

LAPORAN TUGAS AKHIR 2

Muscle Tiredness Detector



Penyusun:

Dinar Phasa Rosad (20524096)

Muhammad Syafii Widiyanto (20524194)

Program Studi Teknik Elektro

Fakultas Teknologi Industri

Universitas Islam Indonesia

Yogyakarta

2024

HALAMAN PENGESAHAN

Muscle Tiredness Detector

Penyusun:

Dinar Phasa Rosad (20524096)

Muhammad Syafii Widiyanto (20524194)

Yogyakarta, 8 Juli 2024

Dosen Pembimbing 1



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

NIK. 025240101

Dosen Pembimbing 2



Suatmi Murnani S.T., M.Eng.

NIK. 205241301

Program Studi Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Industri
Universitas Islam Indonesia Yogyakarta
2024

HALAMAN VERIFIKASI TA201 &TA202

Muscle Tiredness Detector

VERIFIKASI TA201

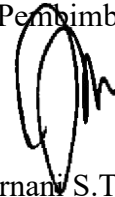
- BAB 1: PENDAHULUAN
- BAB 2: IDENTIFIKASI KEBUTUHAN SISTEM
- BAB 3: USULAN SOLUSI

Dosen Pembimbing 1



R.M. Sisdarmanto Adinandra S.T., M.Sc., Ph.D
NIK. 025240101

Dosen Pembimbing 2



Suatmi Murnani S.T., M.Eng.
NIK. 205241301

VERIFIKASI TA202

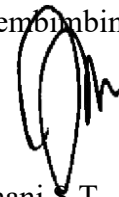
- BAB 4: HASIL RANCANGAN DAN METODE PENGUKURAN
- BAB 5: HASIL PENGUKURAN DAN ANALISIS
- BAB 6: KESIMPULAN DAN SARAN

Dosen Pembimbing 1



R.M. Sisdarmanto Adinandra S.T., M.Sc., Ph.D
NIK. 025240101

Dosen Pembimbing 2



Suatmi Murnani S.T., M.Eng.
NIK. 205241301

LEMBAR PENGESAHAN TUGAS AKHIR

Muscle Tiredness Detector

Disusun oleh:
Dinar Phasa Rosad 20524096
Muhammad Syafii Widiyanto 20524194

Telah dipertahankan di depan dewan penguji
pada tanggal: 31 Juli 2024

Susunan Dewan Penguji

Ketua Penguji : R.M. Sisdarmanto Adinandra, S.T., M.Sc., Ph.D.
Anggota Penguji 1 : Dr. Hasbi Nur Prasetyo Wisudawan, S.T., M.T.
Anggota Penguji 2 : Dr. Sayuri Egaravanda, S.Kom., M.Eng.

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

Tanggal: 6 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, 6 Agustus 2024



The image shows two 10,000 Rupiah postage stamps. The top stamp is cancelled with a signature and the name 'Dinar Phasa Rosad (20524096)'. The bottom stamp is cancelled with a signature and the name 'Muhammad Syafii Widiyanto (20524194)'. Both stamps feature the Garuda Pancasila emblem and the text 'METERAI TEMPEL' and '10000'.

Dinar Phasa Rosad (20524096)

Muhammad Syafii Widiyanto (20524194)

DAFTAR ISI

DAFTAR ISI.....	6
DAFTAR GAMBAR.....	8
DAFTAR TABEL.....	10
RINGKASAN.....	11
BAB 1. PENDAHULUAN.....	12
1.1 Latar belakang dan Identifikasi Masalah.....	12
1.2 Rumusan Masalah.....	14
1.3 Tujuan.....	14
1.4 Batasan Masalah.....	14
1.5 Batasan Realistis Aspek Keteknikan.....	14
BAB 2. IDENTIFIKASI KEBUTUHAN SISTEM.....	15
2.1 Studi Literatur dan Observasi.....	15
2.2 Dasar Teori.....	20
2.2.1 Fatigue.....	20
2.3 Analisis <i>Stakeholder</i>	21
2.4 Analisis Aspek yang Mempengaruhi Sistem.....	21
2.5 Spesifikasi Sistem.....	22
BAB 3. USULAN SOLUSI.....	23
3.1 Usulan Solusi 1.....	24
3.1.1 Desain Sistem 1.....	28
3.1.2 Rencana Anggaran Desain Sistem 1.....	32
3.1.3 Analisis Risiko Desain 1.....	33
3.2 Usulan Solusi 2.....	33
3.2.1 Desain Sistem 2.....	35
3.2.2 Rencana Anggaran Desain 2.....	41
3.2.3 Analisis Risiko Desain 2.....	42
3.3 Pengukuran Performa.....	43
3.4 Analisis dan Penentuan Usulan Solusi/Desain Terbaik.....	44
3.5 Gantt <i>Chart</i>	44

3.6 Realisasi Pelaksanaan Tugas Akhir 1.....	46
BAB 4. HASIL RANCANGAN DAN METODE PENGUKURAN	51
4.1 Hasil Rancangan Sistem.....	51
4.1.1 Rangkaian Elektronik	51
4.1.2 Gambar Desain Tiga Dimensi (3D).....	51
4.1.3 Foto Hasil Perancangan	54
4.2 Metode Pengukuran Kinerja Hasil Perancangan.....	56
4.2.1 Uji Posisi Penempatan Sensor	56
4.2.2 Pengambilan Data.....	56
4.2.3 Pemrosesan Data (Pengukuran Tingkat Kelelahan Otot).....	58
BAB 5. HASIL PENGUKURAN DAN ANALISIS	65
5.1 Analisis Hasil	65
5.1.1 Hasil dan Analisis Pengujian Indikator	65
5.1.1.1 Posisi Penempatan Sensor.....	65
5.1.1.2 Pengambilan Data	69
5.1.1.3 Pemrosesan Data (Pengukuran Tingkat Kelelahan Otot).....	72
5.1.2 Perbandingan Performa	76
5.1.3 Pemenuhan Spesifikasi Sistem dan Usulan Solusi.....	77
5.1.4 Pengalaman Pengguna.....	78
5.1.5 Kesesuaian Perencanaan dalam Manajemen Tim dan Realisasinya	78
5.2 Dampak Implementasi Sistem.....	83
BAB 6. KESIMPULAN DAN SARAN	84
6.1 Kesimpulan.....	84
6.2 Saran.....	84
DAFTAR PUSTAKA	86
LAMPIRAN – LAMPIRAN.....	88

