

LAPORAN TUGAS AKHIR 2
Implementasi Alat Pendeteksi Stres berbasis IoT



Penyusun:

Quincy Rahardian (20524058)

Desy Fitriani (20524124)

Program Studi Teknik Elektro

Fakultas Teknologi Industri

Universitas Islam Indonesia

Yogyakarta

2023

HALAMAN PENGESAHAN

Implementasi Alat Pendeteksi Stres berbasis IoT

Penyusun:

Quincy Rahardian (20524058)

Desy Fitriani (20524124)

Yogyakarta, 8 Juli 2024

Dosen Pembimbing 1

Dosen Pembimbing 2



Ir. R.M. Sisdarmanto Adinandra

Suatmi Munarni S.T.,M.Eng.

S.T, M.Sc, Ph.D
NIK. 025240101

NIK 205241301

Program Studi Teknik Elektro

Fakultas Teknologi Industri

Universitas Islam Indonesia

Yogyakarta

2024

LEMBAR PENGESAHAN TUGAS AKHIR

IMPLEMENTASI ALAT PENDETEKSI STRES BERBASIS IOT



Susunan Dewan Penguji

Ketua Penguji

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

Anggota Penguji 1

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

Anggota Penguji 2

: dr. Isnatin Miladiyah M.Kes

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

Tanggal: 5 Agustus 2024

Ketua Program Studi Teknik Elektro



Dwi Ana 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, 3 Agustus 2024



Quincy Rahardian (20524058)



Desy Fitriani (20524124)

DAFTAR ISI

DAFTAR ISI	v
DAFTAR TABEL	vii
DAFTAR GAMBAR	viii
RINGKASAN HASIL AKHIR	ix
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar belakang dan Identifikasi Masalah.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	3
1.3 Tujuan.....	3
1.4 Batasan Masalah.....	4
1.5 Batasan Realistis Aspek Keteknikan.....	4
BAB 2. IDENTIFIKASI KEBUTUHAN SISTEM	5
2.1 Studi Literatur dan Observasi.....	5
2.2 Dasar Teori.....	15
2.3 Analisis Stakeholder.....	17
2.4 Analisis Aspek yang Mempengaruhi Sistem.....	18
2.4.1 Bidang Ekonomi.....	18
2.4.2 Bidang Sosial.....	18
2.4.3 Bidang psikologi.....	19
2.4.4 Bidang Teknologi.....	19
2.5 Spesifikasi Sistem.....	19
BAB 3. USULAN SOLUSI	20
3.1 Usulan Solusi 1.....	20
3.1.1 Desain Sistem 1.....	24
3.1.2. Rencana Anggaran Desain Sistem 1.....	28
3.1.3 Analisis Risiko Desain 1.....	29
a. Aspek Engineering.....	29
b. Aspek Ekonomi.....	30
3.2 Usulan Solusi 2.....	30
3.2.1 Desain Sistem 2.....	37
3.2.2 Rencana Anggaran Desain 2.....	41
3.2.3 Analisis Risiko Desain.....	42
a. Aspek Engineering.....	42
b. Aspek Ekonomi.....	43
3.3 Usulan Solusi 3.....	43
3.3.1 Desain Sistem 3.....	47

3.3.2 Rencana Anggaran Desain 3.....	51
3.3.3 Analisis Risiko Desain.....	52
a. Aspek Engineering.....	52
b. Aspek Ekonomi.....	53
3.4 Pengukuran Performa.....	53
3.5 Analisis dan Penentuan Usulan Solusi/Desain Terbaik.....	53
3.6 Gantt Chart.....	54
3.7 Realisasi Pelaksanaan Tugas Akhir 1.....	56
BAB 4. HASIL RANCANGAN DAN METODE PENGUKURAN.....	61
4.1 Hasil Rancangan Sistem.....	61
4.1.1 Rangkaian Skematik.....	61
4.1.2 Gambar Desain 3D.....	62
4.1.3 Software atau interface.....	63
4.2 Metode Pengukuran Kinerja Hasil Perancangan.....	65
4.2.1 Pengambilan Data.....	65
4.2.2 Pemrosesan data.....	67
4.2.2.1 If-else.....	67
4.2.2.2 Indikator/Parameter yang Diukur.....	68
BAB 5. HASIL PENGUKURAN DAN ANALISIS.....	69
5.1. Analisis Hasil.....	69
5.1.1 Hasil dan Analisis Pengujian Indikator.....	69
5.1.1.1 Pemrosesan Data Heart Rate dan Suhu.....	69
5.1.1.2 Analisis Error Hasil Pembacaan Sensor Heart Rate (HR).....	71
5.1.1.2 Analisis Error Hasil Pembacaan Sensor Heart Rate (HR) dengan Standar Medis.....	73
5.1.1.4 Analisis Error Hasil Pembacaan Sensor Suhu.....	74
5.1.1.4 Hasil Nilai Tingkat Stres Berdasarkan Tes Stress Social Trier.....	76
5.1.2 Pemenuhan Spesifikasi Sistem.....	81
5.1.3 Pengalaman Pengguna.....	82
5.1.4 Kesesuaian Perencanaan dalam Manajemen Tim dan Realisasinya.....	83
5.2 Dampak Implementasi Sistem.....	88
5.2.1 Teknologi/Inovasi.....	88
5.2.2 Ekonomi.....	90
5.2.3 Psikologi.....	91
BAB 6. KESIMPULAN DAN SARAN.....	92
6.1 Kesimpulan.....	92
6.2 Saran.....	92
DAFTAR PUSTAKA.....	94
LAMPIRAN – LAMPIRAN.....	97

DAFTAR TABEL

Tabel 1.1 Parameter tingkat stres pada usia dewasa.....	2
Tabel 2.1 Hasil studi literatur solusi sejenis.....	5
Tabel 2.2 Analisis <i>stakeholder</i>	18
Tabel 3.1. Inventarisasi kebutuhan usulan sistem perangkat keras.....	26
Tabel 3.2. Rencana anggaran pengembangan sistem.....	28
Tabel 3.3. Fungsi keanggotaan <i>Heart Rate</i>	32
Tabel 3.4 Fungsi keanggotaan suhu.....	32
Tabel 3.5. Inventarisasi kebutuhan usulan sistem perangkat keras.....	38
Tabel 3.6. Rencana anggaran pengembangan sistem.....	41
Tabel 3.7. Inventarisasi kebutuhan usulan sistem perangkat keras.....	49
Tabel 3.8. Rencana anggaran pengembangan sistem.....	51
Tabel 3.9. Decision matrix analysis unweighted assessment.....	55
Tabel 3.10. <i>Decision matrix analysis weighted assessment</i>	53
Tabel 3.11 <i>Gantt chart</i> pelaksanaan <i>Capstone Project</i>	54
Tabel 3.12 Realisasi aktivitas pelaksanaan tugas akhir 1.....	56
Tabel 5.1 Perbandingan sensor <i>heart rate</i> dengan jam tangan Aolon GTS 2024.....	71
Tabel 5.2 Perbandingan sensor <i>heart rate</i> dengan elektrokardiogram.....	73
Tabel 5.2 Hasil perbandingan sensor suhu dengan thermogun.....	74
Tabel 5.3. Perbandingan hasil indikator stres oleh alat dengan hasil kuesioner.....	75
Tabel 5.4 Kesesuaian Hasil justifikasi alat dengan kuesioner berdasarkan TSST.....	80
Tabel 5.5 Perbandingkan usulan dan hasil perancangan sistem.....	81
Tabel 5.6 Pengalaman Pengguna.....	82
Tabel 5.7 Kesesuaian antara usulan dan realisasi <i>timeline</i> pengerjaan Tugas Akhir 2.....	83
Tabel 5.8 Kesesuaian RAB Tugas Akhir antara usulan dan realisasi.....	84
Tabel 5.9 Realisasi aktivitas pelaksanaan tugas akhir 2.....	85
Tabel 5.10 Dampak Implementasi Sistem pada Aspek Teknologi.....	88
Tabel 5.11 Perbandingan harga dengan alat yang sudah ada.....	90

DAFTAR GAMBAR

Gambar 3.1 Diagram blok secara umum.....	20
Gambar 3.2 Diagram blok usulan desain 1.....	20
Gambar 3.3 Tahapan proses naive bayes.....	22
Gambar 3.4 (a) Proses cara kerja sistem (b) desain model sistem usulan desain 1.....	24
Gambar 3.5 Desain elektronis usulan desain 1.....	25
Gambar 3.6 Usulan desain 1 rancangan aplikasi untuk pengguna.....	28
Gambar 3.7 Diagram blok usulan desain 2.....	30
Gambar 3.8 tahapan proses usulan desain 2.....	31
Gambar 3.9 (a) Proses cara kerja sistem, (b) desain model sistem usulan desain 2.....	37
Gambar 3.10 Desain elektronis usulan desain 2.....	38
Gambar 3.11 Usulan desain 2 rancangan aplikasi untuk pengguna.....	41
Gambar 3.12 Diagram blok usulan desain 3.....	43
Gambar 3.13 tahapan proses decision tree.....	44
Gambar 3.14 (a) Proses cara kerja sistem, (b) desain model sistem usulan desain 3.....	47
Gambar 3.15 Desain elektronis usulan desain 3.....	48
Gambar 3.16. Usulan desain 3 rancangan aplikasi untuk pengguna.....	51
Gambar 4.1 Rangkaian skematik desain.....	61
Gambar 4.2 Desain 3D alat.....	62
Gambar 4.3 Tampilan <i>interface</i> Blynk.....	63
Gambar 4.4 Tampilan database.....	64
Gambar 4.4 (a) Gambar alat tampak samping, (b) Gambar alat tampak atas.....	65
Gambar 5.1 Hasil grafik <i>heart rate</i>	70
Gambar 5.4 Grafik sinyal suhu.....	70

RINGKASAN HASIL AKHIR

Stres merupakan respons kompleks terhadap situasi yang mengganggu keseimbangan, sering diabaikan seiring bertambahnya usia. WHO mencatat 800.000 kasus bunuh diri setiap tahun karena stres tidak terkelola, yang dapat memicu gangguan mental dan masalah fisik seperti hipertensi dan penyakit jantung. Stres yang tinggi berdampak negatif bagi kesehatan seseorang, sehingga dibutuhkan sebuah alat yang mampu mendeteksi stres pada pengguna secara akurat dan tepat waktu, serta mengklasifikasikan tingkat stres sesuai dengan standar yang ada dalam domain kesehatan mental, sehingga pengguna dapat langsung mengetahui kondisi stres mereka.

Implementasi alat pendeteksi stres berbasis IoT menggunakan Wemos D1 Mini ESP8266 sebagai mikrokontroler utama, Sensor MAX30102 untuk mengukur detak jantung, dan Sensor DS18B20 untuk memantau suhu tubuh. Data dari sensor-sensor ini diproses dengan pemrograman *if else* untuk mengklasifikasikan tingkat stres, kemudian dibandingkan dengan tabel parameter stres untuk menentukan kondisi stres manusia. Setiap sensor mengumpulkan data yang diukur dan membandingkannya dengan standar yang telah ditentukan untuk menilai tingkat stres individu secara *real-time*.

Hasil pengujian alat menunjukkan bahwa sistem ini dapat secara otomatis mengklasifikasikan tingkat stres dengan baik menggunakan platform Blynk. Rata-rata error yang tercatat adalah 0,56% untuk pengukuran *heart rate* dengan jam, 0,72% untuk pengukuran *heart rate* dengan EKG dan 0,76% untuk pengukuran suhu tubuh, dengan tingkat akurasi masing-masing mencapai 99,44%, 99,28% dan 99,24%. Namun, saat dibandingkan dengan kuesioner yang diisi oleh subjek, sistem menunjukkan error sebesar 21,25% dan tingkat akurasi 78,75%. Hal ini disebabkan oleh jumlah subjek yang terlalu sedikit dalam pengujian, serta kemungkinan bias antara data dari kuesioner dengan hasil justifikasi stres oleh alat.

BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar belakang dan Identifikasi Masalah

Seiring bertambahnya usia, kita semakin membutuhkan banyak waktu untuk melakukan banyak hal, karena beberapa pekerjaan menyebabkan seseorang menjadi acuh terhadap kesehatan terutama untuk melakukan pemeriksaan kesehatan. Pentingnya melakukan pemeriksaan kesehatan terutama kesehatan fisik dan kesehatan jiwa merupakan bentuk menyayangi diri sendiri [1]. Ketika seseorang terlalu lelah dan mengalami banyak tekanan, menyebabkan kondisi emosional yang tidak menentu dan bisa menyebabkan stres. Stres pada manusia dapat disebabkan oleh berbagai faktor, seperti stres sekolah (yang berasal dari lingkungan pendidikan), stres finansial (yang timbul dari masalah pendapatan), stres kerja (yang muncul akibat tuntutan pekerjaan), dan juga oleh tipe kepribadian serta pola berpikir yang dapat memicu stres [2]. Stres disini memiliki banyak arti yang menyebabkan perbedaan pandangan dari sebagian orang. Pengertian stres menurut psikolog didefinisikan sebagai respon yang kompleks terhadap situasi maupun peristiwa yang dianggap mengganggu keseimbangan fisik, emosional, atau mental seseorang. Stres didefinisikan sebagai keadaan ketika seseorang mengalami tekanan yang disebabkan oleh permasalahan dalam kehidupan sehari - hari. Menurut WHO (2003) stres didefinisikan sebagai respon manusia memiliki cara yang berbeda dalam menghadapi stres, tergantung oleh sikap seseorang dan kondisi lingkungan sekitar [4]. Berdasarkan data *World Health Organization* (WHO) tahun 2016, tercatat ada 800.000 orang meninggal dunia setiap hari yang disebabkan oleh bunuh diri. Penyebab utama tingginya tingkat bunuh diri adalah ketidakmampuan mengelola stres yang berat. Stres juga bisa menjadi pemicu dari gangguan kesehatan mental, seperti depresi dan gangguan kecemasan, yang dapat berujung pada tindakan bunuh diri. Tidak hanya memiliki dampak psikologis, stres juga dapat berdampak pada kesehatan fisik, seperti meningkatkan risiko penyakit jantung dan stroke karena dapat menyebabkan hipertensi [5]. Seseorang yang mengalami stres dapat dilihat dari gejala fisiknya. Gejala fisik stres antara lain jantung yang mengalami gangguan, tekanan darah tinggi, pernapasan terganggu, kepala pusing, otot terasa tegang, gangguan pencernaan, waktu tidur yang terganggu, bagi wanita juga mengalami gangguan menstruasi [6].

Berdasarkan Tabel 1.1. kondisi stres dibagi menjadi 4 tingkatan yaitu rileks, tenang, cemas dan tegang. Parameter yang diukur adalah denyut jantung, tekanan darah, suhu tubuh serta GSR

(*Galvanic Skin Resistance*). Denyut jantung dapat digunakan untuk mendeteksi stres, stres dapat mengakibatkan peningkatan detak jantung, yang berarti jantung berdebar lebih cepat daripada dalam keadaan normal. Beberapa orang juga mengalami rasa nyeri di sebelah kiri dada meskipun ini mungkin bersifat sementara dan kadang-kadang muncul. Hal ini bisa menjadi serius ketika dibiarkan berlarut-larut, stres dapat meningkatkan risiko serangan jantung. Parameter kedua adalah tekanan darah, stres yang dialami oleh seseorang dapat menyebabkan peningkatan tekanan darah (*hipertensi*). Individu yang mengalami stres seringkali mengalami kesulitan tidur dan dapat berdampak pada peningkatan tekanan darah. Suhu tubuh manusia tidak hanya dipengaruhi oleh stres, efek stres terhadap suhu tubuh dapat muncul melalui beberapa mekanisme. Ketika seseorang mengalami stres, sistem saraf otonom juga ikut terlibat, yang dapat berdampak pada suhu tubuh dan juga memunculkan respons fisik lainnya. GSR (*Galvanic Skin Response*) juga dikenal sebagai respons kulit galvanik atau respons kulit konduktansi yang merupakan metode pengukuran yang digunakan untuk melacak perubahan dalam konduktivitas kulit sebagai indikator respons fisik terhadap stres atau rangsangan emosional. GSR bermanfaat dalam menganalisis dan mengukur bagaimana tubuh merespons stres dan reaksi emosional, dan dapat diterapkan dalam berbagai situasi untuk memahami kesehatan mental, mendeteksi kebohongan, serta dalam penelitian psikologis [7].

Tabel 1.1 Parameter tingkat stres pada usia dewasa [7]

Kondisi	Parameter			
	GSR	HR (bpm)	BP (mmHg)	H&T
Relaxed/Rileks	<2	60-70	100/70 – 110/75	36-37
Clam/Tenang	2-4	70-90	110/75 – 120/85	35-36
Tense/Cemas	4-6	90-100	120/90 – 130/110	33-35
Stressed/Tegang	>6	>100	BPS > 130 BPD > 110	>33

Secara umum, individu yang mengalami stres seringkali menghadapi kesulitan dalam mengelola kehidupan mereka karena stres dapat memicu kecemasan dan mengganggu sistem saraf mereka. Stres yang berlanjut dapat menyebabkan kondisi depresi, yang pada gilirannya dapat berdampak negatif pada fungsi fisiologis tubuh manusia, termasuk meningkatkan risiko gagal ginjal dan stroke. Secara psikologis gejala stres pada individu sering mencakup perasaan gugup, mudah cemas, sensitif, gelisah, kelelahan yang parah, ketidakmampuan untuk melakukan aktivitas dengan semangat, penurunan kinerja dan penampilan, perasaan takut, peningkatan pemusatan diri, kehilangan spontanitas, isolasi dari kelompok sosial, dan munculnya fobia [4].

Alat yang akan dibuat merupakan alat yang ditingkatkan dari generasi kedua yang dibuat oleh mahasiswa Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia angkatan 19. Alat pada generasi kedua masih memiliki kekurangan pada algoritma yang dipakai untuk proses pengambilan data.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan uraian latar belakang diatas, maka dapat dirumuskan suatu masalah yaitu bagaimana cara membuat sebuah perangkat yang mampu mendeteksi stres pada pengguna secara akurat dan tepat waktu, serta mengklasifikasikan tingkat stres sesuai dengan standar yang ada dalam domain kesehatan mental, sehingga pengguna dapat langsung mengetahui kondisi stres mereka.

1.3 Tujuan

Tujuan dari tugas akhir ini adalah membuat alat pendeteksi stres berdasarkan parameter denyut jantung dan suhu tubuh manusia yang memiliki fitur untuk menampilkan indikator stres sesuai dengan standar stres.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah pada projek ini yaitu:

1. Sampel uji coba akan dilakukan terhadap Mahasiswa Universitas Islam Indonesia.
2. Alat ini dapat mendeteksi beberapa tingkat stres seperti rileks, tenang, cemas, dan tegang serta menampilkan hasil dari pengklasifikasian tersebut.

1.5 Batasan Realistis Aspek Keteknikan

Batasan realistis pada konsep alat kami yaitu :

1. Alat memiliki desain ukuran yang minimalis dengan dimensi harus lebih kecil
2. Alat memiliki harga terjangkau
3. Alat kami menggunakan wireless berupa wifi sebagai pengganti jaringan
4. Alat menggunakan bahan filament PLA+
5. Standar keteknikan yang diikuti adalah ISO 80601-2-61, yang mengatur persyaratan khusus untuk keselamatan dasar dan kinerja utama peralatan monitoring denyut jantung
6. Standar ISO yang berkaitan dengan sensor DS18B20, yang digunakan untuk mengukur suhu, adalah ISO 80601-2-56. ISO 80601-2-56 adalah standar yang mengatur persyaratan khusus untuk keselamatan dasar dan kinerja utama peralatan medis yang menggunakan teknologi termal.

BAB 2. IDENTIFIKASI KEBUTUHAN SISTEM

2.1 Studi Literatur dan Observasi

Tabel 2.1 Hasil studi literatur solusi sejenis

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
LAZARUS : <i>Low Cost System</i> untuk Mendeteksi Perubahan Stres dengan <i>Multisensor</i> [9]	Solusi yang ditawarkan peneliti berupa <i>Low Cost Sistem</i> untuk Mendeteksi Perubahan Stres dengan <i>Multisensor</i> berbasis metode Regresi Logistik Multinomial.	Hasil: Hasil kalibrasi antara EKG dengan PPG menghasilkan error sebesar 4.4 BPM dan standar deviasi yang baik Kelebihan: Dalam penelitian ini dikembangkan sebuah sistem pendeteksi stres menggunakan sinyal tubuh dan menggunakan sensor PPG dan GSR, serta memanfaatkan aplikasi Java dan regresi logistik multinomial untuk mengklasifikasikan tingkat stres.. Selain itu evaluasi fitur-fitur sinyal jantung dan konduktivitas kulit memberikan wawasan yang luas tentang potensi penggunaan data sinyal tubuh dalam analisis stres. Kekurangan: Stimulus soal tes aritmatika yang digunakan masih belum efektif untuk membangkitkan stres ringan (rileks dan tenang) dan stres berat (cemas dan tegang). Efektifitas

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
		tersebut ditunjukkan melalui persentase
<p>LAZARUS : <i>Low Cost System</i> untuk Mendeteksi Perubahan Stres dengan <i>Multisensor</i> [10]</p>	<p>Solusi yang ditawarkan peneliti berupa alat yang dapat mendeteksi stress menggunakan Iot menggunakan <i>blynk</i> dan dapat dikendalikan oleh user.</p>	<p>Hasil: Alat menghasilkan tingkat kesalahan pembacaan sensor di bawah 5%. Sensor <i>heart rate</i> PAH8001EI-2G menunjukkan tingkat kesalahan rata-rata 2,19% dan tingkat akurasi 97,81%. Sementara itu, sensor suhu DS18B20 memiliki tingkat kesalahan rata-rata 4,13% dan tingkat akurasi 95,87% dibandingkan dengan thermogun.</p> <p>Kelebihan: Alat yang telah diimplementasikan memenuhi persyaratan sistem yang diinginkan dengan kemampuan untuk menampilkan indikator stres sesuai dengan parameter yang ditetapkan, serta dapat menyimpan hasil pembacaan nilai melalui platform <i>blynk</i> dan menampilkan data secara realtime.</p> <p>Kekurangan: Kurangnya metode validasi data telah menghambat pencapaian tingkat validasi yang optimal dalam membenarkan</p>

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
		justifikasi tingkat stres pada alat ini.
Alat Pengukur Tanda Vital pada Tubuh dan Tingkat Stres menggunakan Metode Sensor Fusion [1]	Solusi yang ditawarkan peneliti berupa itu, Alat yang dibuat ini mampu membaca detak jantung, suhu tubuh, saturasi oksigen, dan GSR (<i>Galvanic Skin Response</i>).	<p>Hasil: alat mampu menilai indikator kesehatan vital dan tingkat stres melalui pemanfaatan algoritma IF-THEN dan logika fuzzy, dengan durasi pengukuran kurang lebih 25 detik. Perangkat ini memiliki tingkat presisi pengukuran 99,7% untuk saturasi oksigen, 99,926% untuk suhu tubuh, dan 97,402% untuk GSR.</p> <p>Kelebihan: Alat ini memiliki kemampuan dengan memberikan peringatan status kesehatan tanda vital dan tingkat stress dalam waktu yang sangat relatif singkat, sekitar ± 25 detik. Presisi yang tinggi pada pengukuran suhu tubuh (99,926%), saturasi oksigen (99,7%), dan <i>galvanic skin response</i> (97,402%).</p> <p>Kekurangan: Kekurangan dari alat ini adalah belum adanya koneksi secara <i>realtime</i> untuk mendeteksi data pengukuran kesehatan pengguna.</p>

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
Alat Pendeteksi Tingkat Stres dan Deteksi Detak Jantung pada Manusia [5]	Solusi yang ditawarkan peneliti berupa alat untuk mendeteksi tingkat stres dan detak jantung manusia, mengambil data dari nilai konduktansi kulit, yang dipengaruhi oleh jumlah kelenjar keringat dan detak jantung diukur dalam BPM menggunakan sensor detak jantung KY-039.	<p>Hasil: Pengujian kinerja perangkat menghasilkan tingkat kesalahan 0,41%</p> <p>Kelebihan : Dalam pengujian alat ini, tingkat kesalahan yang dihasilkan paling rendah yaitu sebesar 0,41% dibandingkan dengan uji coba lainnya.</p> <p>Kekurangan: Kurangnya riset mendalam tentang tingkatan stres yang menyebabkan pengetahuan yang terbatas.</p>
Sistem Deteksi Stres berdasarkan Detak Jantung dan Kelenjar Keringat menggunakan Metode K-Nearest Neighbours [11].	Peneliti menciptakan perangkat portabel untuk memonitor tingkat stres menggunakan metode K-Nearest Neighbor (k-NN). Perangkat yang digunakan adalah arduino Uno, sensor MAX30102 untuk detak jantung, sensor Grove GSR, dan LCD untuk menampilkan hasil.	<p>Hasil: Sistem deteksi stres mencapai tingkat akurasi 70%. Sedangkan metode k-NN pada pengujian sistem mencapai akurasi kurang lebih 64,29% dengan menggunakan 70 data latih. Rata-rata waktu komputasi yang dibutuhkan sistem adalah sekitar 13,3 milidetik.</p> <p>Kelebihan: Metode klasifikasi yang digunakan adalah metode k-NN waktu komputasi tiap subjek tidak berbeda jauh, dengan waktu komputasi berkisar antara 13 ms hingga 14 ms. Di antara 10</p>

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
		<p>subjek uji, waktu komputasi rata-rata diamati 13,3 ms.</p> <p>Kekurangan: Keterbatasan dalam penelitian ini termasuk kurangnya dokumentasi sensor Grove GSR, yang menghadapi kendala karena terbatasnya informasi yang tersedia. Kekurangan kedua adalah kurangnya data latih untuk meningkatkan akurasi.</p>
<p>Alat Deteksi Tingkat Stres Manusia Berbasis Android Berdasarkan Suhu Tubuh, <i>Heart Rate</i> dan <i>Galvanic Skin Response</i> (GSR) [12]</p>	<p>Alat ini dapat mengukur kejenuhan dan ketegangan manusia dengan menggunakan Atmega8535, DS1820, Pulse Sensor, dan alumunium foil untuk analisis data.</p>	<p>Hasil: Hasil pengujian menunjukkan bahwa alat yang dibuat mencapai tingkat keberhasilan sebesar 40% berdasarkan hasil pengukuran pada 5 data sampel objek.</p> <p>Kelebihan: Kelebihan penelitian ini meliputi keberhasilan 40% dalam pengujian sistem, potensi pengembangan lintas platform ke Windows, dan kesadaran terhadap variasi individu dalam pemantauan kesehatan.</p> <p>Kekurangan: Penelitian belum mengimplementasi sistem operasi lain dan memerlukan perbaikan untuk menambah opsi pengaturan</p>

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
		parameter, meningkatkan fleksibilitas dan akurasi alat.
Rancang Bangun Alat Pendeteksi Tingkat <i>Stress</i> Pada Manusia Berbasis Arduino Uno [13]	Alat ini memanfaatkan komponen seperti sensor denyut nadi, suhu tubuh, dan GSR untuk mengukur tingkat stres manusia. Mikrokontroler Arduino Uno R3 digunakan untuk mengolah data dan menampilkan hasil pengukuran pada layar LCD selama 1 menit.	<p>Hasil: Berdasarkan hasil pengujian, sensor denyut nadi menunjukkan tingkat akurasi sebesar 96,8% dalam mendeteksi detak jantung, dibandingkan dengan Elektrokardiogram (EKG) ECG-100G. Sensor suhu DS18B20 mencapai tingkat akurasi sebesar 99,69% dalam mendeteksi suhu tubuh jika dibandingkan dengan termometer digital <i>General Care</i>, dengan rata-rata kesalahan hanya 0,31%. Sementara itu, pengukuran detak jantung menggunakan pulse sensor menunjukkan tingkat akurasi yang baik, meskipun dengan rata-rata kesalahan sekitar 3,2%.</p> <p>Kelebihan: Alat pendeteksi stres Arduino Uno dengan parameter denyut jantung, suhu tubuh, dan kelembapan kulit telah terbukti efektif dengan tingkat presisi tinggi (99,69% untuk suhu tubuh dan 96,8% untuk denyut jantung)</p>

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
		<p>dalam mengukur kondisi stres pada manusia.</p> <p>Kekurangan: Meskipun berhasil dalam merancang alat pendeteksi tingkat stres berbasis Arduino Uno, penelitian ini memiliki kekurangan, termasuk keterbatasan data subjek, tingkat kesalahan pada pengukuran detak jantung (3,2%), dan perlu ditingkatkan sensitivitas terhadap kondisi kelembapan. Aspek ergonomi, kenyamanan penggunaan, dan validasi lebih lanjut dengan perbandingan yang lebih luas juga perlu dipertimbangkan.</p>
<p>Rancang Bangun Alat Pendeteksi Gejala Awal Ketegangan (<i>Stress</i>) Pada Manusia Menggunakan Sensor DS18B20, GSR (<i>Galvanic Skin Response</i>) dan Pulse Sensor [6]</p>	<p>Sistem otomatis untuk mendeteksi gejala awal stres dengan tiga sensor, yaitu GSR, <i>Pulse sensor</i>, dan DS18B20 dengan parameter stres (santai, cemas, tenang, stres) menggunakan metode Fuzzy Tsukamoto.</p>	<p>Hasil: kemampuan ketiga parameter untuk mendeteksi kondisi santai 11%, tenang 43%, cemas 28% dan stres 18% dengan durasi 1 hingga 2 menit untuk setiap pengguna.</p> <p>Kelebihan: Sistem dapat mengukur denyut jantung, suhu tubuh, dan kelembaban kulit dengan sensor DS18B20, pulse sensor, dan sensor galvanic skin</p>

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
		<p>response yang dikendalikan oleh mikrokontroler Wemos D1 R32. Pengiriman data ke situs web berlangsung cepat, hanya dalam waktu 1,5-2 menit untuk ketiga parameter tersebut.</p> <p>Kekurangan: Sistem mungkin belum cukup portabel dan perlu meningkatkan akses pengguna melalui situs web dengan menambahkan tampilan status untuk memantau kondisi kesehatan secara langsung.</p>
<p>Sistem Pakar Diagnosa Gangguan <i>Stress Pasca Trauma</i> Menggunakan Metode Certainty Factor Jurusan Teknik Informatika Uin Suska Riau[14]</p>	<p>Sistem Pakar Diagnosa Gangguan <i>Stress Pasca Trauma</i> Menggunakan Metode Certainty Factor</p>	<p>Hasil: Pada penelitian ini mendapatkan hasil penelitian sistem pakar diagnosa gangguan <i>stress pasca trauma</i> dengan hasil pengujian didapatkan akurasi sebesar 80%.</p> <p>Kelebihan: Penerapan faktor keyakinan dalam pengambilan keputusan memungkinkan pendekatan diagnostik yang lebih akurat berdasarkan 35 data gejala pengguna, dengan tingkat akurasi mencapai 80% dalam Uji penerimaan pengguna (UAT).</p>

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
		<p>Kekurangan: Keterbatasan melibatkan data gejala terbatas dalam sistem pakar, dengan 35 data sebagai dasar diagnosa. Variasi gejala yang belum termasuk dapat menyulitkan sistem mengenali gejala kurang umum. Meskipun UAT menunjukkan akurasi 80%, ada ruang untuk meningkatkan akurasi sistem, khususnya dalam konteks kesehatan mental.</p>
<p>Implementasi Metode <i>Decision Tree</i> untuk Sistem Pendeteksi Stres berdasarkan Detak Jantung dan Kelenjar Keringat[2]</p>	<p>Penulis membuat sistem pendeteksi stres dengan menggunakan sensor pendeteksi detak jantung dan kelenjar keringat menggunakan metode <i>decision tree</i>.</p>	<p>Hasil : Pengujian sistem dengan sensor MAX30102 dan GSR menunjukkan tingkat akurasi 98,5% untuk deteksi stres melalui detak jantung dan kelenjar keringat. Waktu deteksi rata-rata adalah sekitar 36,80 detik atau setara dengan 36802,83 milidetik.</p> <p>Kelebihan: Akurasi sensor MAX30102 dan GSR adalah 75%, menunjukkan kemampuan sistem mengukur tingkat stres pada 24 responden. Tingkat akurasi klasifikasi stres dengan <i>decision tree</i> mencapai 95,8%, menunjukkan kemampuan sistem</p>

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
		<p>yang sangat baik. Waktu komputasi yang cepat, sekitar 36,80 detik, memungkinkan pengguna mendapatkan hasil dengan cepat. Pengujian dengan 24 responden menciptakan keragaman data yang merepresentasikan variasi individu untuk hasil yang lebih representatif.</p> <p>Kekurangan: Jumlah responden yang terbatas 24 orang mungkin tidak mencakup variasi respons individu yang cukup luas terhadap stres, sehingga dapat mengurangi representativitas hasil penelitian. Kesimpulan penelitian kurang memberikan penjelasan yang memadai tentang makna sebenarnya dari nilai sensor MAX30102 dan GSR dalam konteks stres, sehingga diperlukan informasi lebih lanjut. Kurangnya rincian mengenai pemilihan metode <i>decision tree</i> dan tidak ada perbandingan dengan metode lain dapat mengurangi pemahaman mengapa metode ini dipilih.</p>

Judul	Usulan Solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
		Waktu komputasi sistem yang relatif lama 36,80 detik mungkin menjadi tantangan dalam penggunaan praktis.

