dari <i>casing</i>.</li> <li>• <i>Strep</i> dapat digunakan pada <i>casing</i> dan dapat digunakan pada lengan.</li> <li>• Mendapatkan data subjek dari alat yang sudah di buat.</li> <li>• Mendapatkan data dan mengevaluasi alat jika menggunakan <i>bluetooth</i>.</li> </ul>
2	Mohammad Rofiq Alfianda Yusup	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Merancang aplikasi menggunakan netbeans untuk tampilan berbasis java.</li> <li>• Menjalankan aplikasi dan menghubungkannya dengan sensor dan mikrokontroler.</li> <li>• Mengambil data subjek.</li> <li>• Mengolah data PPG menggunakan python untuk fitur PRV.</li> <li>• Mengolah data PPG dan GSR menggunakan Microsoft Excel.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dapat menampilkan panel aplikasi pada netbeans.</li> <li>• Aplikasi netbeans dapat terhubung dengan mikrokontroler dan sensor.</li> <li>• Mendapatkan data subjek dari alat yang telah dibuat.</li> <li>• Data PPG dapat diolah dengan python.</li> <li>• Data PPG dapat diolah di Microsoft Excel dengan fitur PRV.</li> <li>• Data GSR dapat diolah di Microsoft Excel.</li> </ul>

- Desain model/produk/sistem termasuk aplikasi jika ada





- Skematik elektronik keseluruhan



- Dokumentasi keuangan (tabel excelnya saja, tidak perlu nota dsb)

No	Jenis Pengeluaran	Usulan Biaya		Realisasi Biaya	
		Kuantitas	Total Harga	Kuantitas	Total Harga
1	Wemos D1 Mini ESP32S	1 pcs	Rp.105.000 ,-	1 pcs	Rp. 105.000,-
2	Galvanic Skin Response	1 pcs	Rp. 207.000,-	1 pcs	Rp. 207.000,-
3	Easy Pulse Heart Rate	-	-	1 pcs	Rp. 345.000
4	Baterai Lithium Polimer 2000 mAh	-	-	1 pcs	Rp. 45.000
5	Desain 3D	1 pcs	Rp.100.000	1 pcs	Rp. 100.000
6	Print 3D	1 pcs	Rp. 86.000	1 pcs	Rp.86.000
7	Timah Solder 10m	-	-	1 pcs	Rp 20.000
8	Modul TP0456 Micro USB	1 pcs	Rp. 4000	1 pcs	Rp.4000
9	Kabel Jumper	-	-	5 m	Rp. 15.000
10	Switch	-	-	1 pcs	Rp.3000
11	PCB	-	-	1 pcs	Rp 15.000
12	Pulse Sensor	1 pcs	Rp. 60.000	-	-
13	Baterai IMR 18350	1 pcs	Rp. 60.000	-	-
	Total Biaya	Usulan	Rp. 622.000	Relisasi	Rp. 945.000