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 Ilustrasi Gerakan Otot	11
Gambar 3.1 Diagram blok sistem secara umum	21
Gambar 3.2 Fungsi keanggotaan <i>fuzzy logic</i>	23
Gambar 3.2 Cara kerja sistem deteksi kelelahan otot menggunakan <i>fuzzy logic</i>	27
Gambar 3.3 Koneksi sensor sEMG, sistem mikrokontroler, dan baterai.....	28
Gambar 3.4 Gambaran aplikasi sistem sebenarnya	28
Gambar 3.5 Desain model sistem	29
Gambar 3.6 Proses cara kerja sistem deteksi kelelahan otot menggunakan algoritma K-NN.....	35
Gambar 3.7 Basis koneksi sensor sEMG dengan sistem mikrokontroler dan baterai	36
Gambar 3.8 Gambaran aplikasi sistem sebenarnya	36
Gambar 3.9 Desain model sistem	37
Gambar 4.1 <i>Wiring</i> diagram sistem	48
Gambar 4.2 Desain 3D sistem tampak atas	49
Gambar 4.3 Desain 3D sistem tampak bawah	49
Gambar 4.4 Desain 3D sistem tampak belakang	49
Gambar 4.5 Desain 3D sistem tampak depan	50
Gambar 4.6 Desain 3D sistem tampak kanan	50
Gambar 4.7 Desain 3D sistem tampak kiri	50
Gambar 4.8 Hasil akhir perancangan alat tampak atas	51
Gambar 4.9 Hasil akhir perancangan alat tampak bawah.....	51
Gambar 4.10 Hasil akhir perancangan alat tampak belakang.....	51
Gambar 4.11 Hasil akhir perancangan alat tampak depan.....	52
Gambar 4.12 Hasil akhir perancangan alat tampak kanan.....	52
Gambar 4.13 Hasil akhir perancangan alat tampak kiri.....	52
Gambar 4.14 3 titik konektor elektroda pada sensor	53
Gambar 4.15 Tahapan pengujian untuk pengambilan data.....	54
Gambar 4.16 Proses pengambilan data pada software CoolTerm	55
Gambar 4.17 Tahapan pengolahan data.....	55
Gambar 4.18 Kurva segitiga fungsi keanggotaan <i>input</i>	57
Gambar 4.19 Kurva segitiga fungsi keanggotaan klasifikasi tingkat kelelahan	58

Gambar 4.20 alur inferensi <i>fuzzy</i>	59
Gambar 5.1 Variasi ke-1 posisi penempatan alat.....	61
Gambar 5.2 Data sinyal otot variasi ke-1 posisi penempatan alat	62
Gambar 5.3 Variasi ke-2 posisi penempatan alat.....	62
Gambar 5.4 Data sinyal otot variasi ke-1 posisi penempatan alat	63
Gambar 5.5 Variasi ke-3 posisi penempatan alat.....	63
Gambar 5.6 Data sinyal otot variasi ke-1 posisi penempatan alat	64
Gambar 5.7 Hasil pengambilan data.....	67
Gambar 5.8 Grafik sinyal original dan terfilter	69
Gambar 5.9 Bentuk envelope dari sinyal terfilter.....	69
Gambar 5.10 AUC (Area Under the Curve)	69
Gambar 5.11 Tingkat kelelahan pengguna	70

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Hasil Studi Literatur Solusi Sejenis	13
Tabel 2.2 <i>Stakeholders</i>	19
Tabel 3.1 Aturan <i>fuzzy logic</i>	24
Tabel 3.2 Inventarisasi kebutuhan usulan sistem perangkat keras	29
Tabel 3.3 Rencana anggaran pengembangan sistem	30
Tabel 3.4 Klasifikasi tingkat kelelahan berdasarkan parameter amplitudo dan frekuensi	32
Tabel 3.5 Inventarisasi kebutuhan usulan sistem perangkat keras	37
Tabel 3.6 Rencana anggaran pengembangan sistem.....	38
Tabel 3.7 <i>Weighted decision</i> untuk menentukan algoritma yang digunakan.....	41
Tabel 3.8 <i>Gantt chart</i> pelaksanaan <i>Capstone Project Muscle Tiredness Detector</i>	42
Tabel 3.9 Realisasi aktivitas pelaksanaan tugas akhir 1	43
Tabel 4.1 Tabel fungsi keanggotaan input nilai sensor (<i>sensor value</i>).....	56
Tabel 4.2 Fungsi keanggotaan klasifikasi tingkat kelelahan	58
Tabel 4.3 Aturan pada inferensi fuzzy	60
Tabel 5.1 Data kuesioner <i>pre-exercise</i>	65
Tabel 5.2 Data kuesioner <i>post-exercise</i>	66
Tabel 5.3 Data hasil pengolahan 1	68
Tabel 5.4 Data hasil pengolahan 2.....	69
Tabel 5.5 Perbandingan tingkat kelelahan data kuesioner dan hasil pengolahan data	71
Tabel 5.6 Perbandingan performa antara sistem yang dibuat dengan sistem lain	72
Tabel 5.7 Pemenuhan Spesifikasi Sistem	72
Tabel 5.8 Pemenuhan Usulan Solusi	72
Tabel 5.9 Pengalaman pengguna	73
Tabel 5.10 Kesesuaian antara usulan dan realisasi timeline pengerjaan Tugas Akhir 2	73
Tabel 5.11 Kesesuaian RAB Tugas Akhir antara usulan dan realisasi.....	74
Tabel 5.12 Realisasi aktivitas pelaksanaan tugas akhir 2	75

RINGKASAN

Permasalahan yang diangkat pada perancangan alat Muscle Tiredness Detector adalah tidak adanya peringatan mengenai kelelahan otot. Kelelahan merupakan gejala umum dari kondisi medis ringan hingga serius. Hal tersebut dapat memicu terjadinya cedera, pengurangan kapasitas kerja, dan ketahanan tubuh. Bahkan kelelahan dapat menyebabkan kematian. Solusi yang ditawarkan adalah merancang dan mengimplementasikan sistem pendeteksi kelelahan otot.