Berdasarkan hasil studi literatur dan observasi yang telah dilakukan, maka memberikan pemahaman dan gambaran untuk penulis terkait hasil, kelebihan dan kekurangan alat yang telah dilakukan sebelumnya, sehingga dapat memberikan manfaat bagi penulis dalam memperhatikan kepentingan dalam mendeteksi stres berdasarkan tingkat stres. Maka, dari hasil studi literatur di atas keunikan dari alat ini untuk menentukan sensor, parameter yang diukur, dan serial komunikasi yang digunakan lebih efisien dibandingkan penelitian sebelumnya. Dalam pemilihan sensor, penulis menggunakan sensor *heart rate* dan sensor *temperature*, sedangkan parameter yang diukur yaitu stres ringan, tenang, cemas dan tegang. Untuk serial komunikasi penulis menggunakan *blink*. Sehingga, dari penjelasan alat tersebut menurut penulis yang paling efisien untuk alat pendeteksi stres.

2.2 Dasar Teori

Konsep stres mengacu pada tanggapan alami yang muncul ketika seseorang menghadapi tuntutan atau tekanan dari situasi atau lingkungan tertentu. Stres melibatkan respon yang bersifat fisiologis dan psikologis, yang mempengaruhi baik tubuh maupun pikiran individu. Reaksi stres melibatkan perubahan dalam fungsi tubuh (reaksi fisiologis) serta perasaan dan pemikiran (reaksi psikologis). Ini adalah mekanisme alami yang ada dalam tubuh manusia sebagai respons terhadap perubahan atau tantangan yang dihadapi dalam lingkungan sekitarnya [2].

Berdasarkan Tabel 1.1. tingkat stres dibagi menjadi empat kategori, yaitu rileks, tenang, cemas, dan tegang. Parameter yang diukur meliputi denyut jantung, tekanan darah, suhu tubuh, dan GSR (*Galvanic Skin Resistance*). Denyut jantung adalah indikator yang digunakan untuk mendeteksi stres, karena stres dapat menyebabkan peningkatan denyut jantung, yang berarti bahwa jantung berdetak lebih cepat dari biasanya. GSR adalah metode pengukuran yang

mengukur perubahan dalam konduktivitas kulit sebagai tanda respons fisik terhadap stres atau rangsangan emosional. GSR bermanfaat untuk menganalisis dan mengukur bagaimana tubuh merespons stres dan reaksi emosional.

Cara mengetahui tingkat stres juga bisa dilakukan secara mandiri, dan stres dapat dibagi menjadi dua jenis, yaitu stres jangka pendek dan stres jangka panjang. Tanda-tanda stres jangka pendek termasuk perasaan cemas, mudah marah, kesulitan konsentrasi, perubahan suasana hati, kelelahan, kesulitan tidur, dan sebagainya. Stres jangka panjang memiliki tanda-tanda yang serupa, tetapi juga bisa disertai depresi, kecemasan kronis, masalah tidur yang lebih serius, kesulitan fokus, perubahan pola makan, dan sebagainya.

Namun, ciri - ciri diatas tidak dapat menjadi tolak ukur pasti tingkat stres. Penilaian stres yang lebih akurat dapat dilakukan melalui metode seperti tes variabilitas detak jantung (HRV), tes gelombang otak yang terkait dengan stres, dan tes hormon yang dapat mengindikasikan tingkat stres [15]. Cara menginduksi stres bisa dilakukan dengan berbagai cara, seperti:

1. Arithmetic test

Dalam eksperimen yang dilakukan oleh Yuenyongchaiwat pada tahun 2017, sejumlah 111 partisipan, yang terdiri dari 27 pria dan 84 wanita dengan usia berkisar antara 18 hingga 65 tahun, diminta untuk menjalani tes matematika di mana mereka harus mengurangi angka "1079" dengan "13" dalam waktu 5 menit. Hasil pengukuran menunjukkan bahwa terjadi peningkatan yang signifikan dalam denyut jantung dan tekanan darah sebagai respons terhadap stres sebelum dan setelah dilakukan tes matematika sebagai uji stres mental [16].

2. Sing a song stress test (SSST)

Studi terbaru menunjukkan bahwa *sing a song stress test* (SSST) merupakan alternatif yang lebih singkat dan valid daripada *Test Stres Sosial Trier* (TSST), yang lebih lama dan memerlukan lebih banyak persiapan, untuk menghasilkan stres evaluatif sosial. Hasil penelitian yang dilakukan oleh Brouwer dan Hogervorst pada tahun 2014 dengan melibatkan 25 partisipan (15 wanita dan 10 pria) menunjukkan peningkatan yang signifikan dalam respons efektif dan reaktivitas fisiologis, seperti perubahan dalam *skin conductance* dan peningkatan *heart rate*

sekitar 15.3 bpm. Metode SSST melibatkan partisipan yang duduk dengan menatap layar, dimulai dengan memberikan informasi selama satu menit dan kemudian menginstruksikan mereka untuk bernyanyi [17].

3. Long term stress test (LTST)

Long term stress test (LTST) merupakan serangkaian prosedur komprehensif untuk menginduksi stres akut yang terintegrasi dengan sistem Nexus 10 MK II. Pertama, peserta dilengkapi dengan perangkat EKG untuk mengukur denyut jantung (HR) dan alat pengukur konduktansi kulit untuk mendeteksi kondisi stres. Peserta LTST akan diinduksi stres melalui tiga metode: (1) tes aritmatika, (2) tugas interferensi warna kata (CWT), dan (3) peserta diminta untuk mengingat dan menceritakan pengalaman negatif masa lalu. Sebelum prosedur dimulai, tingkat HR (*Heart rate*) dan konduktansi kulit dasar peserta diukur untuk digunakan sebagai titik referensi perbandingan setelah prosedur LTST, dengan setiap tugas individu berlangsung selama 3 menit dan fase relaksasi selama 1 menit setelah setiap tugas [17].

4. Trier Social Stress Test (TSST)

Trier Social Stress Test (TSST) adalah metode yang telah terbukti efektif dalam menciptakan situasi stres yang valid. Metode ini menciptakan stres dengan mengharuskan individu melakukan pidato di depan umum, diikuti oleh tes aritmatika, dengan tujuan menguji dampak stres akut (stres dalam jangka pendek) pada manusia, sebagaimana yang telah ditunjukkan dalam penelitian oleh Kirschbaum dan rekan-rekan pada tahun 1992. Penelitian ini menunjukkan bahwa TSST dapat menyebabkan peningkatan denyut jantung, tekanan darah, dan beberapa penanda stres endokrin sebagai respons terhadap stresor psikologis.

Pentingnya TSST adalah untuk secara sistematis menciptakan respon stres yang dapat diukur, sehingga memungkinkan peneliti untuk membandingkan perbedaan dalam reaktivitas, tingkat kecemasan, dan aktivasi dari aksis *hypothalamus-pituitary-adrenal* (HPA) atau aksis *sympathetic-adrenal-medullary* (SAM) selama uji berlangsung [10].

2.3 Analisis Stakeholder

Tabel 2.2 Analisis *stakeholder*

Stakeholder	Interest	Power	Engagement Level		Engagement Strategy
Psikolog	<i>Low</i>	<i>High</i>	<i>Neutral</i>	<i>Neutral</i>	<ul style="list-style-type: none"> a. Membantu dalam pengambilan data <i>project</i> b. Memberikan <i>feedback</i> terhadap validasi teknis alat c. Memberikan <i>feedback</i> terhadap pengalaman penggunaan alat
Konsumen (Masyarakat umum)	<i>Low</i>	<i>High</i>	<i>Neutral</i>	<i>Neutral</i>	<ul style="list-style-type: none"> a. Membantu dalam pengambilan data <i>project</i> b. Media atau <i>participant</i> dalam pengujian produk yang diajukan oleh tim <i>project</i>

2.4 Analisis Aspek yang Mempengaruhi Sistem

2.4.1 Bidang Ekonomi

Alat ini dirancang dengan mempertimbangkan aspek ekonomi, dengan pemilihan komponen dan bahan yang memiliki harga terjangkau. Hal ini bertujuan agar alat yang dibuat memiliki harga yang lebih terjangkau daripada alat atau teknologi serupa yang sudah ada di pasaran, sehingga lebih banyak orang dapat memiliki akses ke alat tersebut.

2.4.2 Bidang Sosial

Alat Pendeteksi Stres berbasis IoT ini memerlukan observasi ke *stakeholder* yang berkaitan dengan *project*, psikolog dan konsumen (Masyarakat umum). Dimana, alat pendeteksi

stres adalah perangkat yang dirancang untuk membantu pengguna mengidentifikasi dan mengelola stres dalam kehidupan sehari-hari.

2.4.3 Bidang psikologi

Dalam aspek psikologi, alat yang direalisasikan mampu mengukur tingkat stres seseorang sesuai dengan ilmu psikologi, dengan validasi yang baik. Fitur yang direalisasikan pada alat seminimal mungkin dapat setara dan bersaing dengan alat-alat terutama yang memiliki kegunaan yang sama dan telah dikembangkan sebelumnya.

2.4.4 Bidang Teknologi

Alat pendeteksi stres memiliki kegunaan penting dalam teknologi dengan memungkinkan pengguna untuk mengelola stres pribadi, memantau kesehatan, dan berintegrasi dengan teknologi lain. Alat ini dapat mendeteksi stres secara real-time, berkontribusi pada penelitian medis, dan membantu pengembangan produk kesehatan yang lebih baik. Dengan kemampuan ini, alat pendeteksi stres dapat meningkatkan kualitas hidup pengguna dan memajukan inovasi dalam teknologi kesehatan.

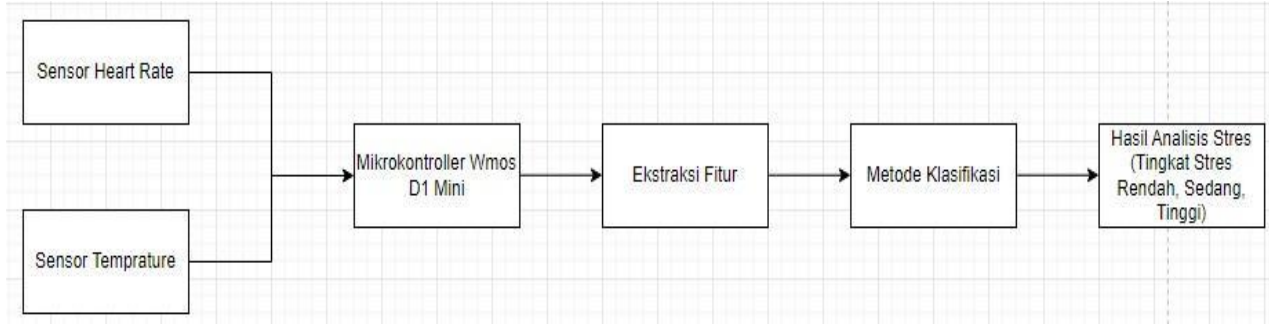
2.5 Spesifikasi Sistem

Berdasarkan hasil studi literatur, dasar teori dan berbagai informasi dari hasil observasi untuk menyelesaikan masalah tersebut, didapatkan spesifikasi sistem yang diperlukan sebagai berikut:

1. Sistem terkoneksi dengan jaringan *WI-FI*.
2. Alat ini menggunakan baterai lithium 2000 mAH
3. Alat ini memiliki desain yang portabel dengan dimensi 4,2 x 5 x 5,9 cm
4. Alat ini memiliki berat 90 gram
5. Alat menggunakan bahan Filament PLA+
6. Data dapat disimpan berbasis cloud.

BAB 3. USULAN SOLUSI

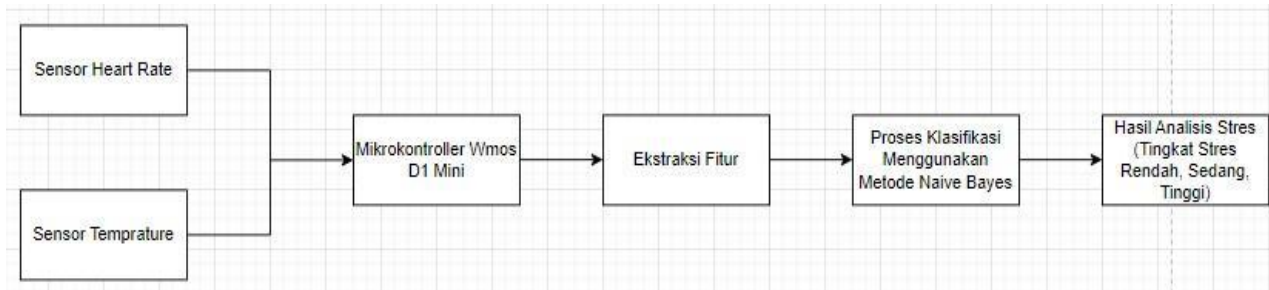
Rancangan pembuatan alat pendeteksi stres yang dapat secara real-time mengukur tingkat stres menggunakan dua jenis sensor, yaitu sensor denyut jantung (*heart rate*) dan sensor suhu.



Gambar 3.1 Diagram blok secara umum

Alat ini berfungsi dengan memanfaatkan dua sensor yang menghasilkan data, yang selanjutnya diproses oleh mikrokontroler Wemos D1 mini menggunakan metode klasifikasi untuk menganalisis tingkat stres. Sistem ini juga dilengkapi dengan kemampuan *internet of things* (IoT) untuk pemantauan jarak jauh. Pengguna dapat dengan mudah mengakses dan mengelola alat ini dari jarak jauh melalui aplikasi *blinky* pada smartphone mereka.

3.1 Usulan Solusi 1



Gambar 3.2 Diagram blok usulan desain 1

Dalam sistem alat ini, sensor PAH8001EI-2G digunakan untuk memastikan akurasi pembacaan denyut jantung. Sensor ini mengacu pada standar ECG, dengan menggunakan metode photoplethysmography (PPG), yang terbukti menjadi alternatif praktis untuk analisis ECG. Sehubungan dengan faktor keamanan, alat ini mengacu pada standar keteknikan ISO 80601-2-61[8]. Selain itu, sensor kedua yang digunakan adalah sensor DS18B20, yang

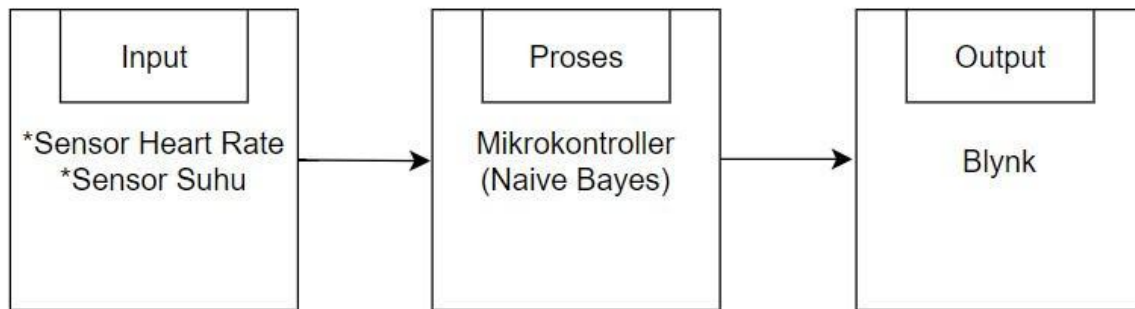
digunakan untuk mengukur suhu. Untuk memastikan keamanan dan akurasi pengukuran, alat ini mematuhi standar ISO 80601-2-56. Standar ini mengatur persyaratan khusus untuk keselamatan dasar dan kinerja utama peralatan medis yang menggunakan teknologi termal, termasuk termometer elektronik seperti DS18B20 yang digunakan dalam aplikasi medis. Data yang dihasilkan oleh kedua sensor ini akan diproses menggunakan mikrokontroler Wemos D1 mini dengan menerapkan metode naive bayes untuk analisis stres. Sistem ini juga dilengkapi dengan kemampuan IoT untuk pemantauan dari jarak jauh, dan pengguna dapat mengakses alat ini melalui smartphone menggunakan aplikasi *blynk*.

Perancangan alat pendeteksi stres menggunakan metode naive bayes sudah pernah dilakukan. Hasil yang didapatkan adalah pembuatan sistem monitoring stres berbasis website menggunakan metode *waterfall*, terdiri dari 35 kebutuhan fungsional dan satu non-fungsional. Diimplementasikan dengan HTML, CSS, Javascript, dan PHP (Laravel), serta mengintegrasikan API Twitter dan metode naive bayes untuk deteksi tingkat stres siswa melalui data status tweet, dibagi menjadi tiga tingkat: ringan, sedang, dan tinggi. Pengujian sistem melibatkan *white box* (unit dan integrasi) dan *black box* (validasi), hasil pengujian menunjukkan validitas 100% dari 85 kasus uji. Kebutuhan non-fungsional diuji dengan *sortsite*, menunjukkan operabilitas di berbagai mesin pencarian [24].

Metode naive bayes memiliki kelebihan dalam hal implementasi yang relatif mudah dan waktu komputasi yang cepat. Penulis mencatat bahwa naive bayes menunjukkan kinerja yang baik pada dataset besar dengan menggunakan 85 kasus uji. Meskipun demikian, naive bayes dapat menjadi sensitif terhadap data pencilan (*outlier*), yang berpotensi mempengaruhi kinerjanya. Selain itu, jika terjadi ketidakseimbangan dalam jumlah kelas pada dataset, naive bayes mungkin tidak memberikan kinerja yang optimal.

Tim kami mengembangkan sistem menggunakan metode Naive bayes untuk menganalisis tingkat stres. Pendekatan ini melibatkan penggabungan dua input, yaitu pembacaan sensor *heart rate* dan sensor suhu, dengan tujuan menghasilkan satu nilai yang merepresentasikan keduanya. *Output* yang dihasilkan akan digunakan untuk menilai tingkat kecenderungan stres seseorang berdasarkan perhitungan matematis. Hasil perbandingan kemudian dicocokkan dengan nilai parameter standar yang telah ditetapkan dalam penelitian dan desain sistem sejenis.

Adapun blok diagram perancangan arsitektur sistem dari alat ini dapat dilihat pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3 Tahapan proses naive bayes

Berdasarkan Gambar 3.3 tahapan proses yang dilaksanakan oleh sistem memiliki 3 bagian utama yang harus dilakukan untuk mendapatkan output yaitu :

1. Input

Bagian *input* adalah tahap dalam sistem yang dimulai dengan pengumpulan nilai dari dua sensor yang terintegrasi dalam sistem, yakni sensor *Heart Rate* dengan tipe PAH8001EI-2G dan sensor Suhu dengan jenis DS18B20. Cara operasional masing-masing sensor ini dapat dijelaskan sebagai berikut:

- a. Sensor PAH8001EI-2G bekerja dengan memancarkan sinar inframerah dan merah ke dalam kulit untuk mendeteksi perubahan volume darah yang terkait dengan denyut jantung. Melalui teknologi *photoplethysmography* (PPG), sensor ini mengukur pola denyut jantung dan kadar oksigen dalam darah.
- b. Sensor DS18B20 beroperasi dengan cara mengukur suhu dalam rentang -55°C hingga $+125^{\circ}\text{C}$. Komunikasi antara sensor DS18B20 dan mikrokontroler terjadi melalui satu kabel yang memiliki kemampuan membaca dan melakukan konversi suhu sesuai dengan library arduino yang diinginkan.

2. Proses

Tahap pemrosesan data dilakukan oleh mikrokontroler ESP8266, yang bertugas mengolah data hasil pembacaan sensor. Proses pengolahan data melibatkan penerapan

metode naive bayes, yang diimplementasikan di dalam ESP8266 untuk menganalisis dua data input yang berasal dari pembacaan sensor detak jantung dan suhu.

- a. Pembentukan algoritma naive bayes berdasarkan pada pendekatan sederhana berbasis probabilitas yang menggunakan Teorema Bayes dengan asumsi bahwa semua atribut atau fitur pada data bersifat independen atau tidak saling ketergantungan satu sama lain, dengan asumsi tersebut disebut sebagai Naive (sederhana) [24].

Metode klasifikasi naive bayes melibatkan beberapa tahap. Pertama, menghitung probabilitas prior. Kedua, menghitung probabilitas *likelihood*. Ketiga, menghitung probabilitas *posterior*. Keempat, tentukan kelas dengan probabilitas posterior tertinggi sebagai prediksi kelas untuk data tersebut. Rumus perhitungan naive bayes ditunjukkan pada rumus dibawah ini:

$$P(C | X) = \frac{P(X | C) \cdot P(C)}{P(X)} \quad [24]$$

Keterangan :

$P(C|X)$ adalah probabilitas kelas C diberikan data X .

$P(X|C)$ adalah probabilitas data X diberikan kelas C .

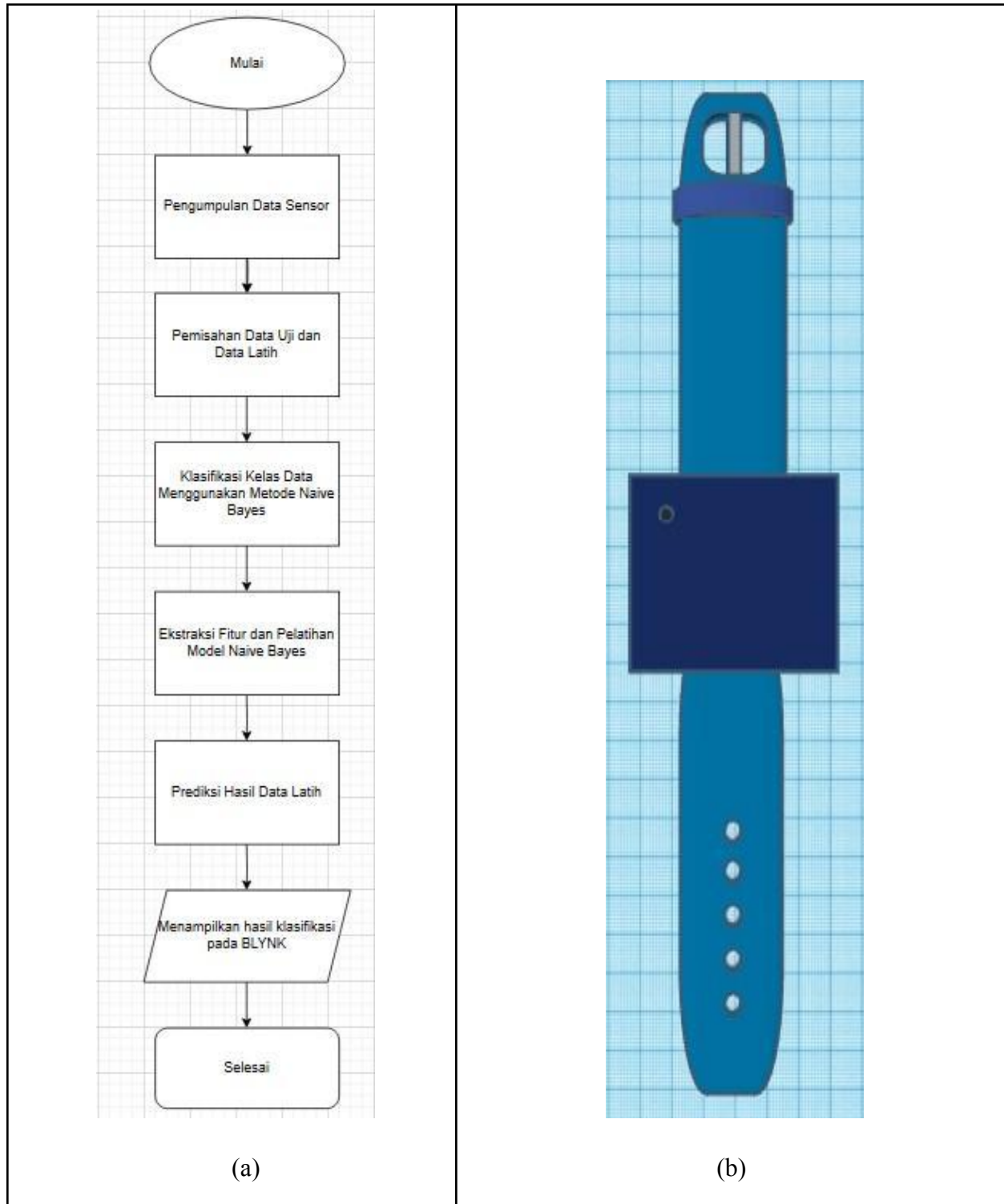
$P(C)$ adalah probabilitas prior dari kelas C .

$P(X)$ adalah probabilitas prior dari data X .

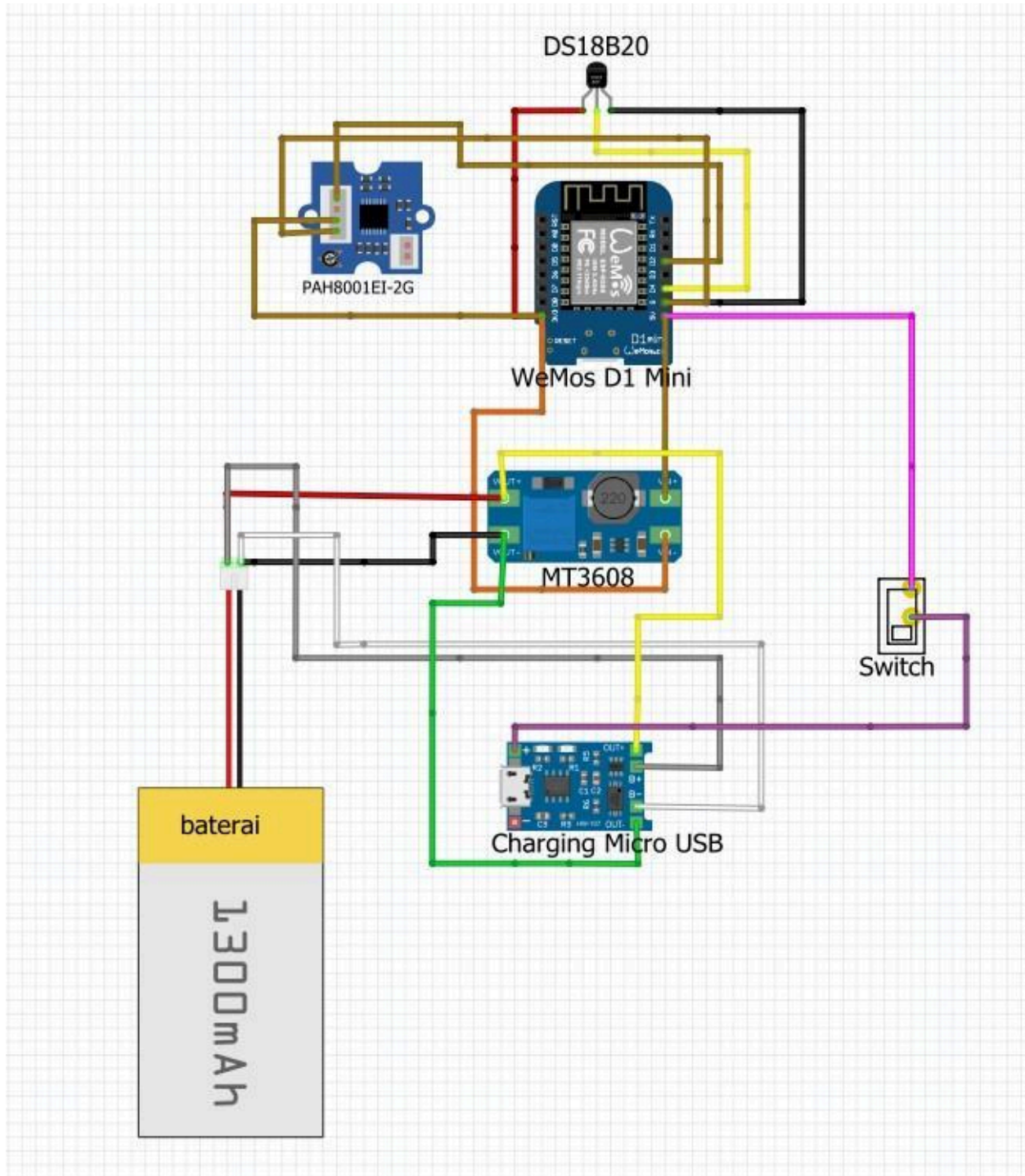
3. Output

Hasil dari nilai naive bayes dan pembacaan sensor akan dikirim ke platform *Blynk* melalui protokol WiFi, menggunakan modul WiFi 802.11 b/g/n yang terdapat pada Wemos D1 Mini untuk mentransfer data ke cloud. Pemilihan Wemos D1 Mini didasarkan pada kemampuannya untuk mendukung spesifikasi perangkat yang memungkinkan koneksi ke cloud, khususnya untuk menampilkan data hasil pembacaan sensor dan hasil *output* di platform *Blynk*. Tampilan data pada platform *Blynk* mencakup hasil pembacaan sensor, justifikasi tingkat stres, serta grafik perubahan pembacaan sensor

3.1.1 Desain Sistem 1



Gambar 3.4 (a) Proses cara kerja sistem (b) desain model sistem usulan desain 1



Gambar 3.5 Desain elektronis usulan desain 1

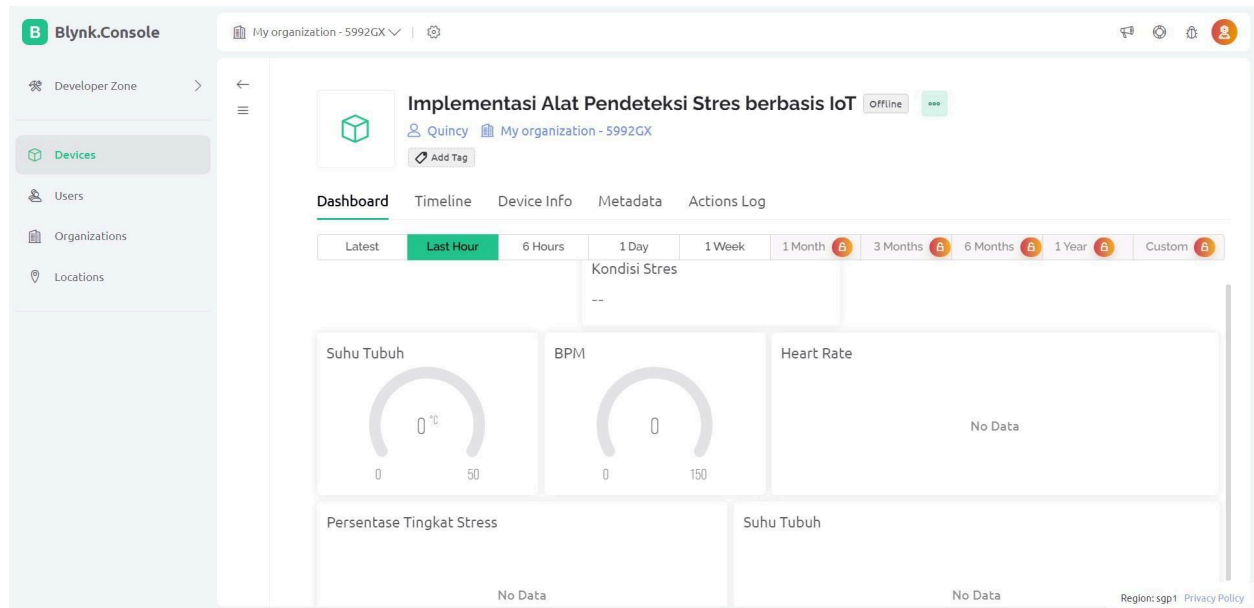
Untuk dapat memenuhi usulan sistem tersebut, maka diperlukan inventarisasi kebutuhan sistem perangkat keras. Tabel 3.1 memperlihatkan kebutuhan sistem sesuai usulan dan spesifikasi yang dibutuhkan.

Tabel 3.1. Inventarisasi kebutuhan usulan sistem perangkat keras

No	Nama Alat	Keterangan
1	Sensor PAH8001EI-2G	Sensor PAH8001EI-2G merupakan sensor pengukur detak jantung menggunakan teknologi optik untuk mengukur pergerakan darah manusia. Sensor ini dapat dikonfigurasi dalam antarmuka komunikasi sebagai I2C atau SPI menggunakan dua atau empat kabel. Kecepatan sensor ini dapat mencapai hingga 1 Mbit/s, dengan tegangan operasional sebesar 3.3V [18].
2	Sensor DS18B20	DS18B20 adalah sensor suhu digital yang menggunakan protokol 1-wire, memungkinkannya mengukur suhu dalam rentang -55°C hingga $+125^{\circ}\text{C}$ (-67°F hingga $+257^{\circ}\text{F}$) dengan akurasi sekitar $\pm 5\%$. Sensor ini mengirimkan data dalam format 9 hingga 12 bit melalui satu kabel tunggal. Karena mengikuti protokol 1-wire, sensor ini dapat dengan mudah diatur menggunakan hanya satu pin pada mikrokontroler, dengan kebutuhan koneksi ground. Selain itu, setiap DS18B20 diberikan kode serial unik 64 bit, menyederhanakan pengelolaan beberapa sensor melalui satu pin mikrokontroler [19].
3	Wemos D1 Mini	Wemos D1 Mini adalah mikrokontroler yang dilengkapi dengan chipset ESP8266 sebagai pengirim dan penerima, sementara pada smartphone terdapat IC WiFi sebagai pengirim dan penerima. Proses komunikasi dimulai dengan sensor menghasilkan masukan berupa gelombang listrik, yang kemudian diolah oleh Wemos D1 Mini. Chipset ESP8266 mengubah sinyal tersebut dan mengirimkannya ke smartphone dalam bentuk gelombang elektromagnetik melalui media udara dengan bantuan penyedia layanan internet [20].
4	MT3608 - DC-DC Step Up	Konverter ini mampu mengambil tegangan input sekecil 2V dan meningkatkannya hingga mencapai 28V pada output. MT3608 dilengkapi dengan fitur pengalihan otomatis ke mode modulasi frekuensi pulsa saat beban ringan. Boost converter merupakan solusi efektif untuk meningkatkan tegangan dengan mudah, walaupun keuntungan ini disertai dengan biaya keluaran yang lebih rendah dibandingkan dengan arus input. Dikarenakan sifatnya sebagai konverter penambah, tegangan output harus melebihi tegangan input yang disediakan [21].

No	Nama Alat	Keterangan
5	Baterai	Baterai merupakan perangkat yang berfungsi untuk menyimpan energi listrik dalam bentuk kimia, kemudian mengubahnya menjadi energi listrik saat diperlukan untuk menghasilkan arus listrik. Modul baterai dapat diterapkan dengan mudah dan dapat diganti jika mengalami kerusakan. Kami memilih untuk menggunakan baterai <i>lithium polymer</i> berkapasitas 2000mAh, karena kapasitas ini dianggap memadai untuk menyuplai kebutuhan sistem dan memiliki daya tahan yang cukup lama [22].
6	Lithium battery charging module micro USB	<i>Charging Lithium Battery</i> adalah sebuah modul yang dirancang untuk mengisi baterai <i>lithium</i> dengan arus maksimal 1A, dilengkapi dengan sistem perlindungan selama proses pengisian daya pada baterai [10].
7	Casing alat	Casing dirancang sebagai tempat penempatan komponen pada perangkat, dan memiliki fungsi melindungi komponen dari pengaruh lingkungan, termasuk perlindungan terhadap air dan panas. Bahan yang digunakan untuk casing ini dapat berupa filamen hasil cetakan 3D [10].

Dikarenakan sistem ini tidak hanya menggunakan sistem perangkat keras, namun juga perangkat lunak, kami mengusulkan sebuah aplikasi monitoring yang dapat mendeteksi tingkat stres dan memberikan indikator stres yang dapat diakses langsung oleh pengguna. Dalam pemilihan aplikasi, kami memilih *blynk* karena penggunaannya yang mudah dan kemampuannya dalam mendukung protokol komunikasi *WiFi*. Keuntungan lainnya adalah kompatibilitas *blynk* dengan perangkat smartphone sehingga mempermudah akses bagi pengguna. Desain tampilan aplikasi diusulkan mengikuti pola seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.6.



Gambar 3.6 Usulan desain 1 rancangan aplikasi untuk pengguna

3.1.2. Rencana Anggaran Desain Sistem 1

Tabel 3.2. Rencana anggaran pengembangan sistem

No.	Item/Pengeluaran	Satuan	Harga satuan	Jumlah	Harga Total	Link pembelian
1	Sensor PAH8001EI-2G	Pcs	Rp. 460.000, -	1	Rp. 460.000, -	https://tokopedia.link/08pdJY1w0Eb
2	Sensor DS18B20	Pcs	Rp. 68.900, -	1	Rp. 68.900, -	https://tokopedia.link/breZdAHcrFb
3	MT3608 - DC-DC Step Up	Pcs	Rp. 5.000, -	1	Rp. 5.000, -	https://tokopedia.link/xI0IkQd31Eb
4	Wemos D1 Mini	Pcs	Rp. 26.500, -	1	Rp. 26.500, -	https://tokopedia.link/yuxWdiE31Eb

No.	Item/Pengeluaran	Satuan	Harga satuan	Jumlah	Harga Total	Link pembelian
5	Baterai	Pcs	Rp. 45.000, -	1	Rp. 45.000, -	https://tokopedia.link/SXueDMS31Eb
6	Lithium battery charging module micro USB	Pcs	Rp. 4.000, -	1	Rp. 4.000, -	https://tokopedia.link/c4CyTRY31Eb
7	3D Printing (casing alat)	Pcs	Rp. 300.000, -	1	Rp. 300.000, -	
8	Kabel	Paket	Rp. 5.000, -	1	Rp. 5.000, -	
9	Switch On/Off	Pcs	Rp. 5.000,	1	Rp. 5.000,	
10	Cetak PCB	Pcs	Rp. 300.000, -	1	Rp. 300.000, -	
11	<i>Ethical clearance</i>		Rp. 150.000,-		Rp. 150.000,-	
Total Belanja					Rp.1.369.400	

3.1.3 Analisis Risiko Desain 1

a. Aspek *Engineering*

Dalam aspek *engineering*, terdapat dua risiko utama yang dapat timbul dalam pembuatan usulan desain terkait penggunaan sensor dan arsitektur algoritma. Pertama, penggunaan sensor PAH8001EI-2G dapat menimbulkan risiko terkait ketersediaan sensor yang masih jarang di Indonesia.

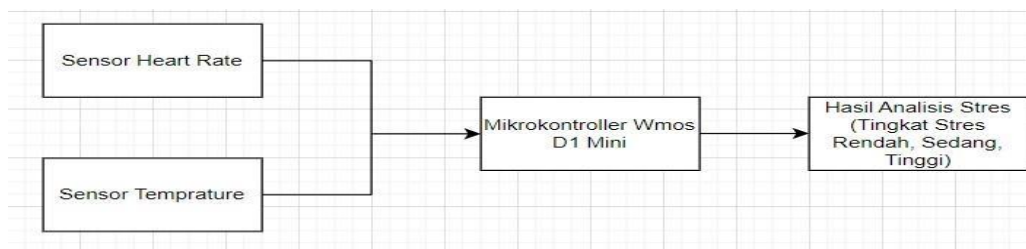
Risiko kedua terkait dengan arsitektur algoritma, metode naive bayes memiliki kelemahan jika terdapat atribut yang sebenarnya tidak memiliki hubungan dengan kelas stres, namun memiliki korelasi tinggi dengan atribut lainnya, naive bayes mungkin memberikan bobot yang tidak tepat pada atribut tersebut, yang dapat berdampak negatif pada proses klasifikasi. Selain itu, metode naive bayes dapat rentan terhadap pengaruh nilai-nilai ekstrem atau *outlier*

dalam dataset. Keberadaan nilai-nilai ekstrem ini dapat mempengaruhi perhitungan probabilitas dan mengakibatkan prediksi yang kurang akurat.

b. Aspek Ekonomi

Dalam konteks ekonomi, risiko dalam pembuatan usulan desain 1 terletak pada tingginya biaya pembuatan alat, terutama karena sensor yang digunakan, yaitu PAH8001EI-2G, memiliki harga yang cukup tinggi, mencapai Rp. 460.000,- per unit. Keberadaan sensor yang langka di Indonesia juga menjadi risiko, karena jika sewaktu-waktu sensor tersebut tidak tersedia di dalam negeri, diperlukan biaya tambahan untuk ongkos kirim demi mendapatkan penggantinya. Selain itu, jika sensor mengalami kerusakan, biaya pembuatan keseluruhan proyek dapat meningkat signifikan akibat penggantian sensor yang mahal.

3.2 Usulan Solusi 2



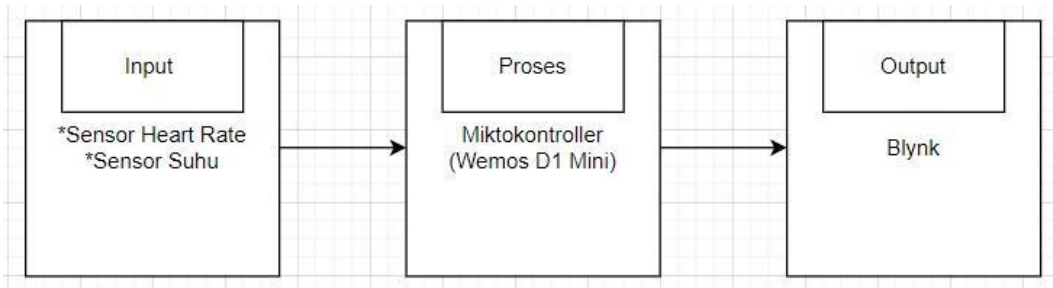
Gambar 3.7 Diagram blok usulan desain 2

Usulan solusi 2 adalah membuat alat pendeteksi stres menggunakan pemrograman *if else*. Hal yang membedakan usulan solusi ke 2 dengan usulan solusi 1 adalah jenis sensor dan metode yang dipakai. Usulan solusi ke 2 ini menggunakan komponen wemos D1 mini, sensor suhu DS18B20 dan sensor *heart rate* MAX30102. Data dari *blynk* dapat diakses pengguna secara mudah namun, jaringan internet yang digunakan harus stabil agar pengiriman data *realtime*. Sistem ini juga dilengkapi dengan kemampuan IoT untuk pemantauan dari jarak jauh, dan pengguna dapat mengakses alat ini melalui smartphone maupun laptop menggunakan aplikasi *blynk*.

Dalam perancangan perangkat lunak terbagi menjadi perancangan program utama dan perancangan waktu komputasi. Perancangan ini menjelaskan proses kerja seluruh sistem pendeteksi stres yang diawali dengan program menunggu masukan berupa suhu tubuh dan denyut jantung kemudian memproses kategori stres sesuai Tabel 1 pengelompokan kondisi stres.

Dimana pernyataan dalam if dijalankan jika nilai bpm dan suhu sekian, jika nilai tidak sesuai dengan pernyataan if dilakukan pengecekan pada pernyataan else dan seterusnya hingga mencapai kondisi if yang terpenuhi (28).

Adapun blok diagram perancangan arsitektur sistem dari alat ini dapat dilihat pada Gambar 3.8.



Gambar 3.8 tahapan proses usulan desain 2

Berdasarkan Gambar 3.8 tahapan proses yang dilaksanakan oleh sistem memiliki 3 bagian utama yang harus dilakukan untuk mendapatkan output yaitu :

1. Input

Bagian *input* adalah tahap dalam sistem yang dimulai dengan pengumpulan nilai dari dua sensor yang terintegrasi dalam sistem, yakni sensor *Heart Rate* dengan tipe MAX30102 dan sensor Suhu dengan jenis DS18B20. Cara operasional masing-masing sensor ini dapat dijelaskan sebagai berikut:

- a. Sensor MAX30102 bekerja dengan memancarkan sinar inframerah dan merah ke dalam kulit untuk mendeteksi perubahan volume darah yang terkait dengan denyut jantung. Melalui teknologi *photoplethysmography* (PPG), sensor ini mengukur pola denyut jantung dan kadar oksigen dalam darah.
- b. Sensor DS18B20 beroperasi dengan cara mengukur suhu dalam rentang -55°C hingga $+125^{\circ}\text{C}$. Komunikasi antara sensor DS18B20 dan mikrokontroler terjadi melalui satu kabel yang memiliki kemampuan membaca dan melakukan konversi suhu sesuai dengan library arduino yang diinginkan.

2. Proses

Tahap pemrosesan data dilakukan oleh mikrokontroler ESP8266, yang bertugas mengolah data hasil pembacaan sensor. Proses pengolahan data melibatkan penerapan

pemrograman *if else*, yang diimplementasikan di dalam ESP8266 untuk menganalisis dua data input yang berasal dari pembacaan sensor detak jantung dan suhu.

i. Fungsi Keanggotaan *Heart Rate*

Fungsi keanggotaan *Heart Rate* yaitu “**Lambat**”, “**Normal**”, “**Agak Cepat**” dan “**Cepat**”. Domain untuk setiap fungsi keanggotaan berasal dari nilai Tabel 3.3. Adapun pemetaan dari masing- masing fungsi keanggotaan dapat dilihat pada Tabel 3.3.

Tabel 3.3. Fungsi keanggotaan *Heart Rate* [10]

Fungsi Keanggotaan	Domain
Lambat	60-70
Normal	70-90
Agak Cepat	90-100
Cepat	>100

ii. Fungsi Keanggotaan *Heart Rate*

Fungsi keanggotaan suhu yaitu “**Sangat Dingin**”, “**Dingin**”, “**Agak Dingin**” dan “**Normal**”. Domain untuk setiap fungsi keanggotaan berasal dari nilai Tabel 3.4. Adapun pemetaan dari masing- masing fungsi keanggotaan dapat dilihat pada Tabel 3.4.

Tabel 3.4 Fungsi keanggotaan suhu [10]

Fungsi Keanggotaan	Domain
Normal	36-37
Agak Dingin	35-36
Dingin	33-35
Sangat Dingin	>33

b. Pengujian akurasi

Pada dasarnya, akurasi adalah ukuran yang menggambarkan sejauh mana hasil pengukuran atau prediksi suatu sistem mendekati nilai yang sebenarnya atau nilai

referensi. Dalam konteks penelitian atau sistem pengambilan keputusan, pengujian akurasi memberikan informasi tentang seberapa baik sistem dapat membuat keputusan yang benar. Secara umum, tingkat akurasi dapat dihitung dengan menggunakan rumus berikut:

$$\text{Tingkat Akurasi} = \frac{\Sigma \text{data uji benar}}{\Sigma \text{total data uji}} \times 100\% \quad (26)$$

Keterangan:

- i. Data uji benar adalah jumlah kasus di mana sistem memberikan prediksi yang benar.
- ii. Jumlah total data adalah total jumlah kasus atau data yang diuji.

3. Output

Hasil dari pembacaan sensor akan dikirim ke platform *Blynk* melalui protokol WiFi, menggunakan modul WiFi 802.11 b/g/n yang terdapat pada Wemos D1 Mini untuk mentransfer data ke cloud. Pemilihan Wemos D1 Mini didasarkan pada kemampuannya untuk mendukung spesifikasi perangkat yang memungkinkan koneksi ke cloud, khususnya untuk menampilkan data hasil pembacaan sensor dan hasil *output* di platform *Blynk*. Tampilan data pada platform *Blynk* mencakup hasil pembacaan sensor, justifikasi tingkat stres, serta grafik perubahan pembacaan sensor.

Untuk memperoleh indikator atau parameter yang telah ditentukan, proses pengambilan data dilakukan dengan mengikuti prinsip-prinsip yang diterapkan dalam *Tes Stres Sosial Trier* (TSST). TSST adalah suatu protokol standar untuk stres psikologis yang sangat bermanfaat dan sesuai untuk penelitian reaktivitas hormon stres [10]. Pada individu yang sehat, TSST telah terbukti dalam berbagai penelitian sebagai pemicu aktivasi sumbu *hipotalamus-hipofisis-adrenal* (HPA), yang diukur melalui kadar kortisol dalam saliva, plasma, dan hormon *adrenokortikotropik* (ACTH). Secara konsisten, TSST menghasilkan peningkatan dua hingga tiga kali lipat dalam kadar kortisol pada sekitar 70 hingga 80% peserta penelitian. Selain itu, TSST digunakan untuk mengevaluasi dampak stres psikososial akut pada berbagai aspek neurobiologis dan parameter lainnya, termasuk respons kekebalan, sistem saraf simpatis, dan sistem kardiovaskular. Pentingnya TSST juga terbukti dalam memahami ciri-ciri demografis dan psikologis yang mempengaruhi respons neurobiologis

terhadap stres akut pada manusia, seperti usia dan jenis kelamin, faktor kepribadian seperti neurotisme, penilaian individu terhadap lingkungan stres, dan status sosial [27]. Percobaan uji coba dalam melaksanakan eksperimen TSST dapat bervariasi antara satu percobaan dan lainnya, namun secara umum, rangkaian kegiatan yang dilakukan melibatkan masa menunggu kedatangan partisipan, persiapan untuk tugas pidato, pelaksanaan pidato, dan periode pelaksanaan tugas aritmatika verbal. Dalam desain eksperimen untuk memperoleh indikator/parameter yang diinginkan, tim merancang konsep TSST dengan total waktu 45 menit untuk setiap sesi pengujian, dengan pembagian waktu untuk masing-masing tahapan tes.

Keterangan :

Waiting Period : masa tunggu sebelum pelaksanaan TSST 5 menit

PS : Periode Pre Stres 5 menit

AS : Periode Stres Antisipatif / Persiapan Bicara 10 menit

S : Periode Bicara 5 menit

M : Periode Matematika 10 menit

Recovery : Periode Pemulihan 5 menit

A. Waiting Periode

1. Mempersiapkan suasana ruang tunggu yang nyaman dengan suhu ruangan yang sesuai.
2. Beri petunjuk kepada peserta untuk menikmati kenyamanan ruang tunggu selama 5 menit.

B. Periode Pre Stres

1. Periode pre-stres dilakukan selama 5 menit.
2. Beri petunjuk kepada peserta untuk berpindah ke ruang tes yang telah dipersiapkan dengan tujuan meningkatkan efek stres TSST.
3. Pasang alat pendeteksi stres pada tubuh peserta.
4. Tim penguji menjelaskan serangkaian tes yang akan dijalani oleh peserta selama kurang lebih 25 menit ke depan. Mereka akan membacakan naskah kepada peserta yang berisi informasi seperti "Ini merupakan bagian dari tugas yang harus Anda lakukan selama 25 menit ke depan. Anda akan diminta untuk menyiapkan

pidato sesuai instruksi, membacanya di depan kami, dan terakhir, akan diminta untuk mengerjakan soal matematika."

5. Catat pengukuran tingkat stres pada peserta pada tahap ini.

C. Periode Stres Antisipatif

1. Periode antisipasi stres berlangsung selama 10 menit.
2. Beri petunjuk kepada peserta untuk menyiapkan naskah pidato sesuai dengan petunjuk yang dibacakan oleh tim penguji.
3. Petunjuk yang diberikan kepada peserta selama fase antisipasi stres terlampir.
4. Catat pengukuran tingkat stres pada peserta selama fase ini.
5. Tim penguji menyiapkan kamera untuk merekam peserta saat menyampaikan pidatonya.

D. Periode Bicara

1. Sesi berbicara berlangsung selama 5 menit.
2. Beri petunjuk kepada peserta untuk membacakan naskah pidato yang telah disiapkan sebelumnya kepada tim penguji, dengan menghadap kamera yang telah dipersiapkan oleh tim penguji.
3. Jika peserta berhenti berbicara selama pidato, biarkan peserta diam selama 20 detik. Jika mereka tidak melanjutkan, dorong peserta untuk melanjutkan dengan mengatakan, "Anda masih memiliki waktu tersisa."
4. Catat pengukuran tingkat stres pada peserta selama fase ini.
5. Beri petunjuk kepada peserta untuk bersiap mengikuti tes berikutnya, yaitu ujian matematika.

E. Periode Matematika

1. Sesi berbicara berlangsung selama 10 menit.
2. Tim penguji menjelaskan serangkaian tes yang akan diikuti peserta pada ujian matematika. Mereka akan membacakan naskah kepada peserta yang berisi informasi seperti "Ini merupakan bagian dari tugas yang harus Anda lakukan

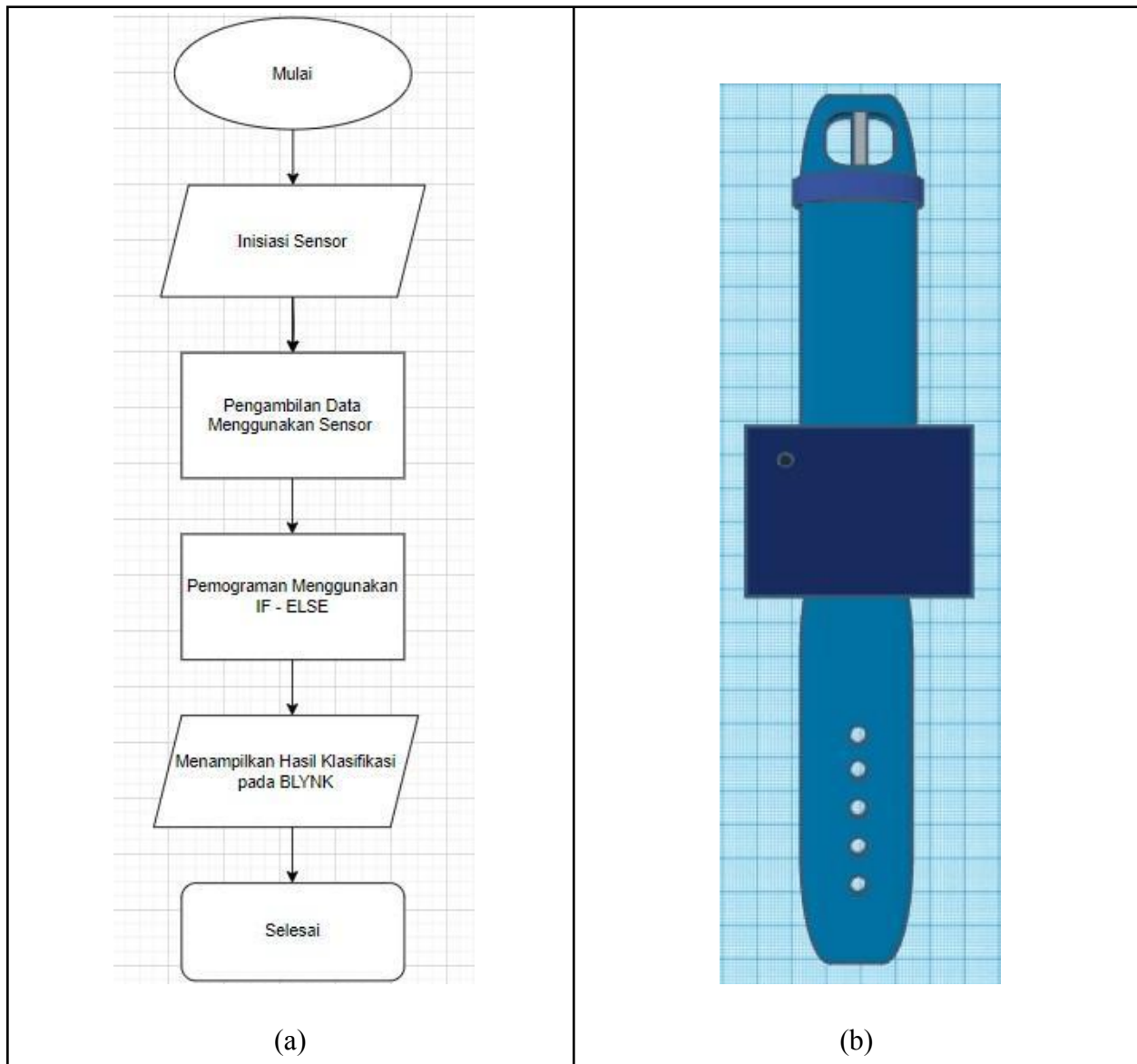
selama 10 menit ke depan. Dalam 5 menit pertama, Anda akan diminta untuk mengerjakan tes Pauli, menghitung penjumlahan dari 2 bilangan secara berurutan dan memberikan jawaban di antara dua angka. Kemudian, dalam 5 menit berikutnya, Anda akan diminta untuk mengerjakan tes kecerdasan Army Alpha sesuai instruksi yang telah disediakan, dan menjawabnya pada lembar kerja."