Sistem ini dirancang menjadi alat yang portabel. Sensor yang digunakan adalah sEMG (*Surface Electromyography*) yang akan mengambil data sinyal otot pengguna. Data tersebut akan dikirimkan oleh mikrokontroler *Transmitter* menuju mikrokontroler *Receiver* melalui protokol komunikasi *Bluetooth*. Selanjutnya data tersebut akan diproses untuk melihat tingkat kelelahannya menggunakan algoritma *Fuzzy Logic*.

Tujuan dari proyek ini telah tercapai, yaitu alat ukur kelelahan berdasarkan hasil pembacaan sensor otot yang efektif dan efisien dapat direalisasikan dengan baik. Alat dapat bekerja dengan baik dan optimal untuk mengambil data. Serta algoritma pengolahan data yang digunakan untuk mengklasifikasikan tingkat kelelahan (*Fuzzy Logic*) dapat berjalan dengan efektif dan dapat mengidentifikasi tingkat kelelahan otot pengguna sesuai dengan kondisi fisiologisnya dengan tingkat akurasi alat mencapai 78%.

BAB 1. PENDAHULUAN

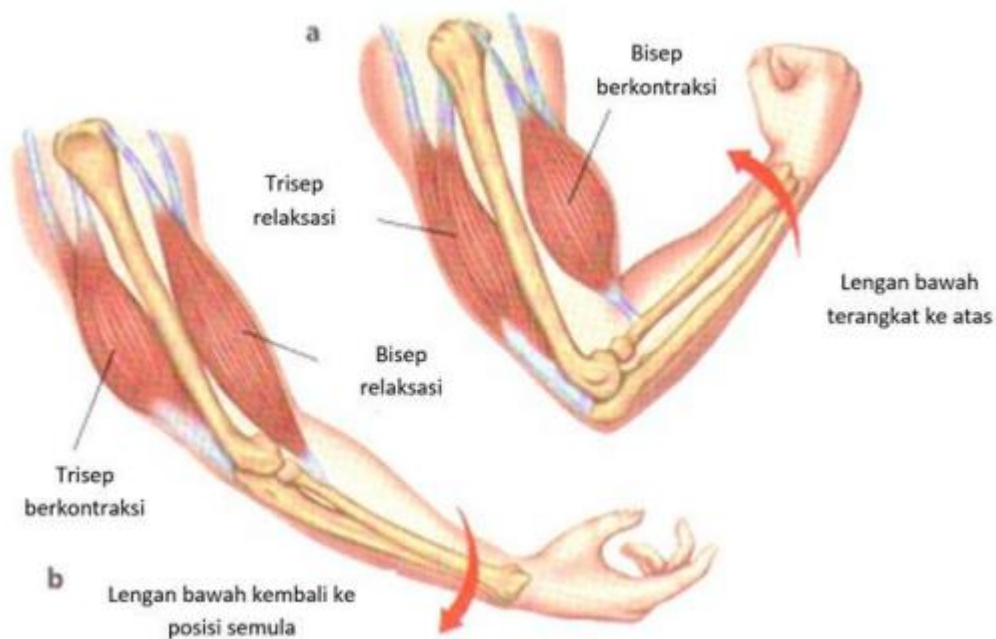
1.1 Latar belakang dan Identifikasi Masalah

Di masa modern seperti sekarang ini, banyak sekali aktivitas yang telah dimudahkan dengan pesatnya perkembangan Ilmu Pengetahuan dan Teknologi (IPTEK). Contohnya seperti pada bidang transportasi, yang dapat memudahkan kita untuk berpindah dari satu wilayah ke wilayah lain [1]. Selain dari sisi transportasi, dari sisi pekerjaan sehari-hari kita juga lebih dimudahkan dengan adanya alat-alat yang memudahkan dan meringankan pekerjaan. Dengan semua kemajuan-kemajuan tersebut kita dapat meminimalisir terjadinya kelelahan. Meskipun demikian, seseorang tetap dapat mengalami kelelahan. Kelelahan adalah suatu kondisi dimana seseorang merasa lelah atau kurang tenaga. Kelelahan merupakan gejala umum dari kondisi medis ringan hingga serius. Bahkan kelelahan dapat menyebabkan kematian. Kelelahan sendiri dapat diakibatkan karena pola hidup yang tidak sehat dan kurang berolahraga [2]. Rasa lelah tersebut terbagi menjadi dua, yaitu kelelahan psikis dan kelelahan fisik. Kelelahan psikis dapat ditandai dengan kesulitan untuk berkonsentrasi dan fokus pada hal yang sedang dilakukan, juga sering merasa mengantuk dan kelelahan ketika sedang beraktivitas. Kelelahan fisik dapat ditandai dengan kesusahan untuk melakukan aktivitas yang biasanya dilakukan seseorang [3]. Kelelahan fisik dapat dikarenakan oleh otot yang berkontraksi dengan kuat dan lama. Sehingga, fungsi otot menurun untuk berkontraksi dan memetabolisme bahan-bahan yang dibutuhkan untuk menghasilkan pengeluaran kerja yang sama. Hal tersebut dapat memicu terjadinya cedera, pengurangan kapasitas kerja, dan ketahanan tubuh [4].

Dalam dunia kerja, kelelahan menjadi hal yang serius karena sangat berpengaruh pada kinerja seseorang dan akan berpengaruh pada hasil kerja suatu perusahaan. Selain itu, kelelahan juga dapat mempengaruhi faktor keselamatan seseorang. Sehingga, dapat beresiko dengan terjadinya kecelakaan kerja. Tentu hal tersebut menjadi masalah serius baik bagi orang tersebut maupun bagi tempat kerja. Selain itu, kelelahan juga dapat menjadi sumber dari munculnya penyakit pada tubuh seseorang. Ketika seseorang mengalami kelelahan maka kondisi tubuhnya dapat menurun drastis. Dengan daya tahan tubuh yang menurun tersebut maka tubuh akan lebih mudah terkena penyakit karena kemampuan tubuh untuk melawan penyakit juga menurun [5].

Oleh karena itu, kelelahan tidak bisa dipelekan mengingat dampak yang akan diterima oleh seseorang ketika dia melakukan aktivitas yang berlebihan.

Kelelahan otot harus diketahui oleh seseorang untuk mengantisipasi terjadinya cedera, pengurangan kapasitas kerja, dan menurunnya ketahanan tubuh. Untuk mengetahui kelelahan otot pada seseorang dapat dilihat dari kinerja otot. Ketika otot dalam keadaan lelah, maka kinerja otot akan melemah/menurun [4], ilustrasi gerakan otot dapat dilihat pada Gambar 1.1 dibawah. Hal tersebut dapat diukur dengan alat EMG (*Electromyography*). *Electromyography* adalah prosedur pemeriksaan yang dilakukan untuk mengetahui kondisi otot, saraf, atau keduanya. Prosedur ini bertujuan untuk mendeteksi apakah ada kelainan pada fungsi saraf dan otot, atau gangguan pada transmisi sinyal dari saraf ke otot dan sebaliknya [6].



Gambar 1.1 Ilustrasi Gerakan Otot [7] Morwati, Pengenalan Citra Huruf Alphabet Tulisan Tangan Menggunakan Metode Naive Bayes Classifier, Malang: UIN Maulana Malik Ibrahim, 2014.

Electromyography bekerja dengan cara mendeteksi potensial listrik yang dihasilkan oleh sel otot ketika berkontraksi dan relaksasi. Sehingga kelelahan otot pada seseorang dapat dideteksi dengan melihat data hasil pembacaan EMG yang akan diproses dengan menggunakan *Machine Learning* [6].

1.2 Rumusan Masalah

Bagaimana membuat alat dan menginterpretasikan data yang diperoleh untuk mengidentifikasi tingkat kelelahan otot dengan akurat guna mendukung pengelolaan kesehatan?

1.3 Tujuan

Berdasarkan rumusan masalah di atas, maka tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Merancang dan merealisasikan alat ukur kelelahan berdasarkan hasil pembacaan sensor otot yang efektif dan efisien,
2. Memastikan alat bekerja dengan baik, sehingga didapatkan hasil yang optimal,
3. Menginterpretasikan data sensor otot secara efektif untuk mengidentifikasi tingkat kelelahan yang sesuai dengan kondisi fisiologis individu.

1.4 Batasan Masalah

1. Alat ini hanya berfokus untuk mendeteksi kelelahan berdasarkan pembacaan otot,
2. Sampel uji coba hanya dilakukan pada bagian otot bisep.

1.5 Batasan Realistis Aspek Keteknikan

Batas realistis aspek keteknikan yang terdapat pada alat Muscle Fatigue Analysis sebagai berikut ini:

1. Penempatan Elektroda (ditempelkan pada kulit otot yang dideteksi),
2. Berdasarkan standar IEC pengukuran EMG berkisar dari 20 hingga 2000 *microVolt*. Mematuhi standar keamanan biomedis dan regulasi terkait untuk memastikan alat aman digunakan dan tidak menimbulkan risiko kesehatan bagi pengguna,
3. Rentang frekuensi sinyal sEMG berada di rentang 100 – 1000 Hz (sinyal yang didapatkan harus difilter),
4. Perekaman dan pengolahan data dilakukan secara terpisah (pengolahan data dilakukan setelah proses perekaman data selesai).

BAB 2. IDENTIFIKASI KEBUTUHAN SISTEM

2.1 Studi Literatur dan Observasi

Proses observasi dilakukan untuk memastikan bahwa rancangan alat sesuai dengan batasan realistis yang telah ditentukan dan mempertimbangkan kebutuhan awal *prototyping* yang disesuaikan dengan kebutuhan dan kemudahan pengguna untuk menggunakannya secara aman dan nyaman. Proses ini dimulai dengan pengumpulan informasi dasar mengenai kebutuhan alat yang akan digunakan. Tabel 2.1 menunjukkan beberapa sumber informasi yang berisi alternatif-alternatif solusi yang telah dikembangkan sampai saat ini.

Tabel 2.1 Hasil Studi Literatur Solusi Sejenis

Judul	Usulan solusi	Hasil/Evaluasi (Kelebihan/Kekurangan)
<i>Analysis of fatigue in the three heads of the triceps brachii during isometric contractions at various effort levels</i> [8]	Solusi yang ditawarkan peneliti berupa perangkat yang meneliti kelelahan pada tiga kepala otot <i>triceps brachii</i> (TB) menggunakan <i>surface electromyography</i> (sEMG) yang diperoleh pada 30%, 45%, dan 60% <i>Maximal Voluntary Contraction</i> (MVC)	Hasil: Hasil menunjukkan bahwa, di antara ketiga kepala, ROF secara statistik signifikan pada 30% dan 45% MVC ($P < 0,05$), namun TTF dan NTTF pada semua intensitas tidak signifikan secara statistik ($P > 0,05$). Untuk setiap kepala, hanya TTF secara statistik signifikan ($P < 0,05$) pada intensitas yang berbeda. MPF dan MDF dalam kondisi pra-, awal-, dan pasca-kelelahan secara statistik signifikan ($P < 0,05$) di antara ketiga kepala pada semua intensitas, sedangkan RMS tidak menunjukkan perilaku seperti itu.