3. Soal matematika yang diberikan kepada peserta selama fase ujian matematika terlampir.
4. Catat pengukuran tingkat stres pada peserta selama fase ini.
5. Setelah ujian matematika selesai, beri petunjuk kepada peserta untuk meninggalkan ruangan ujian dan kembali ke ruang tunggu.

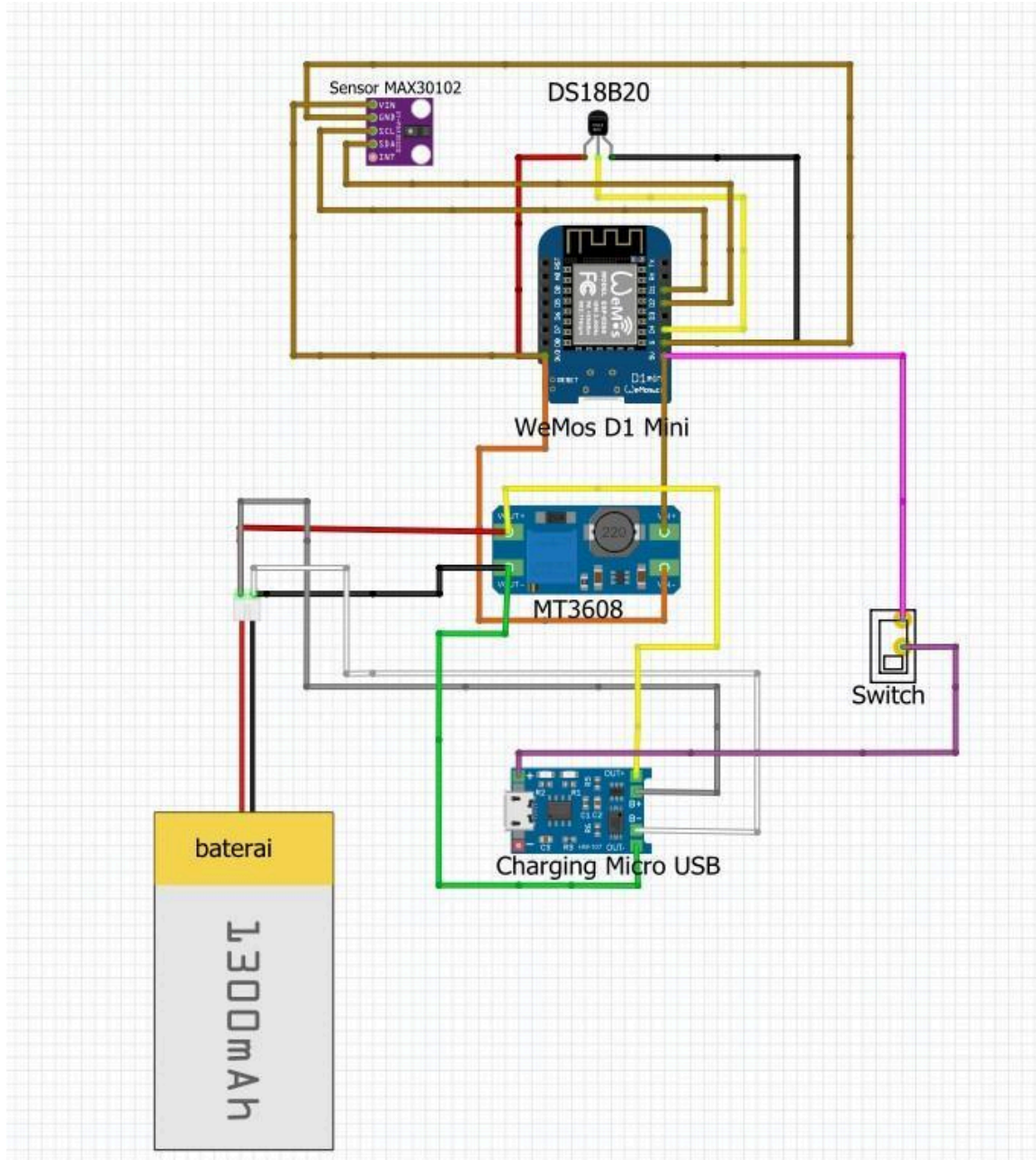
F. Recovery

1. Instruksikan peserta untuk kembali ke ruang tunggu dan mengisi kuesioner yang telah disiapkan oleh tim penguji melalui platform Google Form dalam waktu maksimal 5 menit.
2. Jika peserta berhasil mengisi kuesioner lebih cepat dari waktu yang ditentukan, tim penguji akan memberi izin kepada peserta untuk pulang lebih awal. Instruksi ini akan diberikan setelah tim memastikan bahwa peserta telah mengisi kuesioner dengan cermat dan tanpa tergesa-gesa.

3.2.1 Desain Sistem 2



Gambar 3.9 (a) Proses cara kerja sistem, (b) desain model sistem usulan desain 2



Gambar 3.10 Desain elektronis usulan desain 2

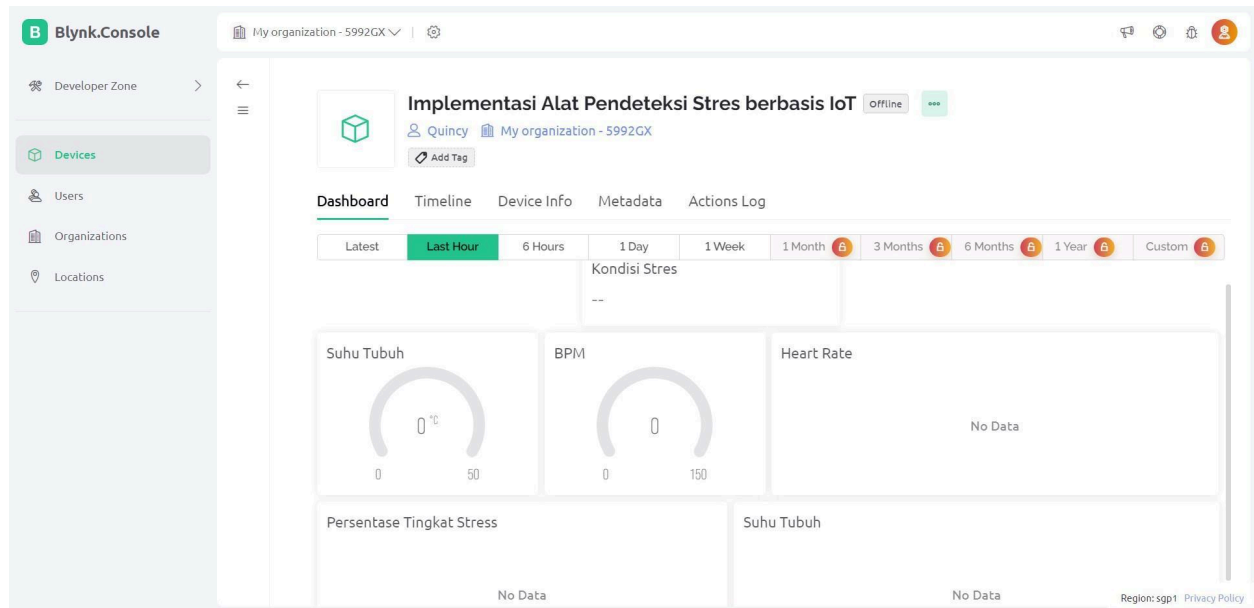
Untuk dapat memenuhi usulan sistem tersebut, maka diperlukan inventarisasi kebutuhan sistem perangkat keras. Tabel 3.5 memperlihatkan kebutuhan sistem sesuai usulan dan spesifikasi yang dibutuhkan.

Tabel 3.5. Inventarisasi kebutuhan usulan sistem perangkat keras

No	Nama Alat	Keterangan
1	Sensor MAX30102	MAX30102 adalah sensor PPG yang dirancang untuk mendeteksi detak jantung dan mengukur tingkat oksigen dalam darah (SpO2). Sensor ini menggunakan prinsip fotoplethismograf, memanfaatkan perbedaan penyerapan cahaya merah dan inframerah oleh hemoglobin yang mengandung oksigen dan hemoglobin yang tidak mengandung oksigen untuk memberikan informasi tentang denyut nadi dan kadar oksigen dalam darah [11].
2	Sensor DS18B20	DS18B20 adalah sensor suhu digital yang menggunakan protokol 1-wire, memungkinkannya mengukur suhu dalam rentang -55°C hingga +125°C (-67°F hingga +257°F) dengan akurasi sekitar ±5%. Sensor ini mengirimkan data dalam format 9 hingga 12 bit melalui satu kabel tunggal. Karena mengikuti protokol 1-wire, sensor ini dapat dengan mudah diatur menggunakan hanya satu pin pada mikrokontroler, dengan kebutuhan koneksi ground. Selain itu, setiap DS18B20 diberikan kode serial unik 64 bit, menyederhanakan pengelolaan beberapa sensor melalui satu pin mikrokontroler [19].
3	Wemos D1 Mini	Wemos D1 Mini adalah mikrokontroler yang dilengkapi dengan chipset ESP8266 sebagai pengirim dan penerima, sementara pada smartphone terdapat IC WiFi sebagai pengirim dan penerima. Proses komunikasi dimulai dengan sensor menghasilkan masukan berupa gelombang listrik, yang kemudian diolah oleh Wemos D1 Mini. Chipset ESP8266 mengubah sinyal tersebut dan mengirimkannya ke smartphone dalam bentuk gelombang elektromagnetik melalui media udara dengan bantuan penyedia layanan internet [20].
4	MT3608 - DC-DC Step Up	Konverter ini mampu mengambil tegangan input sekecil 2V dan meningkatkannya hingga mencapai 28V pada output. MT3608 dilengkapi dengan fitur pengalihan otomatis ke mode modulasi frekuensi pulsa saat beban ringan. Boost converter merupakan solusi efektif untuk meningkatkan tegangan dengan mudah, walaupun keuntungan ini disertai dengan biaya keluaran yang lebih rendah dibandingkan dengan arus input. Dikarenakan sifatnya sebagai konverter penambah, tegangan output harus melebihi tegangan input yang disediakan [21].

No	Nama Alat	Keterangan
5	Baterai	Baterai merupakan perangkat yang berfungsi untuk menyimpan energi listrik dalam bentuk kimia, kemudian mengubahnya menjadi energi listrik saat diperlukan untuk menghasilkan arus listrik. Modul baterai dapat diterapkan dengan mudah dan dapat diganti jika mengalami kerusakan. Kami memilih untuk menggunakan baterai <i>lithium polymer</i> berkapasitas 2000mAh, karena kapasitas ini dianggap memadai untuk menyuplai kebutuhan sistem dan memiliki daya tahan yang cukup lama [22].
6	Lithium battery charging module micro USB	<i>Charging lithium battery</i> adalah sebuah modul yang dirancang untuk mengisi baterai <i>lithium</i> dengan arus maksimal 1A, dilengkapi dengan sistem perlindungan selama proses pengisian daya pada baterai [10].
7	Casing alat	Casing dirancang sebagai tempat penempatan komponen pada perangkat, dan memiliki fungsi melindungi komponen dari pengaruh lingkungan, termasuk perlindungan terhadap air dan panas. Bahan yang digunakan untuk casing ini dapat berupa filamen hasil cetakan 3D [10].

Dikarenakan sistem ini tidak hanya menggunakan sistem perangkat keras, namun juga perangkat lunak, kami mengusulkan sebuah aplikasi monitoring yang dapat mendeteksi tingkat stres dan memberikan indikator stres yang dapat diakses langsung oleh pengguna. Dalam pemilihan aplikasi, kami memilih *blynk* karena penggunaannya yang mudah dan kemampuannya dalam mendukung protokol komunikasi *WiFi*. Keuntungan lainnya adalah kompatibilitas *blynk* dengan perangkat smartphone sehingga mempermudah akses bagi pengguna. Desain tampilan aplikasi diusulkan mengikuti pola seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.11.



Gambar 3.11 Usulan desain 2 rancangan aplikasi untuk pengguna

3.2.2 Rencana Anggaran Desain 2

Tabel 3.6. Rencana anggaran pengembangan sistem

No.	Item/Pengeluaran	Satuan	Harga satuan	Jumlah	Harga Total	Link pembelian
1	Sensor MAX30102	Pcs	Rp. 23.000, -	1	Rp. 23.000, -	https://tokopedia .link/FiZn8jsU6 Eb
2	Sensor DS18B20	Pcs	Rp.68.900	1	Rp.68.900	https://tokopedia .link/breZdAHcr Fb
3	MT3608 - DC-DC Step Up	Pcs	Rp. 5.000, -	1	Rp. 5.000, -	https://tokopedia .link/xI0IkQd31 Eb
4	Wemos D1 Mini	Pcs	Rp. 26.500, -	1	Rp. 26.500, -	https://tokopedia .link/yuxWdiE3 1Eb

No.	Item/Pengeluaran	Satuan	Harga satuan	Jumlah	Harga Total	Link pembelian
5	Baterai	Pcs	Rp. 45.000, -	1	Rp. 45.000, -	https://tokopedia.link/SXueDMS31Eb
6	Lithium battery charging module micro USB	Pcs	Rp. 4.000, -	1	Rp. 4.000, -	https://tokopedia.link/c4CyTRY31Eb
7	3D Printing (casing alat)	Pcs	Rp. 300.000, -	1	Rp 300.000,-	
8	Kabel	Paket	Rp. 5.000, -	1	Rp. 5.000, -	
9	Switch On/Off	Pcs	Rp. 5.000,	1	Rp. 5.000,	
10	Cetak PCB	Pcs	Rp. 300.000, -	1	Rp. 300.000, -	
11	<i>Ethical clearance</i>		Rp. 150.000,-		Rp. 150.000,-	
Total Belanja					Rp.932.000, -	

3.2.3 Analisis Risiko Desain

a. Aspek *Engineering*

Dalam aspek *engineering*, terdapat dua risiko utama yang dapat timbul dalam pembuatan usulan desain terkait penggunaan sensor dan arsitektur algoritma. Pertama, penggunaan sensor MAX30102 menimbulkan risiko ketidakakuratan akibat gerakan tiba-tiba selama pembacaan sensor atau pemasangan sensor yang kurang optimal pada objek. Hal ini dapat mengakibatkan munculnya *noise* yang merusak kualitas data, menyebabkan ketidakakuratan dan ketidaktepatan pada hasil pembacaan.

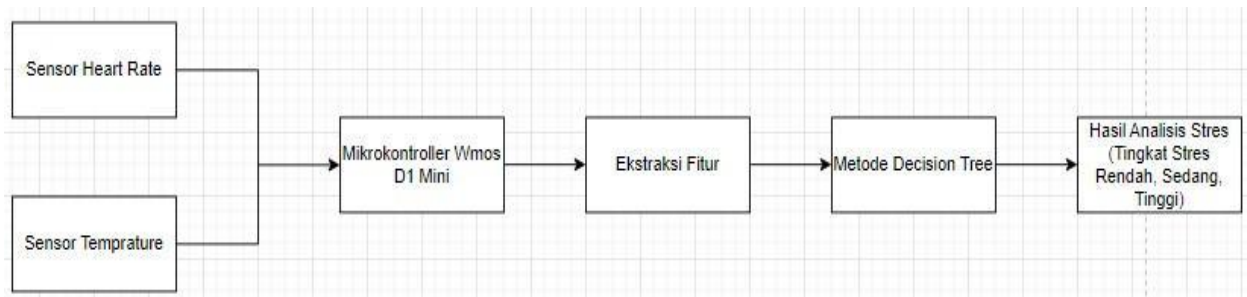
Risiko kedua terkait dengan arsitektur algoritma, metode k-Nearest Neighbors (k-NN) memiliki kelemahan terhadap data ekstrem atau *outlier* karena dapat mempengaruhi hasil klasifikasi melalui pembesaran jarak antar titik data. *Outlier* dapat memiliki dampak yang tidak *proporsional* terhadap hasil klasifikasi. Selain itu, k-NN juga rentan terhadap nilai k yang

digunakan. Jika nilai k terlalu kecil, model menjadi sangat peka terhadap *noise*, sementara jika nilai k terlalu besar, model kehilangan kemampuan untuk mendeteksi pola-pola lokal dalam data. Oleh karena itu, pemilihan nilai k yang tepat sangat penting untuk hasil klasifikasi yang baik.

b. Aspek Ekonomi

Pada aspek ekonomi resiko pembuatan usulan desain 1 yaitu ada pada konsumsi energi pada sensor MAX30102 yang besar dan pembacaan sensor kurang akurat dalam kondisi cahaya yang sangat terang atau terpapar sinar matahari langsung, sehingga apabila sensor ini rusak tentu biaya pembuatan dapat membengkak apabila dibutuhkan penggantian terhadap sensor.

3.3 Usulan Solusi 3



Gambar 3.12 Diagram blok usulan desain 3

Usulan solusi 3 adalah membuat alat pendeteksi stres menggunakan metode *decision tree* untuk analisis stres. Hal yang membedakan usulan solusi ke 2 dengan usulan solusi 1 adalah jenis sensor dan metode yang dipakai. Usulan solusi ke 2 ini menggunakan komponen wemos D1 mini, sensor suhu DS18B20 dan sensor *heart rate* MAX30105. Data dari *blynk* dapat diakses pengguna secara mudah namun, jaringan internet yang digunakan harus stabil agar pengiriman data real-time. Sistem ini juga dilengkapi dengan kemampuan IoT untuk pemantauan dari jarak jauh, dan pengguna dapat mengakses alat ini melalui smartphone maupun laptop menggunakan aplikasi *blynk*.

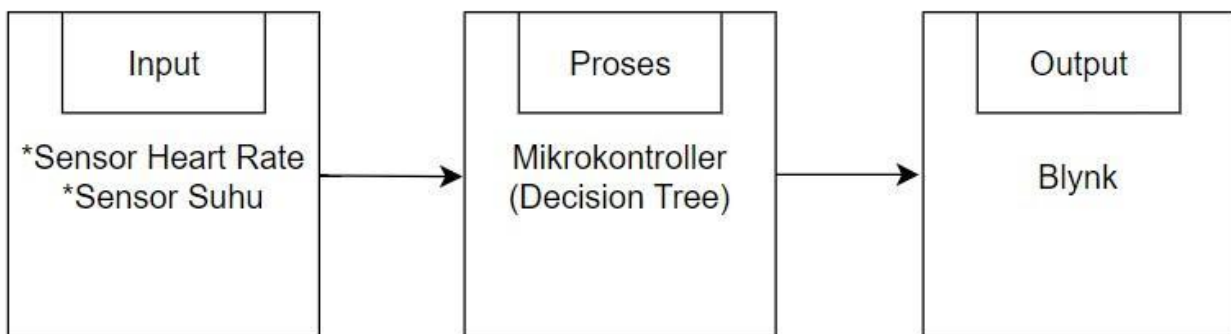
Hasil penelitian yang pernah dilakukan menghasilkan sistem deteksi stres melalui detak jantung dan kelenjar keringat memiliki tingkat akurasi sebesar 98,5%, sementara waktu rata-rata yang diperlukan oleh sistem untuk mendeteksi stres adalah sekitar 36,80 detik atau setara dengan 36802,83 milidetik [2].

Kelebihan metode *decision tree* adalah memberikan model yang mudah diinterpretasi dan dapat divisualisasikan dan *decision tree* tidak memerlukan pemrosesan data yang rumit, seperti normalisasi atau pengelompokan. Selain itu, akurasi tinggi sebesar 95,8% dalam klasifikasi stres dengan metode *decision tree* menunjukkan kemampuan sistem dalam mengklasifikasikan tingkat stres dengan sangat baik, yang penting dalam pengelolaan stres. Waktu komputasi yang relatif cepat sekitar 36,80 detik, memungkinkan hasil yang lebih cepat untuk pengguna.

Kekurangan *decision tree* untuk analisis stres adalah pada dataset dengan dimensi tinggi, *decision tree* dapat menjadi kurang efisien dan cenderung mengalami *overfitting*. *Decision tree* tidak selalu dapat menangani perubahan data yang terus-menerus atau dinamis dengan baik. Sehingga hasil rata-rata waktu komputasi sistem yang relatif lama untuk mendeteksi stres, yaitu 36,80 detik.

Tim kami mengembangkan sistem menggunakan metode *decision tree* untuk menganalisis tingkat stres. Pendekatan ini melibatkan penggabungan dua input, yaitu pembacaan sensor *heart rate* dan sensor suhu, dengan tujuan menghasilkan satu nilai yang merepresentasikan keduanya. *Output* yang dihasilkan akan digunakan untuk menilai tingkat kecenderungan stres seseorang berdasarkan perhitungan matematis. Hasil perbandingan kemudian dicocokkan dengan nilai parameter standar yang telah ditetapkan dalam penelitian dan desain sistem sejenis.

Adapun blok diagram perancangan arsitektur sistem dari alat ini dapat dilihat pada Gambar 3.13.



Gambar 3.13 tahapan proses *decision tree*

Berdasarkan Gambar 3.13 tahapan proses yang dilaksanakan oleh sistem memiliki 3 bagian utama yang harus dilakukan untuk mendapatkan output yaitu:

1. Input

Bagian *input* adalah tahap dalam sistem yang dimulai dengan pengumpulan nilai dari dua sensor yang terintegrasi dalam sistem, yakni sensor *Heart Rate* dengan tipe MAX30102 dan sensor Suhu dengan jenis DS18B20. Cara operasional masing-masing sensor ini dapat dijelaskan sebagai berikut:

- a. Sensor MAX30102 bekerja dengan memancarkan sinar inframerah dan merah ke dalam kulit untuk mendeteksi perubahan volume darah yang terkait dengan denyut jantung. Melalui teknologi *photoplethysmography* (PPG), sensor ini mengukur pola denyut jantung dan kadar oksigen dalam darah.
- b. Sensor DS18B20 beroperasi dengan cara mengukur suhu dalam rentang -55°C hingga $+125^{\circ}\text{C}$. Komunikasi antara sensor DS18B20 dan mikrokontroler terjadi melalui satu kabel yang memiliki kemampuan membaca dan melakukan konversi suhu sesuai dengan library arduino yang diinginkan.

2. Proses

Tahap pemrosesan data dilakukan oleh mikrokontroler ESP8266, yang bertugas mengolah data hasil pembacaan sensor. Proses pengolahan data melibatkan penerapan metode *decision tree*, yang diimplementasikan di dalam ESP8266 untuk menganalisis dua data input yang berasal dari pembacaan sensor detak jantung dan suhu.

- a. Pembentukan algoritma *decision tree* membentuk struktur pohon keputusan berdasarkan konsep "pemisahan berdasarkan atribut" dan "pemaksimalan Information Gain atau Gini Gain". Ada beberapa algoritma yang digunakan untuk membangun Decision Tree, dan masing-masing memiliki konsep utama yang membimbing pembentukannya. Beberapa algoritma populer untuk pembentukan Decision Tree termasuk CART (Classification and Regression Trees), ID3 (Iterative Dichotomiser 3), dan C4.5 [2].