		<p>Kelebihan: Temuan dari penelitian ini dapat memberikan kontribusi dalam perancangan program pelatihan rehabilitasi untuk masing-masing kepala otot TB serta pelatihan masing-masing kepala dalam konteks aktivitas olahraga. Hasil kami juga dapat membantu para ahli robotika dan penggemar otomatisasi dalam perancangan dan pengendalian prostetik terkait TB untuk penyandang disabilitas.</p> <p>Kekurangan: Parameter temporal yang digunakan dalam penelitian ini tidak dapat menangkap perubahan perilaku otot yang berbeda. Sehingga tidak dapat ditarik kesimpulan yang jelas mengenai masing-masing titik, dan analisis lebih lanjut diperlukan untuk menjelaskan strategi kompensasi dari ketiga titik tersebut.</p>
<p><i>Fatigue Analysis of Triceps Brachii Muscle using sEMG Signals and Recurrence Quantification Technique [9]</i></p>	<p>Solusi yang ditawarkan peneliti berupa perangkat yang dapat menganalisis kelelahan pada otot <i>triceps brachii</i> ketika kontraksi dinamis</p>	<p>Hasil: Subjek dipilih dalam kelompok usia yang serupa untuk meminimalkan variasi dalam perekaman sEMG. Sinyal sEMG diproses pra-pemrosesan - difilter dalam rentang 10Hz hingga 500 Hz</p>

	menggunakan metode <i>Recurrence Quantification Technique</i> .	dan digunakan untuk analisis lebih lanjut. Nilai fitur DET meningkat dari kondisi non-kelelahan ke kelelahan sebesar 17%.
<i>Measuring Increase in Synchronization to Identify Muscle Endurance Limit</i> [10]	Solusi yang ditawarkan peneliti berupa pengolahan sinyal EMG menggunakan <i>Measuring Increase in Synchronization</i> untuk mengidentifikasi daya tahan otot.	Hasil: Eksperimen menunjukkan bahwa ketika <i>pair-wise comparison (pair-wise test)</i> dilakukan, semua fitur dipengaruhi secara signifikan oleh kelelahan otot (otot yang istirahat dan otot yang berada pada batas daya tahan). Kekurangan: Tidak dapat digunakan untuk menentukan apakah otot dalam keadaan istirahat atau mendekati batas daya tahan tanpa data yang sesuai dari otot yang beristirahat tersedia.
<i>Recent observations in surface electromyography recording of triceps brachii muscle in patients and athletes</i> [11]	Solusi yang ditawarkan peneliti adalah menjelaskan sEMG jenis apa dan dimana diletakkannya elektroda untuk mengukur/mengobservasi aktivitas otot <i>triceps brachii</i>	Elektroda berbahan dasar perak/klorida perak bipolar berbentuk lingkaran lebih sering digunakan dibandingkan dengan elektroda dengan komposisi logam dan bentuk yang berbeda. Lokasi anatomi otot triceps brachii yang utama dipertimbangkan untuk penempatan elektroda adalah kepala lateral, panjang, dan medial. Ukuran elektroda 10mm umumnya

		digunakan untuk mengukur aktivitas sEMG karena lebih efisien.
<i>An EMG Patch for the Real-Time Monitoring of Muscle-Fatigue Conditions During Exercise</i> [12]	Solusi yang ditawarkan peneliti berupa perangkat yang dapat menganalisis kelelahan pada otot ketika kontraksi dinamis dengan mendeteksi <i>Median Frequency</i> (MF) dari sensor sEMG secara <i>real-time</i> menggunakan algoritma <i>Fast Fourier Transform</i> (FFT) dan <i>Empirical Mode Decomposition</i> .	Hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa nilai MF <i>real-time</i> yang diukur oleh perangkat EMG sangat mendekati nilai MF <i>offline</i> yang diukur oleh sistem komputer. Selain itu, dalam penelitian ini telah dirancang sebuah aplikasi yang dapat menampilkan tingkat kelelahan otot dan informasi berkendara pengguna, serta informasi dari pengendara sepeda lainnya secara <i>real-time</i> .
<i>Muscle fatigue detection and treatment system driven by internet of things</i> [13]	Solusi yang ditawarkan peneliti berupa sistem deteksi dan pemulihan kelelahan berbasis <i>Pulse Width Modulation</i> (PWM untuk membantu mengurangi kelelahan otot, ESP8266 untuk pengendali dan komunikator utama, dan kelelahan otot dideteksi melalui sinyal sEMG	Hasil eksperimen menunjukkan bahwa faktor lingkungan memiliki sedikit pengaruh pada waktu respons dan akurasi sistem. Selain itu, hasil eksperimen menunjukkan bahwa sistem yang diusulkan memerlukan daya minimal dan sensitif serta stabil.

	yang dimonitor secara <i>real-time</i> dan nirkabel.	
<i>The Fatigue Analysis for Early Warning System Based on Fuzzy Algorithm</i> [14]	Solusi yang ditawarkan oleh peneliti berupa sistem deteksi dini kelelahan otot menggunakan algoritma <i>fuzzy logic</i> dimana sinyal yang didapat akan difilter menggunakan <i>band pass filter</i> lalu diproses menggunakan <i>fuzzy logic</i> yang didalamnya terdapat 5 fungsi keanggotaan dan menggunakan input EMG_{RMS} , <i>Heart Rate</i> , dan <i>Exercise Time</i> .	Hasil eksperimen menunjukkan bahwa <i>fuzzy logic</i> dapat digunakan untuk membantu proses klasifikasi tingkat kelelahan otot dengan baik.
<i>Fatigue detection in EMG signals.</i> [15]	Solusi yang ditawarkan oleh peneliti adalah penggunaan algoritma K-NN untuk mengklasifikasikan kelelahan otot. Dalam penelitian yang dilakukan terdapat 4 skenario, yang memiliki parameter input yang bervariasi.	Hasil eksperimen menunjukkan bahwa algoritma K-NN dapat digunakan untuk mengklasifikasikan tingkat kelelahan otot dengan baik.