Metode klasifikasi *decision tree* melibatkan beberapa tahap. Pertama, pemilihan atribut pemisah. Kedua, menghitung information Gain atau Gini Gain. Ketiga, membagi data. Keempat, terapkan langkah-langkah di atas secara rekursif pada setiap cabang atau node hasil pembagian. Kelima, tentukan kriteria berhenti untuk menghentikan proses

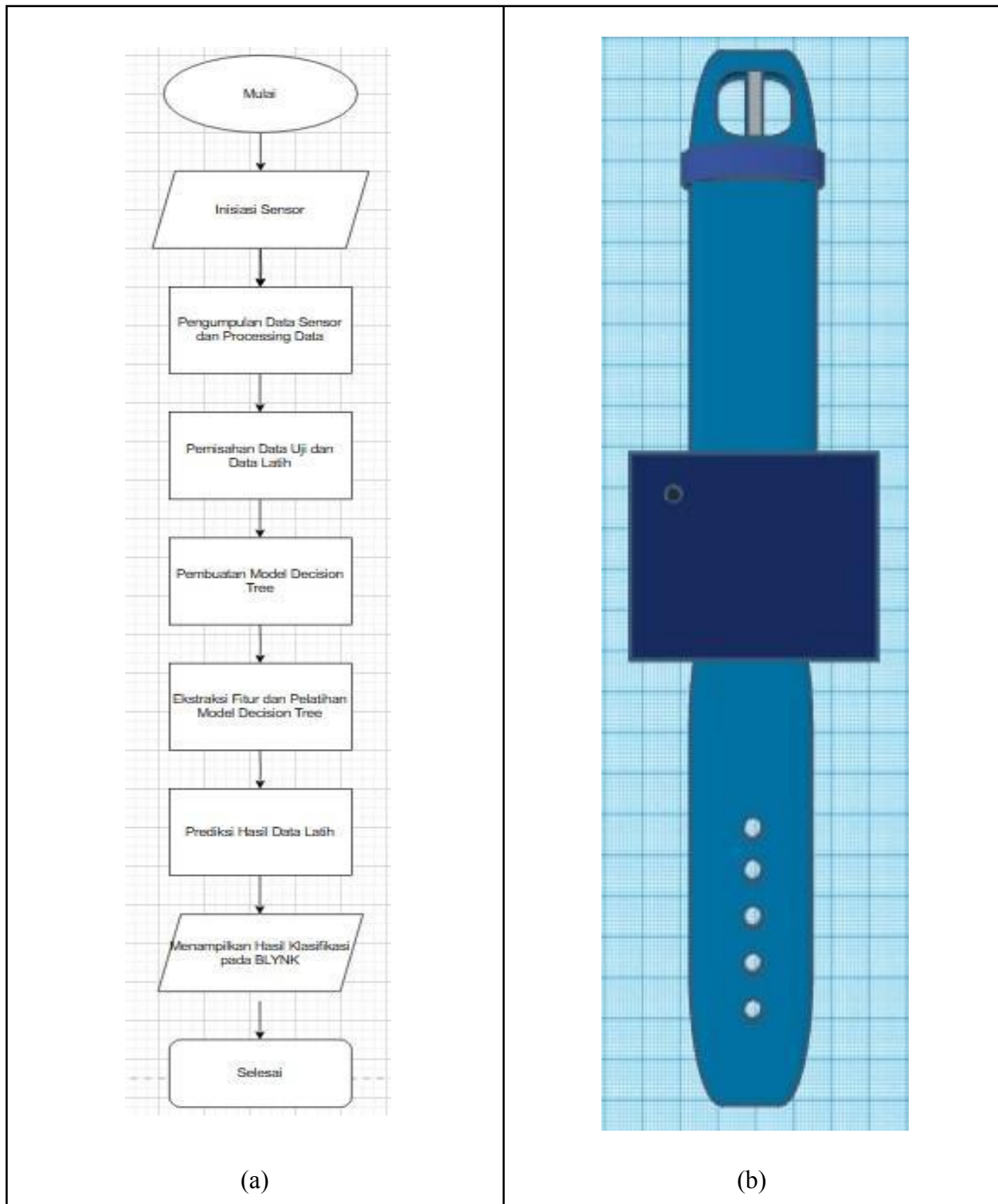
rekursif. Keenam, Pohon keputusan yang terbentuk dapat digunakan untuk melakukan prediksi pada data baru. berikut adalah beberapa rumus yang umumnya terkait dengan Decision Tree:

$$\text{Gini}(t) = 1 - \sum_{i=1}^c p(i|t)^2, \text{ di mana } p(i|t) \text{ adalah proporsi data di node } t \text{ yang termasuk dalam kelas } i [2].$$

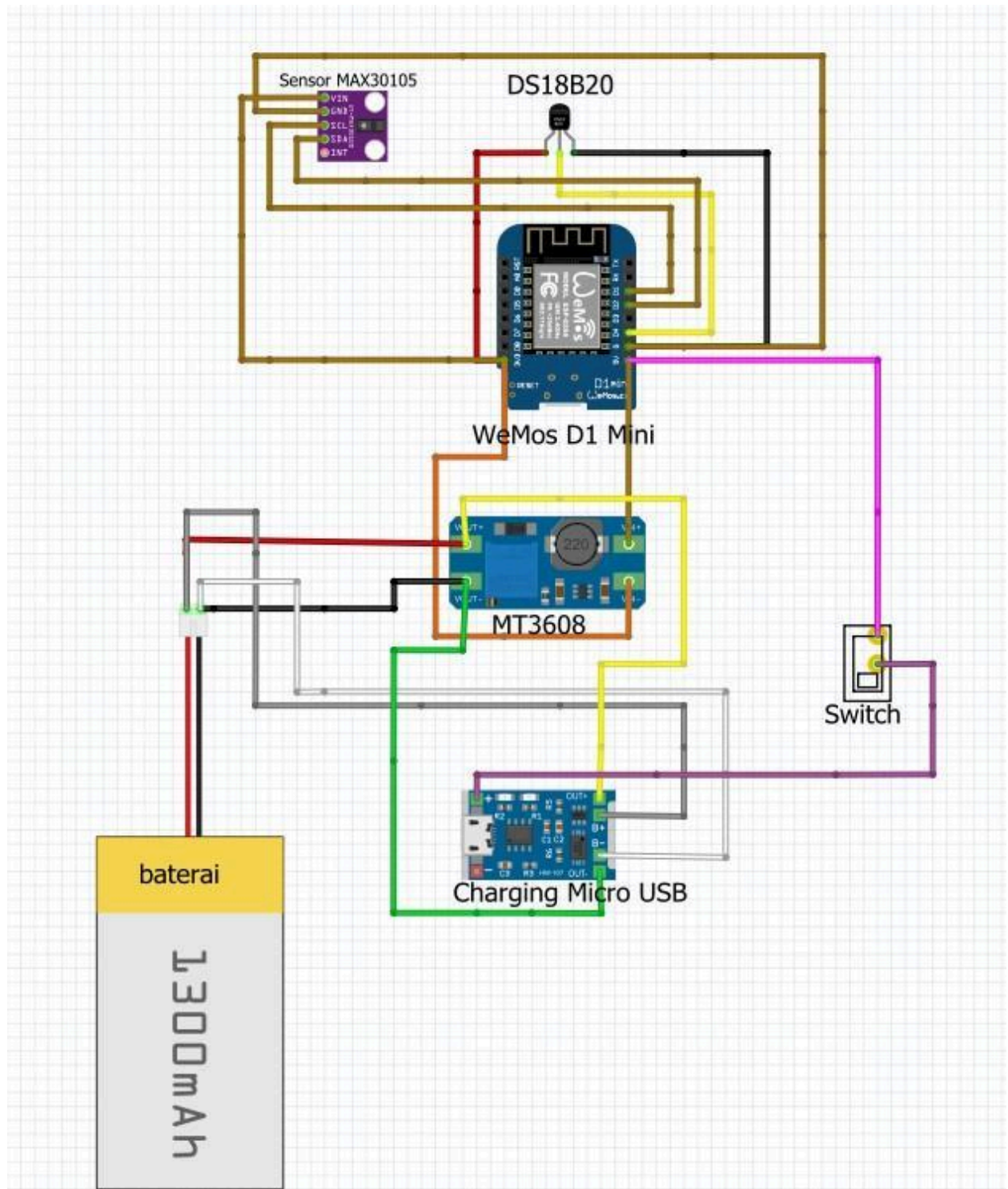
3. Output

Hasil dari nilai *decision tree* dan pembacaan sensor akan dikirim ke platform *Blynk* melalui protokol WiFi, menggunakan modul WiFi 802.11 b/g/n yang terdapat pada Wemos D1 Mini untuk mentransfer data ke cloud. Pemilihan Wemos D1 Mini didasarkan pada kemampuannya untuk mendukung spesifikasi perangkat yang memungkinkan koneksi ke cloud, khususnya untuk menampilkan data hasil pembacaan sensor dan hasil *output* di platform *Blynk*. Tampilan data pada platform *Blynk* mencakup hasil pembacaan sensor, justifikasi tingkat stres, serta grafik perubahan pembacaan sensor.

3.3.1 Desain Sistem 3



Gambar 3.14 (a) Proses cara kerja sistem, (b) desain model sistem usulan desain 3



Gambar 3.15 Desain elektronis usulan desain 3

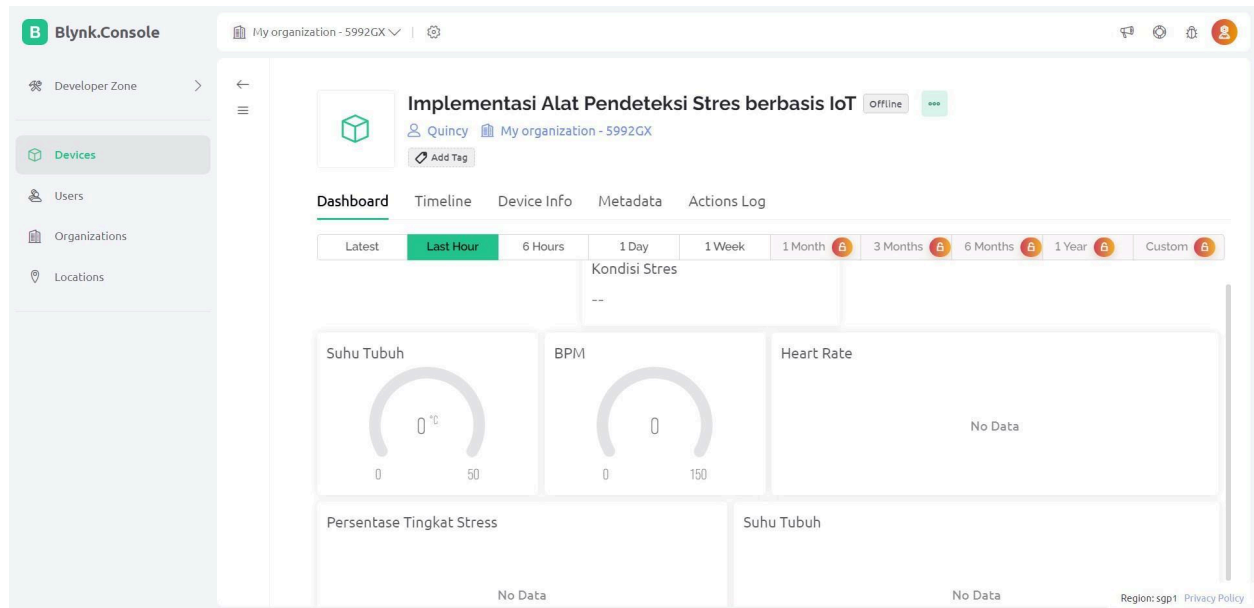
Untuk dapat memenuhi usulan sistem tersebut, maka diperlukan inventarisasi kebutuhan sistem perangkat keras. Tabel 3.7 memperlihatkan kebutuhan sistem sesuai usulan dan spesifikasi yang dibutuhkan.

Tabel 3.7. Inventarisasi kebutuhan usulan sistem perangkat keras

No	Nama Alat	Keterangan
1	Sensor MAX30105	Sensor MAX30105 merupakan perangkat sensor yang dirancang khusus untuk mengukur detak jantung (<i>heart rate</i>) dan tingkat oksigen dalam darah (SpO2). Pada dasarnya, sensor ini menggunakan teknologi fotoplethismograf (PPG) yang berfokus pada pendeteksian perubahan volume darah dalam pembuluh darah yang terjadi seiring dengan detak jantung, sehingga memungkinkan pengukuran akurat terhadap kadar oksigen dalam darah [23].
2	Sensor DS18B20	DS18B20 adalah sensor suhu digital yang menggunakan protokol 1-wire, memungkinkannya mengukur suhu dalam rentang -55°C hingga +125°C (-67°F hingga +257°F) dengan akurasi sekitar ±5%. Sensor ini mengirimkan data dalam format 9 hingga 12 bit melalui satu kabel tunggal. Karena mengikuti protokol 1-wire, sensor ini dapat dengan mudah diatur menggunakan hanya satu pin pada mikrokontroler, dengan kebutuhan koneksi ground. Selain itu, setiap DS18B20 diberikan kode serial unik 64 bit, menyederhanakan pengelolaan beberapa sensor melalui satu pin mikrokontroler [19].
3	Wemos D1 Mini	Wemos D1 Mini adalah mikrokontroler yang dilengkapi dengan chipset ESP8266 sebagai pengirim dan penerima, sementara pada smartphone terdapat IC WiFi sebagai pengirim dan penerima. Proses komunikasi dimulai dengan sensor menghasilkan masukan berupa gelombang listrik, yang kemudian diolah oleh Wemos D1 Mini. Chipset ESP8266 mengubah sinyal tersebut dan mengirimkannya ke smartphone dalam bentuk gelombang elektromagnetik melalui media udara dengan bantuan penyedia layanan internet [20].
4	MT3608 - DC-DC Step Up	Konverter ini mampu mengambil tegangan input sekecil 2V dan meningkatkannya hingga mencapai 28V pada output. MT3608 dilengkapi dengan fitur pengalihan otomatis ke mode modulasi frekuensi pulsa saat beban ringan. Boost converter merupakan solusi

No	Nama Alat	Keterangan
		efektif untuk meningkatkan tegangan dengan mudah, walaupun keuntungan ini disertai dengan biaya keluaran yang lebih rendah dibandingkan dengan arus input. Dikarenakan sifatnya sebagai konverter penambah, tegangan output harus melebihi tegangan input yang disediakan [21].
5	Baterai	Baterai merupakan perangkat yang berfungsi untuk menyimpan energi listrik dalam bentuk kimia, kemudian mengubahnya menjadi energi listrik saat diperlukan untuk menghasilkan arus listrik. Modul baterai dapat diterapkan dengan mudah dan dapat diganti jika mengalami kerusakan. Kami memilih untuk menggunakan baterai <i>lithium polymer</i> berkapasitas 2000mAh, karena kapasitas ini dianggap memadai untuk menyuplai kebutuhan sistem dan memiliki daya tahan yang cukup lama [22].
6	Lithium battery charging module micro USB	<i>Charging lithium battery</i> adalah sebuah modul yang dirancang untuk mengisi baterai <i>lithium</i> dengan arus maksimal 1A, dilengkapi dengan sistem perlindungan selama proses pengisian daya pada baterai [10].
7	Casing alat	Casing dirancang sebagai tempat penempatan komponen pada perangkat, dan memiliki fungsi melindungi komponen dari pengaruh lingkungan, termasuk perlindungan terhadap air dan panas. Bahan yang digunakan untuk casing ini dapat berupa filamen hasil cetakan 3D [10].

Dikarenakan sistem ini tidak hanya menggunakan sistem perangkat keras, namun juga perangkat lunak, kami mengusulkan sebuah aplikasi monitoring yang dapat mendeteksi tingkat stres dan memberikan indikator stres yang dapat diakses langsung oleh pengguna. Dalam pemilihan aplikasi, kami memilih *blynk* karena penggunaannya yang mudah dan kemampuannya dalam mendukung protokol komunikasi *WiFi*. Keuntungan lainnya adalah kompatibilitas *blynk* dengan perangkat smartphone sehingga mempermudah akses bagi pengguna. Desain tampilan aplikasi diusulkan mengikuti pola seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.16.



Gambar 3.16. Usulan desain 3 rancangan aplikasi untuk pengguna

3.3.2 Rencana Anggaran Desain 3

Tabel 3.8. Rencana anggaran pengembangan sistem

No.	Item/Pengeluaran	Satuan	Harga satuan	Jumlah	Harga Total	Link pembelian
1	Sensor MAX30105	Pcs	Rp. 592.000,-	1	Rp. 592.000,-	https://tokopedia.link/ydOzBIoId Fb
2	Sensor DS18B20	Pcs	Rp. 68.900,-	1	Rp. 68.900,-	
3	MT3608 - DC-DC Step Up	Pcs	Rp. 5.000,-	1	Rp. 5.000,-	https://tokopedia.link/xI0IkQd31 Eb
4	Wemos D1 Mini	Pcs	Rp. 26.500,-	1	Rp. 26.500,-	https://tokopedia.link/yuxWdiE3 1Eb

No.	Item/Pengeluaran	Satuan	Harga satuan	Jumlah	Harga Total	Link pembelian
5	Baterai	Pcs	Rp. 45.000, -	1	Rp. 45.000, -	https://tokopedia.link/SXueDMS31Eb
6	Lithium battery charging module micro USB	Pcs	Rp. 4.000, -	1	Rp. 4.000, -	https://tokopedia.link/c4CyTRY31Eb
7	3D Printing (casing alat)	Pcs	Rp. 300.000, -	1	Rp. 300.000, -	
8	Kabel	Paket	Rp. 5.000, -	1	Rp. 5.000, -	
9	Switch On/Off	Pcs	Rp. 5.000,	1	Rp. 5.000,	
10	Cetak PCB	Pcs	Rp. 300.000, -	1	Rp. 300.000, -	
11	<i>Ethical clearance</i>		Rp. 150.000,-		Rp. 150.000,-	
Total Belanja					Rp.1.501.400, -	

3.3.3 Analisis Risiko Desain

a. Aspek *Engineering*

Dalam aspek *engineering*, terdapat dua risiko utama yang dapat timbul dalam pembuatan usulan desain terkait penggunaan sensor dan arsitektur algoritma. Pertama, ketersediaan sensor MAX30105 yang sedikit.

Risiko kedua terkait dengan arsitektur algoritma, metode *decision tree* memiliki kelemahan yaitu pohon keputusan cenderung menangkap detail-detail kecil yang mungkin hanya merupakan noise dalam data pelatihan, yang dapat menghasilkan *overfitting*. Jika pohon menjadi terlalu kompleks dan sangat disesuaikan dengan data pelatihan, kinerjanya dapat menurun secara signifikan ketika dihadapkan pada data baru. Selain itu, sensitivitas pohon keputusan terhadap perubahan kecil dalam data pelatihan dapat menyebabkan struktur model yang tidak stabil, dimana perubahan kecil dapat menyebabkan perubahan besar dalam pohon keputusan.

b. *Aspek Ekonomi*

Dalam konteks ekonomi risiko pembuatan usulan desain 3 terletak pada tingginya biaya produksi alat. Penggunaan sensor MAX30105 dalam desain tersebut menimbulkan risiko ekstra karena harganya yang cukup mahal, mencapai Rp. 592.000,-. Jika sensor ini mengalami kerusakan, hal ini dapat signifikan meningkatkan biaya produksi karena perlu melakukan penggantian sensor yang mahal tersebut.

3.4 Pengukuran Performa

Usulan desain ini melibatkan pembacaan suhu dan *heart rate* untuk mendeteksi tingkat stres pada pengguna. Meskipun hasil pembacaan sensor terintegrasi dengan platform *blynk*, terdapat *delay* dalam penampil data yang dipengaruhi oleh kondisi jaringan internet saat proses pengiriman informasi ke pengguna. Untuk mengatasi hal ini, usulan ini menggunakan metode klasifikasi dalam mendeteksi tingkat stres, memungkinkan evaluasi yang akurat meskipun terdapat *delay* dalam pengiriman data dan alat ini memiliki desain yang portabel. Indikator/parameter yang diukur dalam pengujian performa alat ini yang digunakan untuk menganalisis tingkat keberhasilan kinerja sistem ini yaitu:

1. Data rata - rata yang diperoleh dari sensor MAX30102 (*heart rate*) yang sudah diolah menggunakan pemrograman *if-else* dibandingkan dengan pembacaan pembacaan Aolon GTS 2024 dengan toleransi error maksimal sebesar $\pm 5\%$.
2. Data rata - rata pembacaan sensor *heart rate* MAX30102 dibandingkan dengan standarisasi sensor medis Elektrodiagram dengan toleransi eror maksimal sebesar 5 %
3. Hasil rata - rata pembacaan suhu dari sensor DS18B20 dibandingkan dengan pembacaan thermogun, dengan batasan error maksimal sebesar $\pm 5\%$.
4. Data mengenai tingkat stres yang diperoleh dari sistem dibandingkan dengan hasil kuesioner yang disebarakan kepada subjek setelah pengumpulan data..

3.5 Analisis dan Penentuan Usulan Solusi/Desain Terbaik

Tabel 3.9 *Decision matrix analysis unweighted assessment*

Faktor / Bobot	Desain 2	Efektivitas 5	Akurasi 4	Biaya 3
Usulan Desain 1	2	3	3	4
Usulan Desain 2	2	4	3	5
Usulan Desain 3	3	2	4	3

Tabel 3.10 *Decision matrix analysis weighted assessment*

Faktor / Bobot	Desain 2	Efektivitas 5	Akurasi 4	Biaya 3	Total
Usulan Desain 1	4	15	12	12	43
Usulan Desain 2	4	20	12	15	51
Usulan Desain 3	6	10	16	6	38

Berdasarkan usulan solusi 1, 2, dan 3, kami memutuskan untuk menggunakan usulan solusi 2 sebagai bahan tugas akhir. Alasan utama pemilihan desain kedua yaitu dari aspek engineering penggunaan sensor MAX30102 lebih mudah ditemukan dibandingkan dengan dua sensor lainnya. Dari segi biaya, usulan desain 2 juga memiliki harga yang lebih terjangkau dibandingkan dengan dua sensor lainnya. Pemilihan usulan solusi juga telah dipertimbangkan menggunakan matriks keputusan sebagaimana tercantum dalam Tabel 3.13 dan Tabel 3.14.

3.6 Gantt Chart

Tabel 3.11 *Gantt chart pelaksanaan Capstone Project*

No.	Kegiatan/Capaian	2023				2024						
		Sep	Oct	Nov	Des	Jan	Feb	Mar	Apr	Mei	Jun	Jul
1	Survei dan identifikasi permasalahan	Q,D	Q,D									
2	Mencari literatur dan informasi untuk kebutuhan dan spesifikasi sistem	D	Q,D									
3	Mengumpulkan seluruh ide solusi dan finalisasi usulan			Q	D							

No.	Kegiatan/Capaian	2023				2024						
		Sep	Oct	Nov	Des	Jan	Feb	Mar	Apr	Mei	Jun	Jul
	perancangan sistem serta manajemen dan rancangan belanja											
4	Pengumpulan proposal Tugas Akhir 1/ <i>Capstone Project</i> dan seminar											
5	Pembelian kebutuhan alat dan bahan project											
6	Pembuatan kode program untuk integrasi wemos D1 mini dengan bynk											
7	Pembuatan program dan melakukan pengujian komunikasi sensor suhu dengan blynk Menggunakan Wemos D1 mini											
8	Pembuatan program dan melakukan pengujian komunikasi Sensor <i>Heart Rate</i> dengan blynk menggunakan Wemos D1 mini											
9	Pembuatan program K-NN											
10	Pembuatan design 3D dan mencetak PCB											
11	Testing alat											
12	Pengujian sample											

No.	Kegiatan/Capaian	2023				2024						
		Sep	Oct	Nov	Des	Jan	Feb	Mar	Apr	Mei	Jun	Jul
13	Expo dan pengumpulan laporan akhir											Q,D

Ket. : Q :Quincy, D : Desy

3.7 Realisasi Pelaksanaan Tugas Akhir 1

Tabel 3.12 Realisasi aktivitas pelaksanaan tugas akhir 1

No	Hari, Tanggal, Durasi (jam atau hari)	Aktivitas	Pelaksana
1	Senin, 18 September 2023, 16.30	Bimbingan pertama (Pembahasan template & timeline)	Dosen Pembimbing 1
2	Selasa, 19 September 2023, 2 jam	Survei literatur jurnal <i>project</i> terkait	Quincy Desy
3	Rabu, 20 September 2023, 2 jam	Survei literatur jurnal <i>project</i> terkait	Desy
4	Jumat, 22 September 2023, 2 Jam	Penyusunan BAB 1 Latar Belakang & Pendahuluan	Desy
5	Sabtu, 23 September 2023, 5 jam	Penyusunan BAB 1 Latar Belakang & Pendahuluan	Quincy
6	Selasa, 26 September 2023,	Bimbingan kedua (Pembahasan <i>project</i> secara garis besar)	Dosen Pembimbing 1

7	Rabu, 27 September 2023, 2 jam	Penyusunan BAB 1 Latar Belakang & Pendahuluan	Quincy Desy
8	Selasa, 3 Oktober 2023, 14.30	Bimbingan ke-3 (Pembahasan latar belakang dan pendahuluan)	Dosen Pembimbing 1
9	Rabu, 11 Oktober 2023, 2 jam	Penyusunan BAB 1 (Hasil observasi, tujuan, rumusan masalah, batasan masalah)	Quincy Desy
10	Jumat, 13 Oktober 2023, 2 jam	Bimbingan ke - 4	Dosen Pembimbing 1
11	Sabtu, 14 Oktober 2023, 4 jam	Penyusunan BAB 1 (Hasil observasi, tujuan, rumusan masalah, batasan masalah dan Batasan masalah aspek keteknikan)	Desy
12	Senin, 16 Oktober 2023, 1 jam	Bimbingan 1 dosen pembimbing kedua	Dosen Pembimbing 2
13	Rabu, 18 Oktober 2023, 3 jam	Revisi BAB 1 dan Penyusunan BAB 2 (Studi literatur)	Quincy Desy

14	Jumat, 20 Oktober 2023, 1 jam	Penyusunan BAB 2 (Studi literatur & Observasi)	Quincy Desy
15	Sabtu, 21 oktober 2023. 5 jam	Penyusunan BAB 2 (Dasar Teori, Spesifikasi Sistem, Analisis aspek yang mempengaruhi sistem dan Spesifikasi sistem)	Quincy Desy
16	Selasa, 24 Oktober 2023, 16.30	Bimbingan ke - 5 (zoom)	Dosen Pembimbing 1
17	Rabu, 25 oktober 2023, 1 jam	Penyusunan BAB 2 (Analisis Stakeholder)	Quincy Desy
18	Jumat, 27 Oktober 2023, 1 jam	Penyusunan BAB 2 (Dasar Teori)	Quincy Desy
19	Senin, 30 Oktober 2023, 1 jam	Penyusunan BAB 2 (Analisis aspek yang mempengaruhi sistem)	Quincy Desy
20	Selasa, 31 Oktober 2023, 16.30	Bimbingan ke - 6	Dosen Pembimbing 1
21	Jumat, 3 November 2023, 2 jam	Revisi Bab 2	Quincy Desy
22	Selasa, 7 November 2023, 3 jam	Revisi Bab 2 dan Penyusunan BAB 3	Quincy Desy
23	Jumat, 10 November 2023, 4 jam	Penyusunan BAB 3 (Usulan Solusi 1)	Quincy Desy

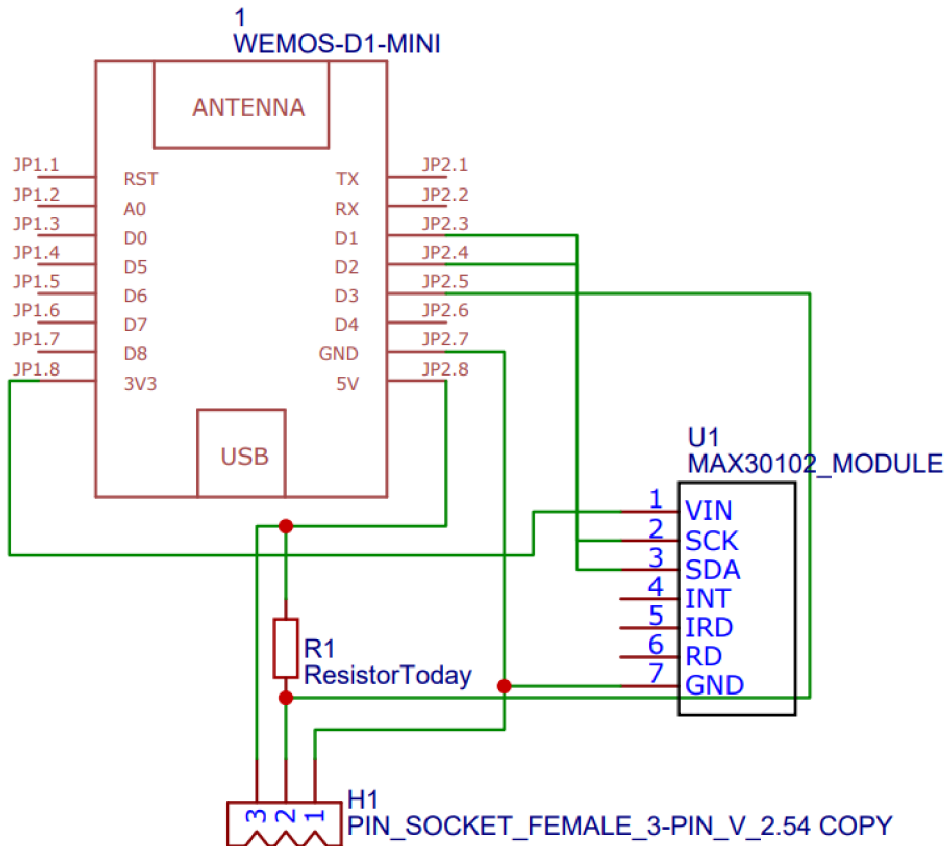
24	Selasa, 14 November 2023, 2 jam	Studi literatur sensor suhu dan sensor <i>heart rate</i>	Quincy Desy
25	Kamis, 16 November 2023, 2 jam	Penyusunan BAB 3 (Diagram usulan solusi 1)	Quincy Desy
26	Jumat, 17 November 2023, 10.00	Bimbingan ke 7	Dosen Pembimbing 1
27	Selasa, 21 November 2023, 2 jam	Desain alat 3D	Quincy Desy
28	Sabtu, 25 November 2023, 5 jam	Penyusunan BAB 3 desain elektronik dan desain alat 3D usulan solusi 1	Quincy Desy
29	Minggu, 26 November 2023, 5 jam	Flowchart, pembuatan gantt chart dan realisasi tugas akhir	Quincy Desy
30	Senin, 27 November 2023, 17.30	Bimbingan ke 2	Dosen Pembimbing 2
31	Selasa, 28 November 2023, 2 jam	Pembuatan desain elektronik usulan desain 1 dan 2	Quincy Desy
32	Rabu, 29 November 2023, 15.30	Bimbingan ke 8	Dosen pembimbing 1
33	Kamis, 30 November 2023, 4 jam	Revisi usulan desain	Quincy Desy

34	Sabtu, 2 Desember 2023, 2 jam	Pembahasan revisi bab 3	Quincy Desy
35	Minggu, 3 Desember 2023, 3jam	Pembuatan diagram blok dan pembahasan usulan solusi 3	Quincy Desy
36	Rabu, 6 Desember 2023, 16.00	Bimbingan ke 9	Dosen pembimbing 1
37	Jumat, 8 Desember 2023, 5 jam	Revisi bab 3	Quincy Desy
38	Senin, 11 Desember 2023, 17.15	Bimbingan ke 3	Dosen pembimbing 2

BAB 4. HASIL RANCANGAN DAN METODE PENGUKURAN

4.1 Hasil Rancangan Sistem

4.1.1 Rangkaian Skematik



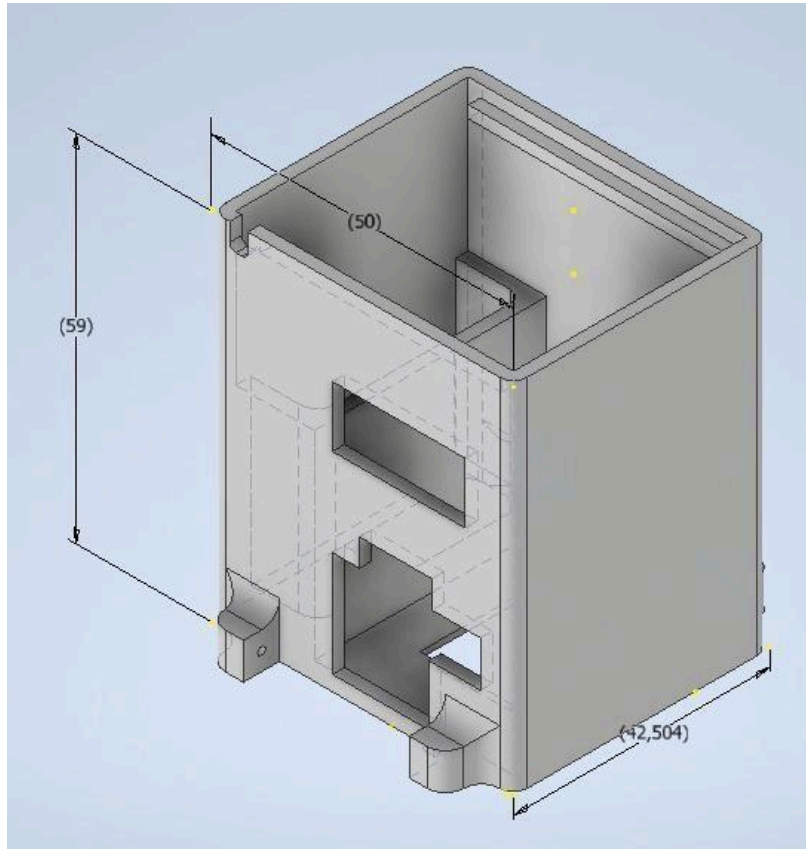
Gambar 4.1 Rangkaian skematik desain

Berdasarkan gambar 4.1 diatas rangkaian skematik alat ini memiliki beberapa komponen. Alat ini menggunakan Wemos D1 mini sebagai mikrokontroler yang digunakan untuk pengendalian perangkat keras untuk proses data, serta sebagai alat komunikasi untuk mentransmisikan data dari sensor. Sensor yang digunakan meliputi sensor denyut jantung MAX30102, yang digunakan untuk mengukur detak jantung, dan sensor suhu DS18B20, yang digunakan untuk mengukur suhu tubuh. Untuk daya, alat ini menggunakan baterai Li-Po 3,7V 200mAh yang dapat diisi ulang, yang memiliki kapasitas yang cukup besar dan cocok untuk

aplikasi pada alat ini. Modul pengisian micro USB juga tersedia untuk mendukung fitur pengisian baterai.

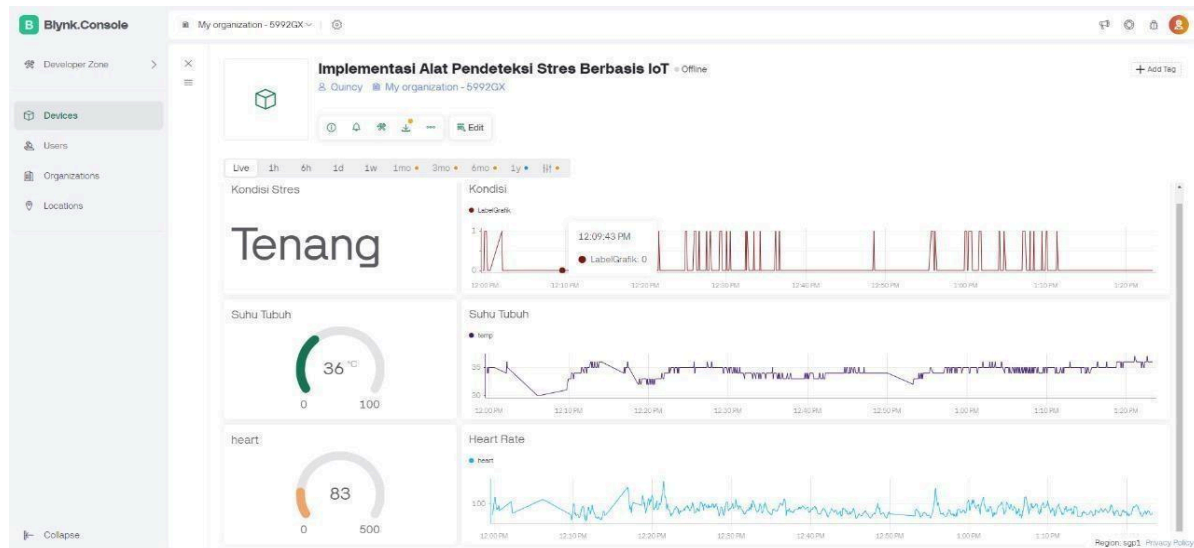
4.1.2 Gambar Desain 3D

Dalam proses pembuatan alat, kami mengalami beberapa penyesuaian dan sedikit kendala. Desain 3D ini berukuran 4,2 x 5 x 5,9 cm. Desain Akhir dari alat yang dibuat masih sama dengan yang sebelumnya seperti pada gambar 4.2.



Gambar 4.2 Desain 3D alat

4.1.3 Software atau interface

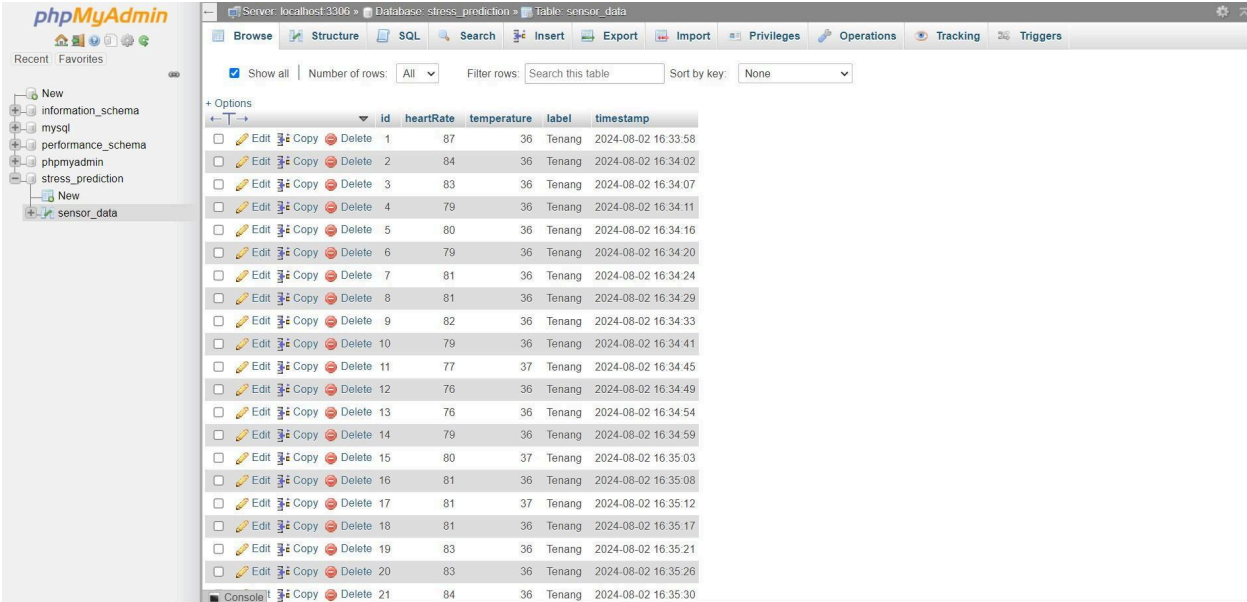


Gambar 4.3 Tampilan *interface* blynk

Gambar 4.3 menunjukkan tampilan antarmuka aplikasi Blynk yang dirancang untuk memantau kondisi kesehatan pengguna secara *real-time*. Data hasil pembacaan sensor ditampilkan ke Blynk dengan *delay* 6 hingga 10 detik, tergantung pada pembacaan sensor. Pengiriman data ke Blynk setiap 6 hingga 10 detik dipengaruhi oleh beberapa faktor, seperti kualitas jaringan (kecepatan dan kestabilannya), latensi (waktu yang diperlukan data untuk berpindah dari perangkat ke server), dan kecepatan pemrosesan perangkat (seberapa cepat mikrokontroler Wemos D1 mini dapat mengirimkan data). Semakin baik kualitas jaringan, semakin rendah latensi, dan semakin cepat pemrosesan perangkat, maka *delay* akan semakin berkurang. Pada mikrokontroler Wemos D1 mini, *delay* 6 detik digunakan untuk membatasi komputasi agar tidak berjalan terus-menerus, memungkinkan sistem beroperasi lebih efisien, dan mengurangi risiko kesalahan dalam pengolahan data. Pada antarmuka ini, terdapat indikator yang menampilkan nilai suhu tubuh, nilai *heart rate*, dan kondisi stres pengguna. Selain itu, terdapat grafik yang merekam data *heart rate*, suhu tubuh, dan kondisi stres.

Untuk indikator kondisi stres, nilai 1 menunjukkan saat pengguna teridentifikasi tegang, sedangkan nilai 0 menunjukkan saat pengguna teridentifikasi rileks, tenang, atau cemas. Grafik detak jantung memperlihatkan fluktuasi detak jantung pengguna dalam satuan waktu tertentu, sementara grafik suhu tubuh menampilkan variabilitas suhu tubuh pengguna. Hal ini dapat membantu dalam mendeteksi perubahan atau anomali yang mungkin terjadi. Aplikasi Blynk

dengan fitur-fitur ini sangat berguna dalam pengelolaan kesehatan pribadi, terutama bagi mereka yang memerlukan pemantauan kesehatan secara terus-menerus.



The screenshot shows the phpMyAdmin interface for a database named 'stress_prediction' and a table named 'sensor_data'. The table has five columns: 'id', 'heartRate', 'temperature', 'label', and 'timestamp'. The data is as follows:

id	heartRate	temperature	label	timestamp
1	87	36	Tenang	2024-08-02 16:33:58
2	84	36	Tenang	2024-08-02 16:34:02
3	83	36	Tenang	2024-08-02 16:34:07
4	79	36	Tenang	2024-08-02 16:34:11
5	80	36	Tenang	2024-08-02 16:34:16
6	79	36	Tenang	2024-08-02 16:34:20
7	81	36	Tenang	2024-08-02 16:34:24
8	81	36	Tenang	2024-08-02 16:34:29
9	82	36	Tenang	2024-08-02 16:34:33
10	79	36	Tenang	2024-08-02 16:34:41
11	77	37	Tenang	2024-08-02 16:34:45
12	76	36	Tenang	2024-08-02 16:34:49
13	76	36	Tenang	2024-08-02 16:34:54
14	79	36	Tenang	2024-08-02 16:34:59
15	80	37	Tenang	2024-08-02 16:35:03
16	81	36	Tenang	2024-08-02 16:35:08
17	81	37	Tenang	2024-08-02 16:35:12
18	81	36	Tenang	2024-08-02 16:35:17
19	83	36	Tenang	2024-08-02 16:35:21
20	83	36	Tenang	2024-08-02 16:35:26
21	84	36	Tenang	2024-08-02 16:35:30

Gambar 4.4 Tampilan database

Gambar 4.4 menampilkan sebuah basis data yang memuat informasi mengenai nilai *heart rate*, suhu tubuh, kondisi stres, serta waktu saat data tersebut masuk. Setiap entri dalam basis data ini mencakup semua parameter tersebut untuk memberikan gambaran yang komprehensif tentang kondisi kesehatan seseorang pada saat data tersebut dicatat.

4.1.4 Foto hasil akhir perancangan



Gambar 4 .5 (a) Gambar alat tampak samping, (b) Gambar alat tampak atas

Untuk implementasinya seperti ditunjukkan pada Gambar 4.4 rangkaian sistem berada dalam box hitam dengan lubang daya USB terletak di samping box sedangkan untuk bagian bawahnya terdapat sensor MAX30102.

4.2 Metode Pengukuran Kinerja Hasil Perancangan

4.2.1 Pengambilan Data

Untuk memperoleh indikator atau parameter yang telah ditentukan, proses pengambilan data dilakukan dengan mengikuti prinsip-prinsip yang diterapkan dalam *Tes Stres Sosial Trier* (TSST). dengan pembagian waktu untuk masing-masing tahapan tes.

Keterangan :

PS : Periode Pre Stres 5 menit

AS : Periode Stres Antisipatif dan persiapan bicara 5 menit

M : Periode Matematika 10 menit

Recovery : Periode Pemulihan 5 menit

A. Periode Pre Stres

1. Periode pre-stres dilakukan selama 5 menit.
2. Beri petunjuk kepada peserta untuk berpindah ke ruang tes yang telah dipersiapkan dengan tujuan meningkatkan efek stres TSST.
3. Pasang alat pendeteksi stres pada tubuh peserta.
4. Tim penguji menjelaskan serangkaian tes yang akan dijalani oleh peserta selama kurang lebih 25 menit ke depan. Mereka akan membacakan naskah kepada peserta yang berisi informasi seperti "Ini merupakan bagian dari tugas yang harus Anda lakukan selama 25 menit ke depan. Anda akan diminta untuk menyiapkan pidato sesuai instruksi, membacanya di depan kami, dan terakhir, akan diminta untuk mengerjakan soal matematika."
5. Catat pengukuran tingkat stres pada peserta pada tahap ini.

B. Periode Stres Antisipatif

1. Periode antisipasi stres berlangsung selama 5 menit.
2. Beri petunjuk kepada peserta untuk menyiapkan naskah pidato sesuai dengan petunjuk yang dibacakan oleh tim penguji.
3. Beri petunjuk kepada peserta untuk membacakan naskah pidato yang telah disiapkan sebelumnya kepada tim penguji, dengan menghadap kamera yang telah dipersiapkan oleh tim penguji.
4. Catat pengukuran tingkat stres pada peserta selama fase ini.

C. Periode Matematika

1. Sesi matematika berlangsung selama 10 menit.
2. Tim penguji menjelaskan serangkaian tes yang akan diikuti peserta pada ujian matematika. Mereka akan membacakan naskah kepada peserta yang berisi informasi seperti "Ini merupakan bagian dari tugas yang harus Anda lakukan

selama 10 menit ke depan. Dalam 5 menit pertama, Anda akan diminta untuk mengerjakan tes Pauli, menghitung penjumlahan dari 2 bilangan secara berurutan dan memberikan jawaban di antara dua angka. Kemudian, dalam 5 menit berikutnya, Anda akan diminta untuk mengerjakan tes kecerdasan Army Alpha sesuai instruksi yang telah disediakan, dan menjawabnya pada lembar kerja."

3. Soal matematika yang diberikan kepada peserta selama fase ujian matematika terlampir.
4. Catat pengukuran tingkat stres pada peserta selama fase ini.
5. Setelah ujian matematika selesai, beri petunjuk kepada peserta untuk meninggalkan ruangan ujian dan kembali ke ruang tunggu.

D. Recovery

1. Instruksikan peserta untuk kembali ke ruang tunggu dan mengisi kuesioner yang telah disiapkan oleh tim penguji melalui platform Google Form dalam waktu maksimal 5 menit.
2. Jika peserta berhasil mengisi kuesioner lebih cepat dari waktu yang ditentukan, tim penguji akan memberi izin kepada peserta untuk pulang lebih awal. Instruksi ini akan diberikan setelah tim memastikan bahwa peserta telah mengisi kuesioner dengan cermat dan tanpa tergesa-gesa.

4.2.2 Pemrosesan data

4.2.2.1 *If-else*

Sistem ini dimulai dengan program yang menunggu masukan berupa suhu tubuh dan denyut jantung, kemudian memproses kategori stres sesuai dengan Tabel 1.1 tentang parameter tingkat stres. Pernyataan dalam *if* akan dijalankan jika nilai bpm dan suhu sesuai dengan kondisi yang ditentukan. Jika nilai tersebut tidak memenuhi kondisi *if*, maka akan dilakukan pengecekan pada pernyataan *else*, dan seterusnya hingga mencapai kondisi *if* yang terpenuhi.

4.4.2.2 Indikator/Parameter yang Diukur

Indikator/parameter yang diukur dalam pengujian performa alat ini yang digunakan untuk menganalisis tingkat keberhasilan kinerja sistem ini yaitu:

1. Data rata - rata yang diperoleh dari sensor MAX30102 (*heart rate*) yang sudah diolah menggunakan pemrograman *if-else* dibandingkan dengan pembacaan pembacaan Aolon GTS 2024 dengan toleransi error maksimal sebesar $\pm 5\%$.
2. Data rata - rata pembacaan sensor *heart rate* MAX30102 dibandingkan dengan standarisasi sensor medis Elektrodiagram dengan toleransi eror maksimal sebesar 5 %
3. Hasil rata - rata pembacaan suhu dari sensor DS18B20 dibandingkan dengan pembacaan thermogun, dengan batasan error maksimal sebesar $\pm 5\%$.
4. Data mengenai tingkat stres yang diperoleh dari sistem dibandingkan dengan hasil kuesioner yang dibagikan kepada subjek setelah pengumpulan data.

BAB 5. HASIL PENGUKURAN DAN ANALISIS

5.1. Analisis Hasil

Analisis yang akan dibahas pada Bab 5 mencakup beberapa aspek penting, antara lain hasil pengujian indikator, kesesuaian spesifikasi sistem, pengalaman pengguna, kesesuaian perencanaan pengelolaan tim dengan pencapaian dan dampak implementasi sistem. Pada pembahasan hasil pengujian indikator, kami akan menjelaskan bagaimana alat tersebut diuji dan dibandingkan dengan alat yang ada di pasaran, dan kami juga akan menjelaskan keakuratan sistem dalam menentukan tingkat stres seseorang. Untuk memenuhi spesifikasi sistem, implementasi sistem akan dijelaskan pada Tugas Akhir 2, selanjutnya akan dibandingkan dengan spesifikasi yang diusulkan pada Tugas Akhir 1.

Pengalaman pengguna akan membahas hasil implementasi sistem, baik kendala yang dihadapi maupun pencapaian dari perspektif pengguna. Kemudian mengenai kecukupan perencanaan dalam pengelolaan kelompok dan pelaksanaannya akan dijelaskan sejauh mana sebenarnya pengelolaan kelompok tersebut sesuai dengan rencana yang telah disusun sebelumnya. Terakhir, pada bagian dampak penerapan sistem, akan dijelaskan dampak penerapannya pada bidang teknologi/inovasi, ekonomi, dan psikologi.

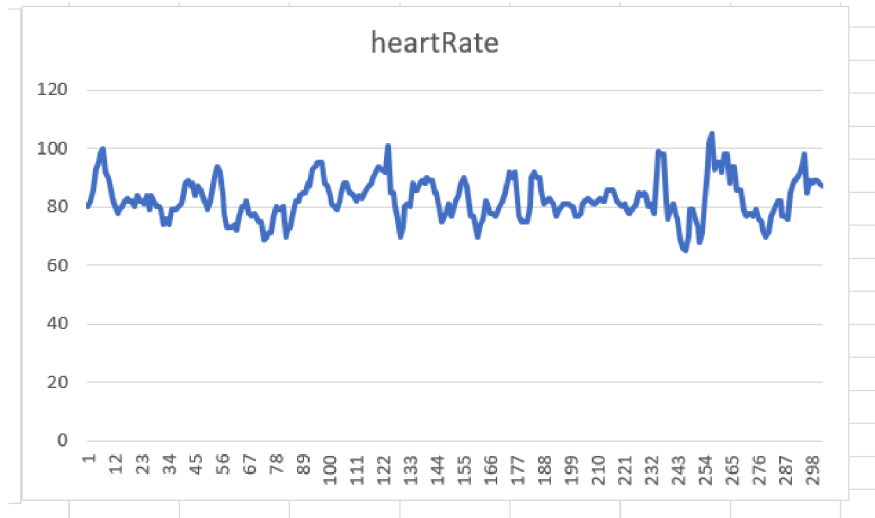
5.1.1 Hasil dan Analisis Pengujian Indikator

Pada bagian ini akan dibahas dan dianalisis hasil pengujian kinerja alat pengguna, dimana akan disajikan data lebih lanjut yang menunjukkan bahwa kinerja alat dapat memenuhi metrik yang telah ditentukan sebelumnya. Hasil pengujian indikator meliputi pengujian kinerja sensor detak jantung, pengujian kinerja sensor suhu, dan menampilkan hasil tingkat stres kepada pengguna selama uji coba alat dilakukan untuk mengetahui perubahan tingkat stres yang terjadi pada seseorang.

5.1.1.1 Pemrosesan Data *Heart Rate* dan Suhu

5.1.1.1.1 *Heart Rate*

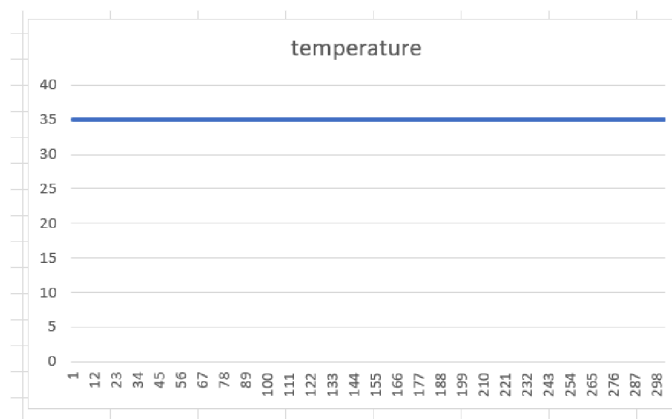
Hasil keluaran grafik yang telah difilter ditunjukkan pada Gambar 5.1, kode program yang digunakan terdapat di Lampiran



Gambar 5.1 Grafik *heart rate*

Pengukuran *heart rate* menghasilkan sinyal yang masih acak, namun sudah dapat diinterpretasikan dengan pembacaan sinyal per detik. Gangguan pada data detak jantung dapat disebabkan oleh berbagai faktor. Pertama, gerakan responden dapat mengganggu pembacaan karena aktivitas fisik atau gerakan tubuh yang berlebihan. Kedua, variasi alami dalam kondisi fisiologis responden, dapat menyebabkan sinyal menjadi tidak stabil. Terakhir, penempatan sensor yang tidak tepat pada tubuh responden dapat menghasilkan data yang kurang akurat.

5.1.1.1.2 Suhu



Gambar 5.2 Grafik sinyal suhu

Gambar 5.2 menunjukkan grafik sinyal suhu dari salah satu responden. Sinyal suhu dapat bervariasi antar individu karena kondisi fisiologis responden yang berbeda. Fluktuasi sinyal suhu

juga bisa disebabkan oleh gerakan tangan responden, yang menyebabkan alat tidak menempel dengan sempurna pada tubuh responden dan mengakibatkan data mengalami gangguan.

5.1.1.2 Analisis Error Hasil Pembacaan Sensor *Heart Rate* (HR)

Untuk memastikan tingkat keakuratan pembacaan sensor *heart rate* MAX30102, dilakukan perbandingan pengukuran dengan perangkat yang berfungsi mengukur detak jantung pengguna. Dalam hal ini, perbandingan dilakukan antara sensor *heart rate* dan jam tangan Aolon GTS 2024 untuk mengetahui tingkat akurasi pembacaan sensor *heart rate* yang terintegrasi. Berdasarkan perhitungan nilai eror dengan menggunakan rumus MAPE pada persamaan (5.1) dan perhitungan *absolute percentage error* pada persamaan (5.2).

$$MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|A_i - F_i|}{A_i} \times 100\% \quad (5.1)$$

$$Absolute Percentage Error = \frac{Selisih \text{ nilai rata - rata}}{Hasil \text{ pembacaan aktual}} \times 100 \% \quad (5.2)$$

Hasil perbandingan antara sensor *heart rate* MAX30102 dan jam tangan Aolon GTS 2024 ditunjukkan pada Tabel 5.1.

Tabel 5.1 Perbandingan sensor *heart rate* dengan jam tangan Aolon GTS 2024

Subjek	Rata - Rata Pembacaan		Selisih Nilai Rata - Rata	<i>Absolute Percentage Error</i> (%)
	Alat	Aolon GTS 2024		
1.	85,78	85,00	0,78	0,92
2.	106,5	105,2	1,30	1,24
3.	96,19	96,00	0,19	0,20
4.	84,19	84,00	0,19	0,23
5.	90,23	90,00	0,23	0,26
6.	89,91	89,40	0,51	0,57
7.	89,43	88,80	0,63	0,71
8.	89,23	89,00	0,23	0,26

Subjek	Rata - Rata Pembacaan		Selisih Nilai Rata - Rata	<i>Absolute Percentage Error (%)</i>
	Alat	Aolon GTS 2024		
9.	94,90	94,60	0,30	0,22
10.	91,02	91,00	0,02	0,69
11.	96,29	95,60	0,69	0,72
12.	94,64	94,60	0,04	0,64
13.	87,75	87,20	0,55	0,63
14.	96,78	96,60	0,18	0,64
15.	88,50	87,40	1,10	1,26
16.	84,77	84,40	0,37	0,24
17.	81,08	81,00	0,08	0,32
18.	87,35	86,80	0,55	0,19
19.	98,21	98,20	0,01	0,36
20.	92,29	91,40	0,89	0,86
Rata - Rata Percentage Error (MAPE)				0,56%

Diperoleh bahwa sensor *heart rate* MAX30102 memiliki rata-rata kesalahan sebesar 0,56% dan tingkat akurasi sebesar 99,44%. Hasil kesalahan yang dihitung dengan persamaan MAPE tersebut menandakan bahwa sensor *heart rate* Max30102 telah mampu memenuhi syarat dengan toleransi error $\pm 5\%$. Salah satu penyebab tingginya nilai kesalahan pada pembacaan sensor *heart rate* MAX30102 adalah subjek terlalu banyak melakukan gerakan, terutama gerakan tangan saat proses pengambilan data berlangsung. Selain faktor gerakan tangan, terdapat beberapa faktor lain yang dapat menyebabkan pembacaan nilai *heart rate* pada subjek tidak maksimal. Faktor kedua adalah alat pembanding, yaitu jam tangan Aolon GTS 2024, yang membutuhkan subjek untuk diam beberapa saat untuk mendapatkan satu data hasil pembacaan *heart rate*. Aolon GTS 2024 membutuhkan waktu sekitar 15 detik untuk sekali pengambilan data. Faktor ini sering kali menyebabkan selisih pembacaan *heart rate* antara alat dan jam tangan Aolon GTS 2024 menjadi besar.

5.1.1.2 Analisis Error Hasil Pembacaan Sensor *Heart Rate* (HR) dengan Standar Medis

Untuk memastikan tingkat keakuratan pembacaan sensor *heart rate* MAX30102, dilakukan perbandingan pengukuran dengan perangkat elektrokardiogram yang berfungsi mengukur detak jantung pengguna. Perbandingan ini bertujuan untuk mengetahui tingkat akurasi pembacaan sensor *heart rate* yang terintegrasi. Dalam pengujian ini, elektrokardiogram menghasilkan 70 hingga 75 nilai pembacaan *heart rate* dalam waktu 5 menit. Nilai error dihitung menggunakan rumus (MAPE) sesuai dengan persamaan (5.1) dan perhitungan *Absolute Percentage Error* (APE) sesuai dengan persamaan (5.2). Hasil perbandingan antara sensor *heart rate* MAX30102 dan elektrokardiogram ditunjukkan pada Tabel 5.2.

Tabel 5.2 Perbandingan sensor *heart rate* dengan elektrokardiogram

Subjek	Rata - Rata Pembacaan		Selisih Nilai Rata - Rata	<i>Absolute Percentage Error</i> (%)
	Alat	Elektrokardiogram		
1.	85,78	85,50	0,28	0,33
2.	106,5	105,7	0,80	0,76
3.	96,19	95,89	0,30	0,31
4.	84,19	84,00	0,19	0,23
5.	90,23	89,88	0,35	0,39
6.	89,91	89,37	0,54	0,60
7.	89,43	88,45	0,98	1,11
8.	89,23	88,91	0,32	0,36
9.	94,90	92,73	2,17	2,34
10.	91,02	90,58	0,44	0,49
11.	96,29	96,13	0,16	0,17
12.	94,64	93,68	0,96	1,02
13.	87,75	87,42	0,33	0,38
14.	96,78	95,94	0,84	0,88

Subjek	Rata - Rata Pembacaan		Selisih Nilai Rata - Rata	<i>Absolute Percentage Error</i>
15.	88,50	87,05	1,45	1,67
16.	84,77	84,72	0,05	0,06
17.	81,08	80,34	0,74	0,92
18.	87,35	87,00	0,35	0,40
19.	98,21	98,01	0,20	0,20
20.	92,29	91,41	0,88	0,96
Rata - Rata Percentage Error (MAPE)				0,72%

Diperoleh bahwa sensor *heart rate* MAX30102 memiliki rata-rata kesalahan sebesar 0,72% dan tingkat akurasi sebesar 99,28 %. Hasil kesalahan yang dihitung dengan persamaan MAPE tersebut menandakan bahwa sensor *heart rate* Max30102 telah mampu memenuhi syarat dengan toleransi error $\pm 5\%$.

5.1.1.4 Analisis Error Hasil Pembacaan Sensor Suhu

Untuk memastikan tingkat keakuratan pembacaan sensor suhu DS18B20, dilakukan perbandingan pengukuran dengan perangkat yang berfungsi mengukur suhu tubuh pengguna. Dalam hal ini, perbandingan dilakukan antara sensor suhu dan thermogun untuk mengetahui tingkat akurasi pembacaan sensor suhu yang terintegrasi dalam alat. Hasil perbandingan ini dapat dilihat pada Tabel 5.2.