2.2 Dasar Teori

2.2.1 Fatigue

Kelelahan adalah suatu kondisi dimana seseorang merasa lelah atau kurang tenaga. Kelelahan merupakan gejala umum dari kondisi medis ringan hingga serius. Bahkan kelelahan dapat menyebabkan kematian. Kelelahan sendiri dapat diakibatkan karena pola hidup yang tidak sehat dan kurang berolahraga [2]. Rasa lelah tersebut terbagi menjadi dua, yaitu kelelahan psikis dan kelelahan fisik. Kelelahan psikis dapat ditandai dengan kesulitan untuk berkonsentrasi dan fokus pada hal yang sedang dilakukan, juga sering merasa mengantuk dan kelelahan ketika sedang beraktivitas. Kelelahan fisik dapat ditandai dengan kesusahan untuk melakukan aktivitas yang biasanya dilakukan seseorang [3]. Kelelahan fisik dapat dikarenakan oleh otot yang berkontraksi dengan kuat dan lama. Sehingga, fungsi otot menurun untuk berkontraksi dan memetabolisme bahan-bahan yang dibutuhkan untuk menghasilkan pengeluaran kerja yang sama. Hal tersebut dapat memicu terjadinya cedera, pengurangan kapasitas kerja, dan ketahanan tubuh [4].

Seseorang yang mengalami kelelahan dapat disebabkan oleh berbagai hal. Kelelahan yang timbul merupakan peringatan tubuh bahwa kerja tubuh telah melewati batas dan harus dihentikan agar tidak terjadi kerusakan tubuh. Kelelahan otot adalah ketidakmampuan mempertahankan atau mengulang gerakan kontraksi otot karena berkurangnya kekuatan. Kelelahan otot dapat terjadi karena ada gangguan di *neuro muscular junction* atau di otot sendiri [16].

1. Kelelahan pada *neuro muscular junction* yaitu kelelahan dikarenakan ada gangguan potensial aksi di *neuro muscular junction*. Misalnya bila otot yang sudah lelah kemudian otot tersebut dirangsang secara langsung, kontraksi otot menjadi lebih kuat. Jadi kelelahan otot disebabkan ada gangguan potensial aksi di *neuro muscular junction*. Kegagalan *neuro muscular junction* dalam meneruskan rangsangan-rangsangan syaraf pada serabut otot karena disebabkan penumpukan asam laktat. Hal ini dikuatkan oleh beberapa studi yang mengatakan bahwa penumpukan asam laktat menghambat potensial aksi di *neuro muscular junction*. Akibatnya kontraksi otot menjadi lebih lemah [17].
2. Kelelahan pada ototnya sendiri disebabkan karena terganggunya proses kontraksi otot di daerah otot sendiri, misalnya otot yang sudah lelah kemudian dirangsang langsung pada saraf yang mensyarafi otot, ternyata implus yang menuju otot berjalan normal, maka kelelahan otot ini disebabkan karena gangguan otot itu sendiri. Gangguan kontraksi otot ini karena

berkurangnya ATP dan peningkatan penumpukan asam laktat. Penumpukan asam laktat di otot mengakibatkan konsentrasi ion hidrogen bertambah dan pH menurun dalam sel [16].

2.3 Analisis Stakeholder

Sistem yang akan dibuat memiliki beberapa *stakeholder* yang ditunjukkan pada tabel 2.2 berikut:

Tabel 2.2 Stakeholders

Stakeholder	Interest	Power	Engagement Level		Engagement Strategy
Pemerintah (Kemenkes)	Medium	High	Leading	Leading	Memberikan izin penggunaan produk yang diajukan oleh tim project.
Konsumen (User) (Dokter, Trainer Olahraga)	Low	High	Neutral	Neutral	Memberikan feedback terhadap validasi teknis alat.
Konsumen (User) (Pasien)	Low	High	Neutral	Neutral	Memberikan feedback terhadap pengalaman penggunaan alat.

2.4 Analisis Aspek yang Mempengaruhi Sistem

Bidang Kesehatan

Kesehatan merupakan aspek yang sangat penting. Yang mana hal tersebut tidak dapat diabaikan karena kesalahan teknis pada alat dapat menyebabkan bahaya bagi pengguna. Selain itu, alat yang dibuat pada proyek ini dituntut untuk dapat menampilkan data-data sesuai dengan parameter kelelahan otot sesuai dengan ilmu kesehatan. Data yang diperoleh alat ini nantinya harus memenuhi parameter yang ada sehingga data pembacaannya dapat divalidasi.

Bidang Kenyamanan

Kenyamanan merupakan aspek penting pada proyek ini. Dengan kenyamanan tersebut pengguna akan senang dalam menggunakan alat. Sehingga hasil yang didapatkan dari pengukuran yang dilakukan dapat maksimal.

Bidang Teknis

Evaluasi komponen fisik perangkat keras, seperti sensor EMG dan elemen-elemen pendukungnya, untuk memastikan kecocokan dengan kebutuhan. Selanjutnya, perhatian terhadap kapasitas perangkat keras, termasuk rentang frekuensi dan sensitivitas sensor, sangat penting untuk menjamin kinerja yang optimal. Keandalan dan ketersediaan perangkat keras juga harus menjadi fokus, dengan mempertimbangkan stabilitas sinyal EMG selama penggunaan jangka panjang.