Tabel 5.2 Hasil perbandingan sensor suhu dengan thermogun

Subjek	Rata - Rata Pembacaan		Selisih Nilai Rata - rata	<i>Absolute Percentage Error (%)</i>
	Alat	Thermogun		
1.	35,80	35,68	0,12	0,33
2.	36,00	35,98	0,02	0,05
3.	36,73	36,00	0,73	2,03
4.	35,43	35,16	0,27	0,77
5.	36,02	35,78	0,24	0,67

Subjek	Rata - Rata Pembacaan		Selisih Nilai Rata - rata	<i>Absolute Percentage Error (%)</i>
	Alat	Thermogun		
6.	34,04	34,00	0,04	0,12
7.	35,02	34,48	0,54	1,57
8.	34,08	34,04	0,04	0,12
9.	35,04	34,92	0,12	0,34
10.	35,41	35,38	0,03	0,08
11.	35,91	35,86	0,05	0,14
12.	36,64	36,54	0,10	0,28
13.	35,40	35,16	0,24	0,68
14.	35,79	35,32	0,47	1,33
15.	35,64	35,44	0,20	0,56
16.	35,14	35,02	0,12	0,34
17.	36,01	35,58	0,43	1,21
18.	36,13	35,85	0,28	0,78
19.	36,00	35,42	0,58	1,64
20.	35,61	35,20	0,41	1,16
Rata - Rata Percentage Error (MAPE)				0,76%

Berdasarkan perhitungan nilai error dengan menggunakan rumus MAPE pada persamaan (5.1) dan perhitungan nilai *absolute percentage error* menggunakan rumus pada persamaan (5.2). Diperoleh hasil pembacaan sensor suhu DS18B20 memiliki rata-rata kesalahan sebesar 0,76% dengan tingkat akurasi 99,24%. Hasil kesalahan yang dihitung dengan persamaan MAPE tersebut menandakan bahwa sensor suhu DS18B20 telah mampu memenuhi syarat dengan toleransi eror $\pm 5\%$. Hal ini disebabkan oleh sensor yang tidak selalu menempel dengan sempurna selama pengambilan data. Ketidaktepatan ini disebabkan oleh gerakan subjek yang sering kali menyebabkan selotip yang digunakan untuk menempelkan sensor pada kulit terlepas. Inilah yang menyebabkan kesalahan pembacaan pada sensor suhu DS18B20.

5.1.1.4 Hasil Nilai Tingkat Stres Berdasarkan Tes Stress Social Trier

Dalam sub bab ini akan disajikan data hasil pengujian alat selama *Tes Stres Sosial Trier* (TSST) berlangsung. Dalam *Tes Stres Sosial Trier* (TSST), ada empat periode waktu yang digunakan untuk mengidentifikasi tingkat stres seseorang, yaitu Periode *Pre Stress* (PS), Periode *Stres Antisipatif* (AS), Periode Matematika (M), dan Periode Matematika kedua (M2) yang dapat dilihat di Lampiran 9. Hal ini bertujuan untuk menunjukkan apakah alat mampu mengidentifikasi tingkat stres pengguna dengan baik atau tidak. Hasil perbandingan justifikasi indikator tingkat stres oleh alat dan hasil kuesioner yang dibagikan kepada subjek setelah menjalani *Tes Stress Sosial Trier* (TSST) dapat dilihat pada Tabel 5.3.

Tabel 5.3. Perbandingan hasil indikator stres oleh alat dengan hasil kuesioner

Subjek	Fase <i>Test Stress Social Trier</i> (TSST)	Justifikasi Indikator Stres oleh Alat	Hasil Kuesioner	Kesesuaian Justifikasi Indikator Stres oleh Alat dengan Hasil Kuesioner
1.	PS	Cemas	Cemas	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓
	M1	Cemas	Cemas	✓
	M2	Cemas	Cemas	✓
2.	PS	Cemas	Cemas	✓
	SA	Tegang	Cemas	
	M1	Tegang	Tegang	✓
	M2	Tegang	Tegang	✓
3.	PS	Cemas	Cemas	✓
	SA	Tegang	Tegang	✓
	M1	Tegang	Tegang	✓
	M2	Tegang	Tegang	✓
4.	PS	Tenang	Tenang	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓

Subjek	Fase <i>Test Stress Social Trier</i> (TSST)	Justifikasi Indikator Stres oleh Alat	Hasil Kuesioner	Kesesuaian Justifikasi Indikator Stres oleh Alat dengan Hasil Kuesioner
	M1	Cemas	Cemas	✓
	M2	Tenang	Tenang	✓
5.	PS	Cemas	Cemas	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓
	M1	Cemas	Cemas	✓
	M2	Cemas	Cemas	✓
6.	PS	Tenang	Tenang	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓
	M1	Cemas	Tegang	
	M2	Cemas	Tegang	
7.	PS	Cemas	Tenang	
	SA	Cemas	Tenang	
	M1	Cemas	Tenang	
	M2	Tenang	Tenang	✓
8.	PS	Cemas	Tenang	
	SA	Cemas	Cemas	✓
	M1	Cemas	Cemas	✓
	M2	Tenang	Tenang	✓
9.	PS	Cemas	Cemas	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓
	M1	Cemas	Cemas	
	M2	Cemas	Cemas	

Subjek	Fase <i>Test Stress Social Trier</i> (TSST)	Justifikasi Indikator Stres oleh Alat	Hasil Kuesioner	Kesesuaian Justifikasi Indikator Stres oleh Alat dengan Hasil Kuesioner
10.	PS	Tegang	Tegang	✓
	SA	Tegang	Tegang	✓
	M1	Cemas	Cemas	✓
	M2	Cemas	Cemas	✓
11.	PS	Cemas	Cemas	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓
	M1	Cemas	Cemas	✓
	M2	Cemas	Tegang	✓
12.	PS	Tenang	Cemas	
	SA	Tenang	Cemas	
	M1	Cemas	Cemas	✓
	M2	Cemas	Cemas	✓
13.	PS	Cemas	Cemas	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓
	M1	Tenang	Cemas	✓
	M2	Tenang	Cemas	✓
14.	PS	Tenang	Tenang	✓
	SA	Cemas	Tenang	
	M1	Cemas	Tenang	✓
	M2	Tegang	Tegang	✓
15.	PS	Tenang	Tenang	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓

Subjek	Fase <i>Test Stress Social Trier</i> (TSST)	Justifikasi Indikator Stres oleh Alat	Hasil Kuesioner	Kesesuaian Justifikasi Indikator Stres oleh Alat dengan Hasil Kuesioner
	M1	Cemas	Cemas	✓
	M2	Cemas	Cemas	✓
16.	PS	Tenang	Tenang	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓
	M1	Cemas	Tegang	
	M2	Tenang	Tegang	
17.	PS	Cemas	Cemas	✓
	SA	Tenang	Tenang	✓
	M1	Tenang	Tenang	✓
	M2	Tenang	Tenang	✓
18.	PS	Tenang	Tenang	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓
	M1	Tegang	Cemas	
	M2	Cemas	Cemas	✓
19.	PS	Cemas	Cemas	✓
	SA	Tenang	Cemas	
	M1	Tegang	Tegang	✓
	M2	Tegang	Tegang	✓
20.	PS	Cemas	Cemas	✓
	SA	Cemas	Cemas	✓
	M1	Cemas	Cemas	✓
	M2	Cemas	Tenang	

Berdasarkan Tabel 5.3, terlihat bahwa. pada fase tes *Pre Stres* (PS), alat menunjukkan 7 pengguna dengan nilai tenang dan 12 subjek dengan nilai cemas dan 1 subjek dengan nilai tegang. Pada fase tes periode *Stres Antisipatif* (SA), alat menunjukkan 3 pengguna dengan nilai tenang, 14 subjek dengan nilai cemas dan alat menunjukkan 3 pengguna dengan nilai tegang. Pada fase tes periode matematika 1 (M1), 2 pengguna dengan nilai tenang, 14 subjek dengan nilai cemas dan 4 subjek dengan nilai tegang. Pada fase tes periode matematika 2 (M2), alat menunjukkan 6 pengguna dengan nilai tenang, 10 subjek dengan nilai cemas, dan 4 subjek dengan nilai tegang. Nilai kecemasan tertinggi terjadi pada fase tes *stres antisipatif* (SA). Hal ini kemungkinan disebabkan oleh subjek yang merasa kaget dan gugup saat diberi penjelasan untuk melakukan pidato singkat dan membacakannya Hasil kesesuaian tingkat stres berdasarkan TSST dapat dilihat pada Tabel 5.4.

Tabel 5.4 Kesesuaian Hasil justifikasi alat dengan kuesioner berdasarkan TSST

Indikator	Kesesuaian Hasil
PS	17 dari 20 nilai yang sama antara justifikasi alat dengan kuesioner
SA	15 dari 20 nilai yang sama antara justifikasi alat dengan kuesioner
M1	15 dari 20 nilai yang sama antara justifikasi alat dengan kuesioner
M2	16 dari 20 nilai yang sama antara justifikasi alat dengan kuesioner
Total	63 dari 80 nilai yang sama antara justifikasi alat dengan kuesioner

Berdasarkan Tabel 5.4 menunjukkan bahwa dari tes yang dilakukan yang memiliki tingkat akurat paling tinggi adalah fase PS (*Pre Stres*). Dari data tersebut, akurasi alat dalam menjustifikasi tingkat stres pada subjek dibandingkan dengan hasil kuesioner memiliki nilai tertinggi sebesar 85% dan terendah sebesar 75%. Perhitungan nilai error menggunakan persamaan (5.3) dan perhitungan tingkat akurasi menggunakan persamaan (3.2)

$$\text{Nilai error} = \left(\frac{\text{Jumlah Data yang salah}}{\text{Jumlah Total data}} \right) \times 100 \% \quad (5.3)$$

Dengan kata lain, alat ini memiliki nilai error sebesar 21,25% dan tingkat akurasi sebesar 78,75%. Hal ini terjadi karena terkadang subjek merasa baik-baik saja, namun hasil pembacaan sensor terhadap nilai *heart rate* dan suhu menunjukkan bahwa subjek mengalami tingkat stres yang berbeda dari yang dirasakan. Penilaian diri subjek yang cenderung subjektif ini dibuktikan dengan data pembacaan alat dan gestur tubuh subjek saat menjalani tes TSST, yang menunjukkan

kecenderungan mengalami stres yang cukup tinggi. Rendahnya nilai akurasi alat dalam menjustifikasi tingkat stres juga disebabkan oleh minimnya metode yang digunakan untuk memvalidasi data hasil justifikasi alat. Hal ini sangat mempengaruhi akurasi data, karena hanya mengandalkan satu metode, yaitu perbandingan dengan hasil kuesioner yang diisi subjek setelah menyelesaikan semua fase pada *Test Stres Sosial Trier* (TSST).

5.1.2 Pemenuhan Spesifikasi Sistem

Pemenuhan spesifikasi sistem dianalisis dengan cara membandingkan kesesuaian spesifikasi alat yang direalisasikan pada Tugas Akhir 2 dengan usulan spesifikasi di Tugas Akhir 1. Perbandingan dari kesesuaian spesifikasi alat ini dapat dilihat pada Tabel 5.5.

Tabel 5.5 Perbandingan usulan dan hasil perancangan sistem

No	Spesifikasi	Usulan	Realisasi
1	Dimensi (panjang x lebar x tinggi)	9 x 5,8 x 5,2 cm	4,2 x 5 x 5,9 cm
2	Portabel	Portabel	Portabel
3	Data hasil monitoring	Smartphone dan laptop	Smartphone dan laptop
4	Koneksi	Wifi	Wifi
5	Delay	60 detik	10 detik
6	Sensor <i>Heart rate</i>	Sensor MAX30102	Sensor MAX 30102
7	Sensor suhu	Sensor DS18B20	Sensor DS18B20
8	Mikrokontroler	Wemos D1 mini	Wemos D1 mini
9	Sumber Tegangan (Baterai)	Lithium Battery Charging Module Micro USB (1A)	Wemos D1 mini Battery Shield V1.1 Lithium Charging Controller
10	Casing Alat	3D printing	3D printing
11	Platform Penampil Data	Blynk	Blynk

Mengganti modul pengisian baterai Lithium Micro USB (1A) dengan Wemos D1 Mini Battery Shield V1.1 Lithium *Charging* Controller dilakukan untuk memperkecil ukuran hardware. Perubahan ini dilakukan karena Wemos D1 Mini Battery Shield V1.1 sudah

dilengkapi dengan *Battery Management System* (BMS) yang memiliki fungsi step-up, sehingga mengeliminasi kebutuhan akan DC-DC Converter. Dengan demikian, desain hardware menjadi lebih ringkas dan efisien, mengoptimalkan ruang dan meningkatkan portabilitas alat tanpa mengorbankan fungsionalitas atau kinerja pengisian baterai.

5.1.3 Pengalaman Pengguna

Pengalaman pengguna dinilai selama pengetesan dan proses pengambilan data menggunakan alat. Data ini dikumpulkan melalui pengamatan tim selama implementasi alat serta mempertimbangkan keluhan pengguna saat pengambilan data. Pengalaman pengguna terhadap alat dirangkum dalam Tabel 5.6.

Tabel 5.6 Pengalaman Pengguna

No	Fitur/Komponen	Capaian	Aksi/Perbaikan
1	Fungsi	Fungsi sebagai monitoring tingkat stres yang ditampilkan melalui cloud Blynk sudah berjalan dengan baik.	Dipertahankan
2	Kemudahan	Pengoperasian apps Blynk cukup mudah untuk digunakan karena memiliki user interface (UI) yang sederhana.	Dipertahankan
3	Kenyamanan	Kenyamanan masih cukup kurang karena bentuk dari casing alat yang masih kaku dan sensor suhu yang kurang nyaman.	Kenyamanan penggunaan alat masih perlu ditingkatkan pada segi ergonomis.
4	Akurasi	Alat dapat memberikan akurasi pembacaan terhadap besaran nilai detak jantung dan suhu tubuh dengan cukup baik.	Dipertahankan

Dalam hal kenyamanan, alat yang telah direalisasikan masih memiliki kekurangan, yaitu kurang ergonomis untuk digunakan secara universal. Hal ini disebabkan oleh dimensi alat yang

berukuran 4,2 x 5 x 5,9 cm, di mana tinggi alat masih kurang nyaman dipakai. Selain mempengaruhi kenyamanan, ukuran casing yang tidak ergonomis juga dapat mempengaruhi akurasi pembacaan sensor detak jantung. Sensor heart rate membutuhkan kestabilan untuk mengukur detak jantung dengan akurat. Jika casing alat terlalu besar dan tinggi, hal ini dapat menyebabkan pergerakan yang berlebihan atau ketidakstabilan pada pergelangan tangan pengguna, sehingga hasil pembacaan detak jantung menjadi kurang akurat. Hal ini menunjukkan pentingnya mempertimbangkan desain casing yang sesuai untuk memastikan kenyamanan dan akurasi alat saat digunakan.

5.1.4 Kesesuaian Perencanaan dalam Manajemen Tim dan Realisasinya

Kesesuaian perencanaan dalam manajemen tim selama pembuatan alat pada Tugas Akhir 2 mengikuti timeline yang telah disusun dalam Gantt Chart di proposal Tugas Akhir 1. Namun, dalam pelaksanaannya terjadi beberapa keterlambatan dan penyesuaian kembali terhadap timeline yang disebabkan oleh berbagai masalah yang muncul saat merealisasikan alat menjadi prototipe. Perbandingan antara waktu yang diusulkan dalam proposal Tugas Akhir 1 dan realisasi pelaksanaan pada Tugas Akhir 2 dapat dilihat pada Tabel 5.7. Selain itu, pada sub bab ini juga disajikan Tabel 5.8 yang menunjukkan Kesesuaian RAB Tugas Akhir antara usulan di proposal Tugas Akhir 1 dan realisasinya pada Tugas Akhir 2. Secara umum, pembelian dan alokasi dana disesuaikan dengan rencana awal, namun terdapat sedikit perbedaan karena adanya trial and error yang mengharuskan tim untuk menambah pengeluaran, serta beberapa komponen tidak terduga yang perlu dibeli selama realisasi alat.

Tabel 5.7 Kesesuaian antara usulan dan realisasi *timeline* pengerjaan Tugas Akhir 2

No	Kegiatan	Usulan waktu	Realisasi Pelaksanaan
1	Pembelian kebutuhan alat dan bahan project	Januari - Februari	Februari - maret
2	Pembuatan kode program untuk integrasi wemos D1 mini dengan bynk	Januari - Februari	Maret

No	Kegiatan	Usulan waktu	Realisasi Pelaksanaan
3	Pembuatan program dan melakukan pengujian komunikasi sensor suhu dengan blynk Menggunakan Wemos D1 mini	Februari - Maret	Maret
4	Pembuatan program dan melakukan pengujian komunikasi Sensor <i>Heart Rate</i> dengan blynk menggunakan Wemos D1 mini	Februari - Maret	Maret - Mei
5	Pembuatan program K-NN	Maret - April	April - Juni
6	Pembuatan design 3D	Maret - April	Mei - Juni
7	Testing alat	Maret - Juni	Juni
8	Pengujian sampel	Maret - Juni	Juni
9	Expo dan pengumpulan laporan akhir	Juli	Juli

Tabel 5.8 Kesesuaian RAB Tugas Akhir antara usulan dan realisasi

No	Jenis Pengeluaran	Usulan Biaya		Realisasi Biaya	
		Kuantitas	Total Harga	Kuantitas	Total Harga
1	Sensor MAX 30102	1 pcs	Rp 23.000,00	1 pcs	Rp 49.000,00
2	Sensor DSB18B20	1 pcs	Rp 68.900,00	1 pc	Rp 23.000,00
No	Jenis Pengeluaran	Usulan Biaya		Realisasi Biaya	

		Kuantitas	Total Harga	Kuantitas	Total Harga
3	MT3608 - DC-DC Step Up	Pcs	Rp. 5.000,00	-	-
4	Wemos D1 Mini	1 pcs	Rp. 26.500,00	1 pcs	Rp 33.000,00
5	Baterai	Pcs	Rp. 45.000,00	pcs	Rp. 75.000,00
6	Lithium battery charging module micro USB	Pcs	Rp. 4.000, 00	-	-
7	Wemos D1 mini Battery Shield V1.1 Lithium Charging Controller	-	-	1 pcs	Rp. 35.000, -
8	3D Printing (casing alat)	Pcs	Rp. 300.000,00	1	Rp. 225.000,00
9	Switch On/Off	Pcs	Rp. 5.000,00	1	Rp. 5.000,00
10	Kabel	Paket	Rp. 5.000, 00	-	-
11	Cetak PCB	Pcs	Rp. 300.000, 00	Pcs	Rp 283.000,00
12	<i>Ethical clearance</i>		Rp. 150.000,00		Rp. 250.000,00
Total			Rp 932.400,00	Total	Rp 978.000,00

Tabel 5.9 Realisasi aktivitas pelaksanaan tugas akhir 2

No	Hari, Tanggal, Durasi (jam atau hari)	Aktivitas	Pelaksana
----	---------------------------------------	-----------	-----------

1	Jumat, 23 Februari 2024	Pembelian komponen Wemos D1 mini (<i>Pre Order</i>)	Quincy Desy
2	Jumat, 1 Maret 2024	Pembuatan program penyambungan Wemos D1 mini menggunakan arduino ide	Quincy
3	Sabtu, 2 Maret 2024	Melakukan penyambungan Wemos D1 mini menggunakan arduino Ide	Quincy
4	Sabtu, 2 Maret 2024	Pembelian komponen sensor <i>heart rate</i> dan sensor suhu	Quincy Desy
5	Senin, 4 Maret 2024, 16.00	Bimbingan 1	Pembimbing 1
6	Selasa, 5 Maret 2024	Pembuatan program penyambungan Wemos ke Blynk	Quincy
7	Rabu, 6 Maret 2024	Menyambungkan Wemos ke Blynk	Quincy Desy
8	Sabtu, 16 Mare t 2024	Pembuatan program pengujian sensor suhu dengan Wemos D1 mini	Desy
9	Kamis, 21 Mare t 2024	Melakukan pengujian sensor suhu dengan wemos D1 mini	Desy
10	Jumat, 22 mare t 2024	Bimbingan ke 2	Pembimbing 1
11	Minggu 24 Mare t , 2024	Pembuatan program pengujian sensor suhu dengan Wemos D1 mini ke Blynk	Desy
12	Selasa, 26 Maret 2024	Melakukan pengujian komunikasi sensor suhu dengan Blynk menggunakan Wemos D1 mini	Desy
13	Minggu 31 Mare t , 2024	Pembuatan program sensor <i>Heart rate</i> menggunakan Arduino uno	Quincy
14	Kamis, 18 April 2024 10.30 - 12.00 WIB	Bimbingan ke 3	Pembimbing 1

15	Sabtu, 20 April 2024	Melakukan pengujian komunikasi sensor <i>Heart rate</i> ke Wemos D1 Mini	Quincy
16	Selasa, 23 April 2024	Pembuatan program pengujian sensor <i>heart rate</i> dengan Wemos D1 mini ke Blynk	Quincy
17	Kamis, 25 April 2024	Melakukan pengujian komunikasi sensor <i>heart rate</i> dengan Blynk menggunakan Wemos D1 mini	Quincy
18	Jumat, 26 April 2024 jam 9- 10 WIB	Bimbingan ke 4	Pembimbing 1
19	Sabtu, 27 April 2024	Pembuatan program K- NN	Desy
20	Selasa, 30 April 2024 jam 11.00-12.00 WIB	Bimbingan ke 5	Pembimbing 1
21	Kamis, 2 Mei 2024 jam 13.30 WIB	Bimbingan ke 6	Pembimbing 1
22	Senin, 13 Mei 2024	Sidang kemajuan TA2	Quincy Desy
23	Rabu, 15 Mei 2024	Pengujian pengambilan data sensor <i>heart rate</i> dan sensor suhu	Quincy Desy
24	Kamis, 23 Mei 2024 jam 09.30 WIB	Bimbingan ke 7	Pembimbing 1
25	Jumat, 31 Mei 2024	Pembuatan program pengiriman data sensor menggunakan wifi	Desy
26	Senin, 3 Juni 2024 jam 12.30 WIB	Bimbingan ke 8	Pembimbing 1
27	Rabu, 5 Juni 2024	Pembuatan program filtering data	Desy
28	Jumat, 7 Juni 2024	Bimbingan ke 9	Pembimbing 1
29	Senin, 10 Juni 2024 jam 11.00- 12.00 WIB	Bimbingan ke 10	Pembimbing 1

30	Selasa, 11 Juni - Jumat 14 Juni	Pengambilan sampel uji data	Quincy Desy
31	17 Juni 2024	Pembelian komponen Lithium Charging Wemos D1 mini	Desy
32	Rabu, 19 Juni 2024 jam 13.30 - 14.45 WIB	Bimbingan ke 11	Pembimbing 1
33	Kamis, 20 Juni 2024	Pembuatan kode program untuk penggabungan data dari beberapa sampel	Quincy Desy
34	Sabtu, 22 Juni 2024 jam 12.00 WIB	Bimbingan ke 12	Pembimbing 1
35	Senin, 24 Juni 2024	Update Progres PCB dan desain 3D	Quincy Desy
36	Rabu, 26 Juni 2024	Pembuatan program hasil filter sensor <i>heart rate</i> dan sensor suhu menggunakan K-NN	Desy
37	Jumat, 28 Juni 2024	Pembuatan program revisi K-NN ke Blynk	Quincy Desy
38	Selasa, 2 Juli 2024	Pembuatan pengiriman data dari K-NN ke server dan pengiriman ke Blynk	Desy

5.2 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.

5.2.1 Teknologi/Inovasi

Tabel 5.10 Dampak Implementasi Sistem pada Aspek Teknologi

No	Fitur / Komponen	Implementasi alat pendeteksi stres berbasis IoT	LAZARUS Gen 2	LAZARUS Gen 1	Implementasi Metode Decision Tree untuk Sistem Pendeteksi Stres berdasarkan Detak Jantung dan Kelenjar Keringat
1	Rata - rata	<p>a. <i>Heart Rate</i> rata-rata error 2,84%</p> <p>b. Suhu rata-rata error 2,33%</p>	<p>a. <i>Heart Rate</i> rata-rata error 3,76%</p> <p>b. Suhu rata-rata error 1,31%</p>	<p>a. <i>Heart Rate</i> rata-rata eror 4,4%</p> <p>b. GSR Hasil pembacaan tidak dibandingkan dengan alat pembanding apapun sehingga nilai eror tidak diketahui</p>	<p>a. Sensor <i>Heart Rate</i> Max30102 Hasil pembacaan tidak dibandingkan dengan alat pembanding apapun sehingga nilai eror tidak diketahui</p>
2	Harga	Rp 978.000,00,-	Rp 1.392.100,-	Rp. 945.000,-	Pada Jurnal tidak mencantumkan RAB
3	Fungsi	Dapat langsung menunjukkan Hasil tingkat stres	Dapat langsung menunjukkan Hasil tingkat stres	Hasil perlu diolah secara manual untuk menunjukkan tingkat stres	Hasil perlu diolah secara manual untuk menunjukkan tingkat stres
4	IoT	Menggunakan Wifi untuk mengirimkan data menuju Blynk	Menggunakan Wifi untuk mengirimkan data menuju Cloud Blynk	Menggunakan Bluetooth untuk mengirimkan data menuju komputer	Pada Jurnal tidak mencantumkan IoT

Berdasarkan beberapa fitur dan komponen yang diamati sesuai dengan Tabel 5.10, alat yang direalisasikan memiliki keunggulan dalam hal akurasi pembacaan sensor *Heart Rate* dan fungsionalitas dibandingkan dengan alat LAZARUS Gen 2. Alat ini menunjukkan error pembacaan sensor *Heart Rate* yang 0,92% lebih rendah dan dapat secara otomatis menampilkan hasil tingkat stres beserta nilainya.

5.2.2 Ekonomi

Aspek ekonomi merupakan salah satu pertimbangan penting dalam pengembangan alat. Penghematan biaya menjadi fokus utama agar alat yang direalisasikan memiliki harga lebih murah dibandingkan dengan alat atau teknologi serupa yang sudah ada di pasaran. Perbandingan harga alat-alat yang sudah ada di pasaran dengan realisasi alat dapat dilihat pada Tabel 5.11.

Tabel 5.11 Perbandingan harga dengan alat yang sudah ada

No	Nama Alat	Harga
1.	<i>Smart Pulse Stress Analyzer</i> Reguler	Rp 2.700.000,00
2.	<i>Smart Pulse Stress Analyzer</i> Android	Rp 4.835.000,00
3.	<i>Smart pulse</i> Alat Analisis Stres	Rp. 3.960.000,00
4.	Implementasi Alat Pendeteksi Stres berbasis IoT	Rp 978.000,00

Berdasarkan Tabel 5.11, diketahui bahwa biaya produksi alat berhasil ditekan hingga mencapai total Rp. 978.000,00. Angka ini menunjukkan bahwa alat tersebut berhasil memenuhi salah satu aspek penting dalam pengembangannya, yaitu memiliki harga yang lebih murah dibandingkan alat atau teknologi serupa yang sudah ada di pasaran. Aspek ini memperkuat variabel yang harus dipenuhi dalam pengembangan alat, yaitu "*Low Cost System*". Total biaya produksi alat memiliki selisih harga sebesar Rp. 1.722.000,00 dibandingkan dengan alat serupa termurah di pasaran, yaitu *Smart Pulse Stress Analyzer* Reguler. Hal ini menunjukkan potensi yang sangat baik, karena alat yang direalisasikan dapat menjadi pilihan untuk mendapatkan sistem pendeteksi stres yang berkualitas dengan harga yang lebih kompetitif, bahkan lebih murah, di pasaran.

5.2.3 Psikologi

Dalam aspek psikologi, alat yang dikembangkan mampu menampilkan data sesuai dengan parameter stres yang berdasarkan ilmu psikologi, sehingga data yang diperoleh dapat memvalidasi tingkat stres seseorang. Validasi data yang diperoleh dari alat ini menunjukkan hasil yang baik ketika dibandingkan dengan alat pembanding. Namun, terdapat kekurangan dalam realisasi ini, yaitu hasil justifikasi tingkat stres dari alat ini belum dapat divalidasi secara maksimal karena minimnya metode validasi data justifikasi tingkat stres dengan parameter baku yang dapat digunakan.

BAB 6. KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisis dan pembahasan data, penulis memperoleh kesimpulan yang dapat diambil dari realisasi Alat Pendeteksi Stres berbasis IoT :

1. Alat ini mempunyai beberapa Indikator yaitu:
 - a. Sensor *Heart Rate* MAX30102 memiliki rata-rata kesalahan sebesar 0,56% dan tingkat akurasi sebesar 99,44% jika dibandingkan dengan jam tangan Aolon GTS 2024.
 - b. Sensor *heart rate* MAX30102 memiliki rata-rata kesalahan sebesar 0,72% dan tingkat akurasi sebesar 99,28 %
 - c. Sensor suhu DS18B20 memiliki rata-rata kesalahan sebesar 0,76% dengan tingkat akurasi 99,24% jika dibandingkan dengan thermogun.
2. Implementasi alat pendeteksi stres berbasis IoT yang telah direalisasikan menunjukkan hasil justifikasi nilai stres dengan kesalahan sebesar 21,25% dan tingkat akurasi sebesar 78,75%. jika dibandingkan dengan kuesioner yang diisi oleh subjek. Hal ini mungkin disebabkan oleh jumlah subjek yang diuji yang minim. Selain itu, kemungkinan adanya bias antara data dari kuesioner yang diisi oleh subjek dan hasil justifikasi stres dari alat juga berkontribusi pada hasil tersebut.
3. Implementasi alat pendeteksi stres berbasis IoT yang direalisasikan telah memenuhi spesifikasi sistem yang ditetapkan.

6.2 Saran

Berdasarkan hasil pengujian serta implementasi alat yang dilakukan di lapangan, pada dasarnya alat ini berjalan baik. Namun bukan suatu kekeliruan apabila penulis ingin mengemukakan beberapa saran yang mudah-mudahan bermanfaat bagi pengembangan alat di generasi berikutnya. Adapun saran yang penulis ajukan adalah sebagai berikut :

1. Hendaknya melakukan pengembangan alat untuk memastikan kenyamanan yang optimal saat digunakan dengan desain yang lebih minimalis.
2. Hendaknya melakukan kalibrasi sensor *heart rate* secara rutin untuk memastikan akurasi.

3. Hendaknya melakukan uji coba dengan sampel yang lebih banyak untuk mengumpulkan lebih banyak data. Pastikan subjek dalam keadaan istirahat saat pengukuran untuk mendapatkan data yang konsisten dan akurat.

DAFTAR PUSTAKA

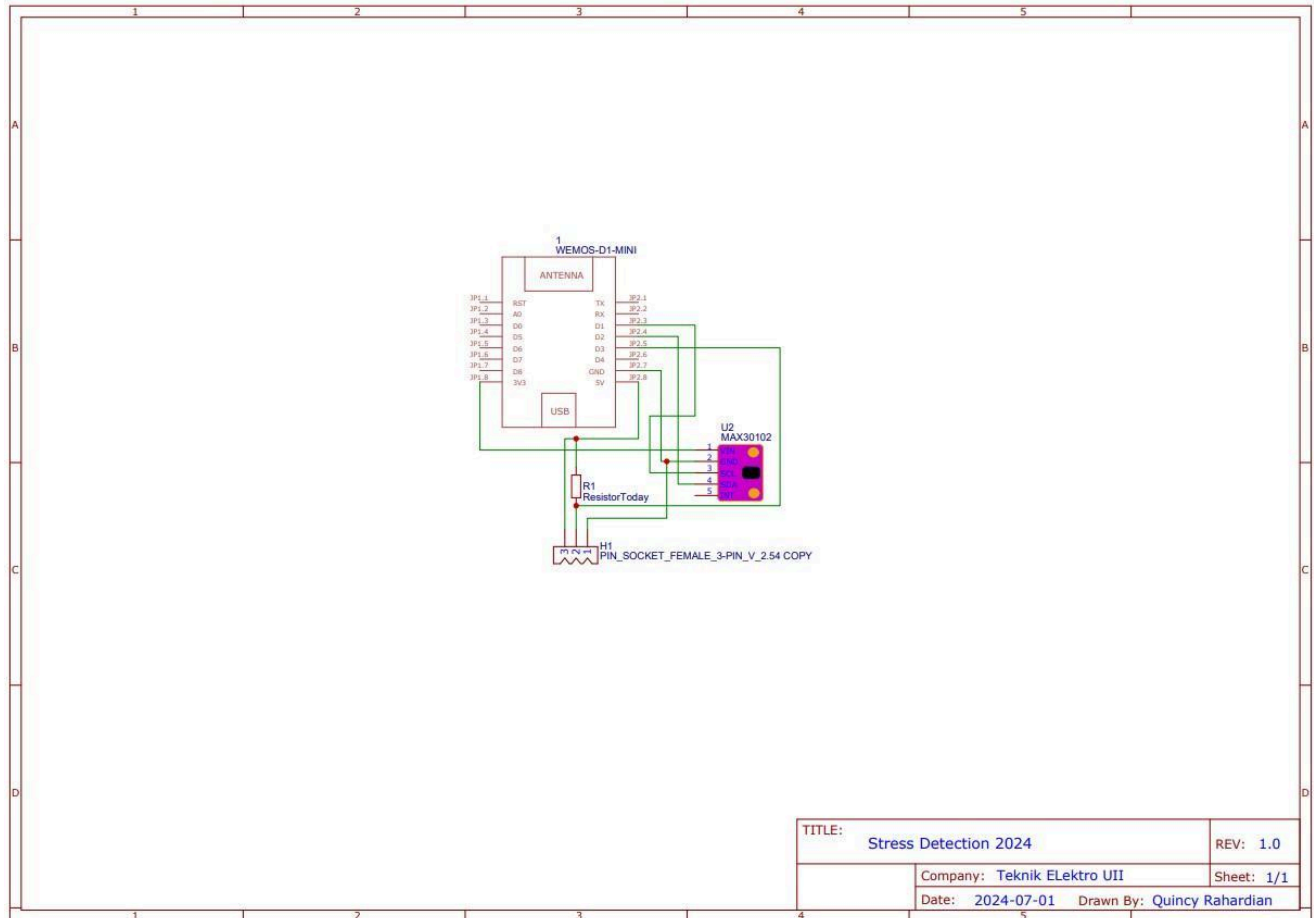
- [1] F. Syahbarudin, N. C. Basjaruddin, E. Sutjiredjeki, and K. Kunci, “Alat Pengukur Tanda Vital Pada Tubuh dan Tingkat Stres Menggunakan Metode Sensor Fusion,” *Pros. Ind. Res. Work. Natl. Semin.*, vol. 10, pp. 477–482, 2019.
- [2] R. P. W. E. R. F. H. DINASTY, “Implementasi Metode Decision Tree untuk Sistem Pendeteksi Stres berdasarkan Detak Jantung dan Kelenjar Keringat,” *J. Pengemb. Teknol. Inf. dan Ilmu Komput.*, vol. 7, no. 1, pp. 154–161, 2023.
- [3] S. Naharini, A. Rahman, and A. Azis, “Manajemen stres kerja dalam meningkatkan kualitas kinerja karyawan,” *MABRUR Acad. J. Hajj Umr.*, vol. 1, no. 2, pp. 125–136, 2022.
- [4] S. Sukadiyanto, “Stress Dan Cara Mengurangnya,” *J. Cakrawala Pendidik.*, vol. 1, no. 1, pp. 55–66, 2010, doi: 10.21831/cp.v1i1.218.
- [5] D. Delfiano, “Alat Pendeteksi Tingkat Stress dan Deteksi Detak Jantung Manusia.” 2022.
- [6] I. W. Gede Putu Wirama Wedashwara, Sumiati, and A. Zubaidi, “Rancang Bangun Alat Pendeteksi Gejala Awal Ketegangan (Stress) Pada Manusia Menggunakan Sensor DS18B20, GSR (Galvanic Skin Response) dan Pulse Sensor (Health Condition Monitoring System Before and After Sports Using Pulse Sensor and DS18B20 Sensor with Naive Bayes Method),” 2023, [Online]. Available: <http://eprints.unram.ac.id/id/eprint/35663>
- [7] P. Madona, “Alat Pendeteksi Tingkat Stress Manusia Berdasarkan Suhu Tubuh, Kelembaban Kulit, Tekanan Darah dan Detak Jantung.,” *J. Elektro dan Mesin Terap.*, vol. 3, no. 2, pp. 31–42, 2017, doi: 10.35143/elementer.v3i2.194.
- [8] M. A. R. AMIN, “Laporan Akhir Penelitian Dosen Pemula (Pdp),” 2019.
- [9] W. B. Wijaya and M. R. Alfianda Yusup, “LAZARUS : Low Cost System untuk Mendeteksi Perubahan Stres dengan Multisensor,” Other, Universitas Islam Indonesia, Yogyakarta, 2022..
- [10] M. M. Nashichin and A. N. Prawira, “LAZARUS : Low Cost System untuk Mendeteksi Perubahan Stres dengan Multisensor Gen 2,” Other, Universitas Islam Indonesia, Yogyakarta, 2023.

- [11] M. Hafidh, W. Maulana, and E. R. Widasari, "Sistem Deteksi Stres berdasarkan Detak Jantung dan Kelenjar Keringat menggunakan Metode K-Nearest Neighbours," vol. 7, no. 3, pp. 1108–1115, 2023, [Online]. Available: <http://j-ptiik.ub.ac.id>
- [12] W. T. Bakti and N. K. Wardati, "Alat Deteksi Tingkat Stres Manusia Berbasis Android Berdasarkan Suhu Tubuh, *Heart Rate* dan Galvanic Skin Response (GSR)," *J. Tek. Elektro dan Komputasi*, vol. 1, no. 2, pp. 93–98, 2019, doi: 10.32528/elkom.v1i2.3089.
- [13] N. Hidayah, M. Mujur Rose, and N. Nasron, "Rancang Bangun Alat Pendeteksi Tingkat Stress Pada Manusia Berbasis Arduino Uno," *PROtek J. Ilm. Tek. Elektro*, vol. 8, no. 1, pp. 31–39, 2021, doi: 10.33387/protk.v8i1.2240.
- [14] M. Rahmania, "Sistem pakar diagnosa stres kerja karyawan dengan menggunakan metode certainty factor berbasis web skripsi," 2018.
- [15] J. Seilatuw, "Tingkat Stres: Definisi, Penyebab & Cara Mengeceknnya dengan Mudah," Accessed: Nov. 03, 2023. [Online]. Available: <https://prodiadigital.com/id/artikel/cari-tahu-penyebab-dan-cara-mengecek-tingkat-stresdi-sini>
- [16] K. Yuenyongchaiwat, "Cardiovascular response to mental stress tests and the prediction of blood pressure," *Indian J. Psychol. Med.*, vol. 39, no. 4, pp. 413–417, 2017, doi: 10.4103/0253-7176.211744.
- [17] D. J. van der Mee, Q. Duivestein, M. J. Gevonden, J. H. D. M. Westerink, and E. J. C. de Geus, "The short Sing-a-Song Stress Test: A practical and valid test of autonomic responses induced by social-evaluative stress," *Auton. Neurosci. Basic Clin.*, vol. 224, no. December 2019, p. 102612, 2020, doi: 10.1016/j.autneu.2019.102612.
- [18] O. Access and S. Ghaleb, "Wireless medical monitoring bracelet for public people," no. 12, pp. 920–928, 2021.
- [19] A. Al Dahoud, "Exploring One-wire Temperature sensor DS18B20 with Microcontrollers".
- [20] I. Novianto, M. Hudha, and A. O. Pristisahida, "Implementasi IoT pada Monitoring Suhu dan Kelembaban Media Budidaya Maggot Berbasis Wemos D1 Mini," vol. 1, no. 9, pp. 3115–3126, 2022.

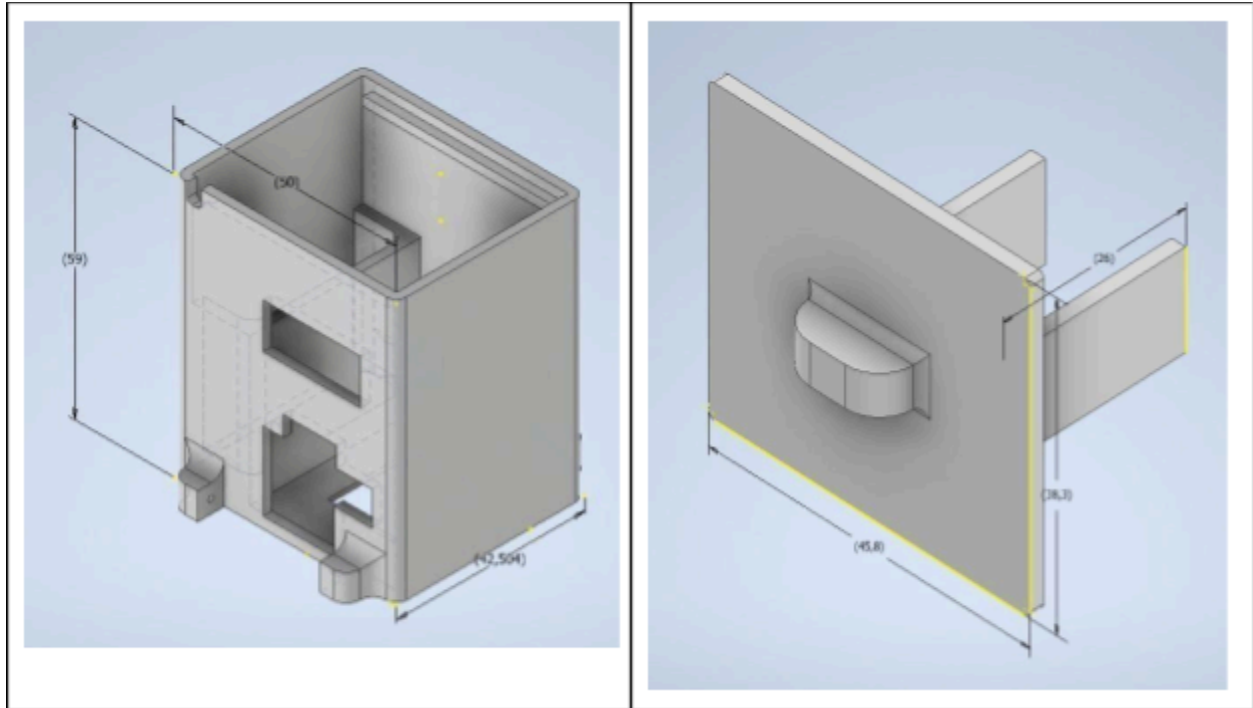
- [21] A. A. Uno, O. Pwm, and S. Sv, “Bab 2 TEORI PENUNJANG 2.1,” pp. 5–15.
- [22] M. Nasution, “Karakteristik Baterai Sebagai Penyimpan Energi Listrik Secara Spesifik,” vol. 1099, pp. 35–40.
- [23] D. Sam, S. Srinidhi, V. R. Niveditha, S. Amudha, and D. Usha, “Progressed iot based remote health monitoring system,” *Int. J. Control Autom.*, vol. 13, no. 2 Special Issue, pp. 268–273, 2020, doi: 10.13140/RG.2.2.19645.61923.
- [24] indyah hartami santi. (2020). Perancangan Aplikasi Deteksi Stres Berbasis Website Menggunakan Metode Naive Bayes (Studi Kaus : Ikatan Persaudaraan Pemuda Masjid Al-Ihya Komplek Marinir Depok). *OKTAL : Jurnal Ilmu Komputer Dan Science*, 1(11), 1990–1997.
- [25] Wirayudha, V. R., Hidayat, N., & Dewi, R. K. (2020). Identifikasi Tingkat Stress Pada Manusia Menggunakan Metode K-NN (K-Nearest Neighbour). ... *Teknologi Informasi Dan Ilmu ...*, 4(9), 3129–3134.
<http://j-ptiik.ub.ac.id/index.php/j-ptiik/article/view/7886%0Ahttps://j-ptiik.ub.ac.id/index.php/j-ptiik/article/download/7886/3708>
- [26] Van Fadhila, A., Azzahra, J. A., Rizki, K., Zulkarnain, T., Lathifah, N. D., Salsabiila, S. Z., & Chamidah, N. (2023). Implementasi Metode Machine Learning Untuk Mendeteksi Tingkat Stres Manusia Berdasarkan Kualitas Tidur. *Seminar Nasional Mahasiswa Ilmu Komputer Dan Aplikasinya (SENAMIKA)*, 4(1), 130–143.
- [27] Allen, A. P., Kennedy, P. J., Dockray, S., Cryan, J. F., Dinan, T. G., & Clarke, G. (2017). The Trier Social Stress Test: Principles and practice. *Neurobiology of Stress*, 6, 113–126.
<https://doi.org/10.1016/j.ynstr.2016.11.001>
- [28] Ningrum. W., 2019. Rancang Bangun Alat Pendeteksi Stres pada Manusia Berbasis Mikrokontroler Atmega8535 dengan Menggunakan GSR dan MPX5050dp

LAMPIRAN – LAMPIRAN

- Lampiran 1 Desain PCB



- Lampiran 2 Desain 3D



- Lampiran 3 Kode Program Arduino

```

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  Serial.println();

  for (uint8_t t = 6; t > 0; t--) {
    Serial.printf("[SETUP] WAIT %d...\n", t);
    Serial.flush();
    delay(1000);
  }

  WiFi.mode(WIFI_STA);
  WiFiMulti.addAP("quincy", "123456789");
  setupSensor();
}

void loop() {
  readSensor();
  if (WiFiMulti.run() == WL_CONNECTED) {
    WiFiClient client;
    HTTPClient http;
  }
}

```

```

Serial.print("[HTTP]          begin...\n");          if          (http.begin(client,
  "http://103.150.190.228:5000/stress-detection")) { // Ganti dengan
URL endpoint Anda
  http.addHeader("Content-Type", "application/json");

  // Create JSON document
  StaticJsonDocument<200> doc;
  doc["heart-rate"] = heartRate; // Replace with actual IR value
  doc["temperature"] = temperature;

  String lazarusData;
  serializeJson(doc, lazarusData);

  Serial.print("[HTTP] POST...\n"); int
  httpCode = http.POST(lazarusData);

  if (httpCode > 0) {
    Serial.printf("[HTTP] POST... code: %d\n", httpCode);
    String payload = http.getString();
    Serial.println(payload);
  } else {
    Serial.printf("[HTTP] POST... failed, error: %s\n", http.errorToString(httpCode).c_str());
  }

  http.end();

```

- Lampiran 4 Kode Program Server

```

from flask import Flask, request, jsonify
from flask_mysqlndb import MySQL
import requests
from datetime import datetime

app = Flask(__name__)

# Database Configuration
app.config['MYSQL_HOST'] = 'localhost'
app.config['MYSQL_USER'] = 'stress-detection-2024'
app.config['MYSQL_PASSWORD'] = 'Mizelo1215'
app.config['MYSQL_DB'] = 'stress_prediction'

```

```

mysql = MySQL(app)

def get_label(heartRate, temperature):
    label = ''
    labelGrafik = 0
    if heartRate > 100 and temperature > 33:
        label = 'Tegang'
        labelGrafik = 1
        return label, labelGrafik
    elif 90 <= heartRate <= 100 and 33 <= temperature <= 35:
        label = 'Cemas'
        labelGrafik = 0
        return label, labelGrafik
    elif 70 <= heartRate <= 90 and 35 <= temperature <= 36:
        label = 'Tenang'
        labelGrafik = 0
        return label, labelGrafik
    elif 60 <= heartRate <= 70 and 36 <= temperature <= 37:
        label = 'Rileks'

```

```

        labelGrafik = 0
        return label, labelGrafik
    else:
        label = 'standard'
        labelGrafik = 0
        return label, labelGrafik
@app.route('/stress-detection', methods=['POST'])
def postLazarus():
    data = request.get_json()
    heartRate = data.get('heart-rate')
    temperature = data.get('temperature')
    current_datetime = datetime.now()

    # Check for invalid input values
    if heartRate is None or temperature is None or heartRate < 0 or
temperature < 0:
        return jsonify({'status': 'failed', 'message': 'Invalid input

```

```

data'}), 400

    label, labelGrafik = get_label(heartRate, temperature)

    print(f'Received data: heartRate={heartRate},
temperature={temperature}, label={label}, label Grafik={labelGrafik}')

    # Save data to the database
    try:
        cur = mysql.connection.cursor()
        cur.execute("INSERT INTO sensor_data (heartRate, temperature,
label, timestamp) VALUES (%s, %s, %s, %s)", (heartRate, temperature,
label, current_datetime))
        mysql.connection.commit()
        cur.close()
    except Exception as e:
        print(f"Database insertion error: {e}")
        return jsonify({'status': 'failed', 'message': 'Database error'}),
500

    # Send data to Blynk
    send_to_blynk(heartRate, temperature, label, labelGrafik)

    return jsonify({'status': 'success', 'data': data, 'label': label,
'label-grafik': labelGrafik})

def send_to_blynk(avg_bpm, temp, label, labelGrafik):
    try:
        url = "https://blynk.cloud/external/api/update"
        token = "tSC36UjLdKgiFcVJPLzKHFZP2YtNTwph"
        tempPin = "v1"
        bpmPin = "v2"
        labelPin = "v0"
        labelGrafikPin = "v3"

        response1 = requests.get(f"{url}?token={token}&{tempPin}={temp}")

```

```

        response2 =
requests.get(f"{url}?token={token}&{bpmPin}={avg_bpm}")
        response3 =
requests.get(f"{url}?token={token}&{labelPin}={label}")
        response4 =
requests.get(f"{url}?token={token}&{labelGrafikPin}={labelGrafik}")

        if response1.status_code == 200 and response2.status_code == 200
and response3.status_code == 200 and response4.status_code == 200:
            print("Data berhasil dikirim ke Blynk.")
        else:
            print("Gagal mengirim data ke Blynk.")
    except Exception as e:
        print("Terjadi kesalahan:", str(e))

if __name__ == '__main__':
    app.run(host='0.0.0.0', port=5000, debug=False)

```

- Lampiran 9 TSST

Instruksi yang diberikan untuk test bicara (Speech test)

1. Buatlah perkenalan singkat yang menjelaskan tentang diri anda
2. Setelah lulus dari Teknik Elektro UII akan melanjutkan kerja di mana?
3. Mengapa anda merasa yakin diri anda pantas untuk tempat kerja yang saudara pilih setelah lulus dari Teknik Elektro UII

Instruksi Test Army Alpha Intelegence Test

1. Instruksi: Tuliskan angka genap kurang dari 4 pada lingkaran sesuai urutannya dan tuliskan huruf "X" pada lingkaran ke 4
2. Instruksi: Garis bawah angka yang bernilai ganjil
3. Instruksi: Jika Mount Everest adalah gunung tertinggi di dunia, maka buatlah tanda "+" pada lingkaran di tengah; Jika tidak maka lingkari kata "TIDAK"
4. Instruksi: Tuliskan angka ganjil kurang dari 5 pada lingkaran sesuai urutannya dan tuliskan huruf "X" pada lingkaran ke 5
5. Instruksi: Tuliskan huruf "A" yang terletak di luar lingkaran, tetapi berada di dalam segitiga; Lalu tuliskan huruf "B" yang terletak di dalam lingkaran, tetapi di luar segitiga.

6. Instruksi: Tuliskan huruf "A" yang terletak di luar persegi, tetapi berada di dalam lingkaran dan segitiga; Lalu tuliskan huruf "B" yang terletak di dalam persegi, tetapi di luar lingkaran dan segitiga.
7. Instruksi: Jika Kapal dapat membawa muatan dari gudang, maka buatlah tanda "+" pada lingkaran di paling kiri; Jika tidak maka lingkari kata "Gudang"
8. Instruksi: Buatlah sebuah garis di bawah angka yang Ganjil.
9. Instruksi: Perhatikan bahwa gambar tersebut terbagi atas 5 bagian. Tulislah angka 6 dan 8 dalam 2 bagian yang kecil dan angka antara 1 sampai 5 dalam bagian hampir paling besar 10. Instruksi: Buatlah sebuah garis di bawah gambar yang bertuliskan angka "Ganjil", dan buatlah pula sebuah garis yang melintang di bawah gambar yang bertuliskan angka "Genap"

Kuesioner Setelah menjalani Tes TSST

Akan diberikan kuesioner setelah menjalani keseluruhan test yang telah dirancang oleh tim (di fase recovery), dengan pertanyaan yang akan dijawab oleh peserta dengan skala 1-4. Di mana nilai 1 akan mewakili perasaan rileks peserta dan nilai 4 akan mewakili perasaan tegang peserta selama mengikuti rangkaian tes pengujian stres.

List pertanyaan :

1. Apakah saudara merasa tegang (stres) disaat tiba dan menunggu untuk dilakukan pengetesan?
2. Apakah saudara merasa tegang (stres) disaat saudara mulai diberikan penjelasan tentang apa saja perlakuan yang akan saudara dapatkan selama pengetesan (Pre test)?
3. Apakah saudara merasa tegang (stres) disaat saudara mulai diinstruksikan untuk membuat pidato singkat (speech preparation) dan membacakan pidato singkat yang telah dibuat didepan kamera dan pengetes (speech test)?
4. Apakah saudara merasa tegang (stres) disaat saudara mulai diinstruksikan untuk Mengerjakan soal matematika 1?
5. Apakah saudara merasa tegang (stres) disaat saudara mulai diinstruksikan untuk mengerjakan soal matematika 2 yang telah disiapkan oleh pengetes (math test)?
6. Apakah yang saudara rasakan setelah melewati semua tahapan tes TSST

- Lampiran 11 Pengujian alat



- Lampiran 12 Pengujian alat dan EKG



- Lampiran 13 *Ethical clearance* yang dibuat oleh fakultas kedokteran UII



FAKULTAS
KEDOKTERAN

Gedung Dr. Soekman Wijayandjaja
Kampus Terpadu Universitas Islam Indonesia
J. Kalarang km 14.5 Yogyakarta 55584
T: (0274) 898444 ext. 2096, 2097
F: (0274) 898459 ext 2007
E: fkd@uii.ac.id
W: fkd.uii.ac.id

Nomor : 8/Ka.Kom.Et/70/KE/V/2024

KETERANGAN LOLOS KAJI ETIK

ETHICAL APPROVAL

Komite Etik Penelitian Kedokteran dan Kesehatan Fakultas Kedokteran Universitas Islam Indonesia dalam upaya melindungi hak asasi dan kesejahteraan subyek penelitian kedokteran dan kesehatan, telah mengkaji dengan teliti protokol berjudul :

The Ethics Committee of the Faculty of Medicine, Islamic University of Indonesia, with regards of the protection of human rights and welfare in medical and health research, has carefully reviewed the research protocol entitled :

Implementasi Alat Pendeteksi Stres berbasis IoT

Peneliti Utama : Desy Fitriani
Principal Investigator

Nama Institusi : Program Studi Teknik Elektro FTI UII
Name of the Institution

dan telah menyetujui protokol tersebut diatas.
and approved the above-mentioned protocol.



Yogyakarta, 14 Mei 2024

Ketua
Chairman

dr. Rahma Yuantari, M.Sc, Sp.PK

*Ethical Approval berlaku satu tahun dari tanggal persetujuan

**Peneliti berkewajiban

1. Menjaga kerahasiaan identitas subyek penelitian
2. Memberitahukan status penelitian apabila :
 - a. Setelah masa berlakunya keterangan lolos kaji etik, penelitian masih belum selesai, dalam hal ini *ethical clearance* harus diperpanjang
 - b. Penelitian berhenti di tangan jalan
3. Melaporkan kejadian serius yang tidak diinginkan (*serious adverse events*)
4. Peneliti tidak boleh melakukan tindakan apapun pada subyek sebelum penelitian lolos kaji etik dan *informed consent*

TABEL PERBAIKAN LAPORAN AKHIR CAPSTONE

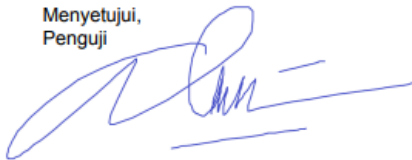
MAHASISWA #1 : 20524058 Quincy Rahardian
MAHASISWA #2 : 20524124 Desy Fitriani
JUDUL/TOPIK : Implementasi Alat Pendeteksi Stres berbasis IoT

No	Saran penguji	Perbaikan oleh mahasiswa	Halaman	Status
1	Coba perbaiki kembali datanya sesuai dengan data yang benar-benar bersih, yang tidak bersih jangan digunakan untuk uji coba sistem deteksi stress	Sudah diperbaiki	-	Approved
2	perlu dilakukan standarisasi luaran sensor jantung dengan menggunakan alat yang serupa standar medis (dapat dilihat pada lab biomedis). Jika sudah dibandingkan hitung errornya setelah melakukan beberapa kali percobaan kemudian laporkan pada uji alat/sistem	Sudah dilakukan menggunakan elektrokardiogram (EKG)	73	Approved
3	Silahkan coba gunakan konsep pada referensi [7] untuk mendefinisikan stres atau tidak dan dapat menggunakan konsep if-else dibandingkan menggunakan konsep machine learning.	Sudah diperbaiki	67	Approved
4	desain table perlu diperbaiki, karena harusnya tiap variable 1 field, bukan dalam 1 field yang sama ada diname, silahkan ambil data kembali dan perbaiki sistemnya	Sudah diperbaiki	64	Approved
5	Jelaskan pada laporan mengapa sampling waktu untuk pengiriman data ke server setiap 6s. Perlu ada evaluasi secara teknis mengapa nilai tersebut dianggap sudah tepat.	Sudah diperbaiki	63	Approved
6	Gambar yang diambil dari external sources (bukan dibuat atau diambil sendiri oleh mahasiswa) harus disitasi dan disertakan referensinya pada daftar pustaka.	Tidak ada gambar yang diambil dari external sources, untuk rangkaian 3D dibuat oleh tim menggunakan aplikasi autodesk interior, untuk rangkaian skematik dibuat oleh tim menggunakan easy eda, untuk desain elektronis dibuat oleh tim menggunakan fritzing, Untuk diagram blok dan tahapan proses dibuat oleh tim menggunakan web draw io.	-	Approved
7	silahkan investigasi mengapa data yang tertampil banyak gangguan, dan laporkan pada pengujian. Untuk data suhu yang fluktuatif, pertimbangkan memperbaiki dengan menggunakan averaging, atau	Sudah diperbaiki dengan memberi penjelasan mengapa data suhu fluktuatif, dan data mengalami gangguan	70	Approved

No	Saran penguji	Perbaikan oleh mahasiswa	Halaman	Status
8	replacing dengan nilai yang terdekat, tidak harus dengan langsung menghapusnya			
8	Kesimpulannya diperbaiki sesuai dengan investigasi pengecekan alat yang terstandarisasi	Sudah diperbaiki sesuai investigasi terbaru	92	Approved
9	Melakukan deteksi harus menggunakan data frame yang sama (length), sehingga per event harus sama antara variabel, dan jika ada pemotongan / delete data dalam 1 time event, harus dilakukan pada variable data yang lain juga	Sudah diperbaiki	-	Approved
10				Not started

Yogyakarta, 24 Juli 2024

Menyetujui,
Penguji



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