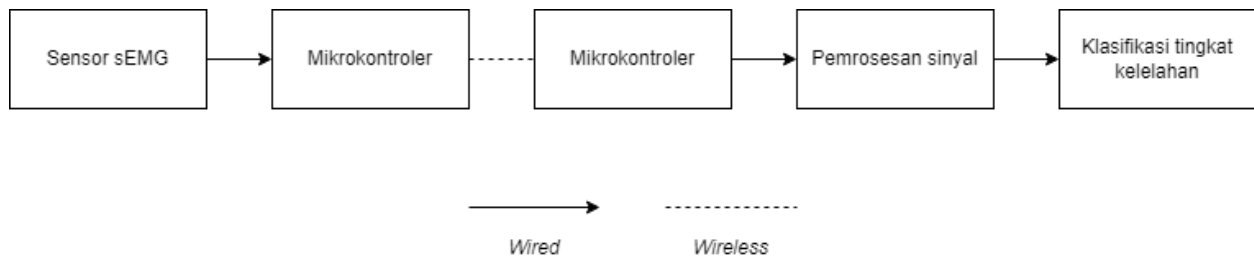
2.5 Spesifikasi Sistem

Berdasarkan kajian literatur, dasar teori dan informasi yang didapat, maka diperlukan sebuah sistem dengan spesifikasi sebagai berikut :

1. Sistem yang digunakan berfungsi untuk memantau tingkat kelelahan pada lengan bagian bisept,
2. Alat dan laptop terkoneksi secara *wireless* menggunakan *bluetooth*,
3. Alat memiliki desain yang portabel,
4. Hasil pembacaan dapat dilihat melalui laptop yang berupa angka dan klasifikasi tingkat kelelahan.

BAB 3. USULAN SOLUSI

Sistem yang akan dibangun merupakan sistem yang dapat mendeteksi tingkat kelelahan otot. Dimana sistem tersebut akan terdiri dari *hardware* dan *software* (yang digunakan untuk pemrosesan sinyal). Sensor yang akan digunakan pada *hardware* adalah sensor sEMG (*Surface Electromyography*), sensor tersebut digunakan untuk membaca frekuensi listrik jaringan otot. Sistem yang dibangun akan berupa sistem yang *wireless* dimana antara *hardware* dan komputer yang digunakan untuk melakukan pemrosesan sinyal benar-benar nirkabel. Sistem *wireless* tersebut rencananya akan menggunakan *bluetooth*. Gambar 3.1 berikut ini merupakan diagram blok dari sistem yang akan dibangun:



Gambar 3.1 Diagram blok sistem secara umum

Sistem akan bekerja dengan cara sensor sEMG akan membaca frekuensi listrik otot, lalu pembacaan sensor tersebut akan disimpan dan dikirimkan menuju komputer. Konektivitas alat yang dipakai untuk membaca frekuensi otot dengan komputer terhubung secara *wireless* dengan menggunakan *bluetooth*. Pada komputer data frekuensi otot yang telah didapat tersebut akan diproses terlebih dahulu. Tahap-tahap pemrosesan sinyal meliputi *preprocessing* yang bertujuan untuk memisahkan sinyal dengan *noise*, lalu sinyal tersebut akan diklasifikasi berdasarkan tingkat kelelahannya. Selanjutnya ketika proses klasifikasi telah selesai, pengguna dapat melihat tingkat kelelahan ototnya pada layar komputer.

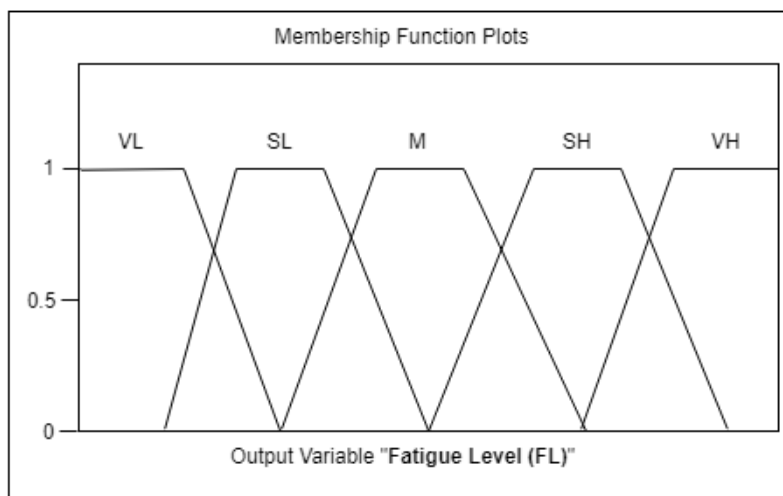
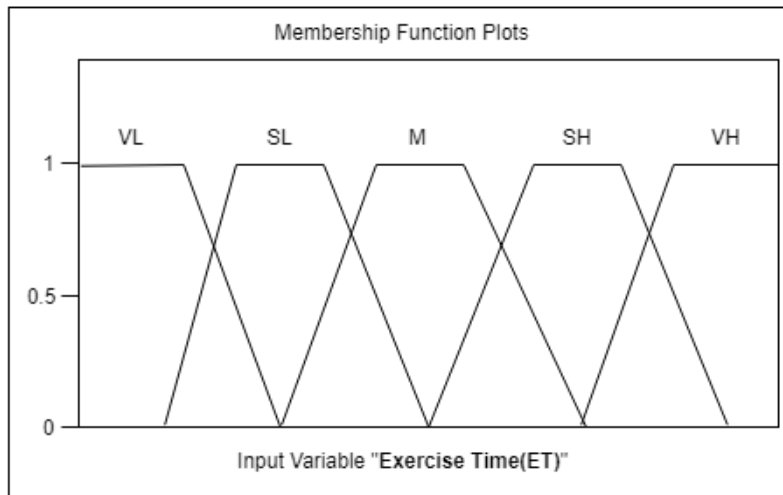
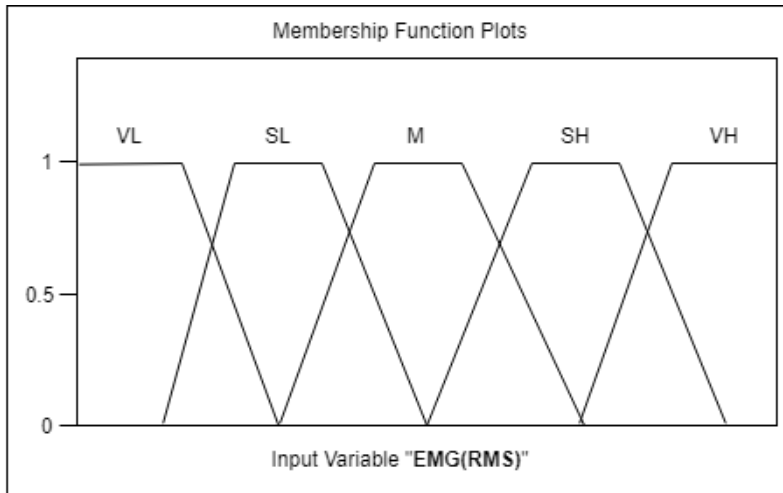
Dari sistem yang telah direncanakan tersebut, berikut ini merupakan beberapa solusi yang diusulkan untuk membangun sistem deteksi kelelahan otot:

3.1 Usulan Solusi 1

Desain sistem pertama yang diusulkan adalah alat pendeteksi kelelahan otot dengan menggunakan *fuzzy logic*. *Fuzzy logic* adalah suatu pendekatan logika yang memungkinkan penanganan ketidakpastian dalam pengambilan keputusan, dengan berbasis aturan. ketidakpastian dalam himpunan fuzzy dicirikan oleh fungsi keanggotaan yang dibangun dari kumpulan aturan linguistik. Sistem-sistem berbasis aturan ini dalam teori dapat merepresentasikan sistem apa pun yang berfungsi sebagai pendekatan universal [18]. Algoritma fuzzy diterapkan untuk menganalisis tingkat kelelahan dengan menggunakan sinyal sEMG

Dimana sinyal yang didapat dari sensor sEMG memiliki rentang 100Hz hingga 1kHz lalu sinyal tersebut akan difilter terlebih dahulu menggunakan *band pass filter*, sehingga sinyal yang akan diproses terhindar dari *noise*. Sinyal tersebut akan diproses dengan menggunakan *Root Mean Square* (RMS), dimana RMS digunakan untuk mengukur sinyal listrik otot karena mencerminkan aktivitas fisiologis otot.

Fuzzy logic digunakan untuk mengklasifikasikan tingkat kelelahan otot. Parameter *input* dari klasifikasi yang akan dilakukan adalah sEMG (EMG_{RMS}) dan *Exercise Time* (ET) dan parameter *output*nya adalah *Fatigue Level* (FL). Fungsi keanggotaan yang akan digunakan dalam sistem ini adalah fungsi keanggotaan dengan bentuk *trapezoidal* yang ditunjukkan pada Gambar 3.2 dimana untuk *input* EMG_{RMS} akan memiliki 5 anggota yaitu *Very Low* (VL), *Slightly Low* (SL), *Medium* (M), *Slightly High* (SH), dan *Very High* (VH). Lalu untuk *input* *Exercise Time* (ET) akan memiliki 3 anggota yaitu *Low* (L), *Medium* (M), dan *High* (H). Untuk *output* dari sistem berupa tingkat kelelahan (*Fatigue Level* (FL)) akan memiliki 5 anggota yaitu *Very Low* (VL), *Slightly Low* (SL), *Medium* (M), *Slightly High* (SH), dan *Very High* (VH). Selain itu, pada proses berikutnya yaitu defuzzifikasi COG (Center Of Gravity) akan digunakan untuk menghasilkan kesimpulan dan mengkonversi proses pada *fuzzy* menjadi nilai yang spesifik.



Gambar 3.2 Fungsi keanggotaan *fuzzy logic*

Dari fungsi keanggotaan tersebut akan dibentuk aturan *fuzzy*, yang dijelaskan pada Tabel 3.1 dibawah ini:

Tabel 3.1 Aturan *fuzzy logic*

No.	EMGRMS	Exercise Time (ET)	Fatigue Level (FL)
1.	VL	VL	VL
2.	SL	VL	VL
3.	M	VL	VL
4.	SH	VL	VL
5.	VH	VL	SL
6.	VL	SL	VL
7.	SL	SL	VL
8.	M	SL	SL
9.	SH	SL	SL
10.	VH	SL	M
11.	VL	M	VL
12.	SL	M	SL
13.	M	M	M
14.	SH	M	M
15.	VH	M	SH
16.	VL	SH	VL
17.	SL	SH	SL
18.	M	SH	M

No.	EMG _{RMS}	Exercise Time (ET)	Fatigue Level (FL)
19.	SH	SH	SH
20.	VH	SH	VH
21.	VL	VH	SL
22.	SL	VH	M
23.	M	VH	SH
24.	SH	VH	VH
25.	VH	VH	VH

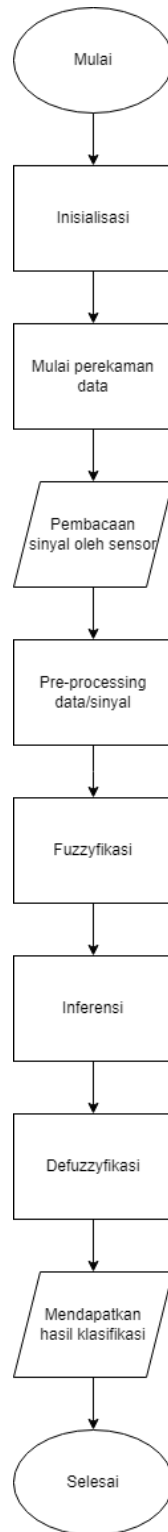
Usulan desain sistem 1 akan menggunakan *fuzzy logic*, dimana metode ini memiliki beberapa kelebihan, yaitu:

1. Dapat menangani masalah yang memiliki banyak *input* dan *output* yang bersifat kontinyu, sehingga lebih cocok untuk menyelesaikan masalah yang kompleks,
2. Menggunakan bahasa yang sederhana dan mudah dipahami oleh manusia, sehingga lebih mudah dalam proses pemecahan masalah,
3. Tidak mempertimbangkan segala kemungkinan yang terjadi, tidak hanya kondisi yang bersifat *true* atau *false* saja,
4. Dapat mengintegrasikan berbagai data yang tidak terstruktur dengan baik, sehingga lebih mudah dalam proses pemecahan masalah.

Namun selain memiliki kelebihan *fuzzy logic* juga memiliki beberapa kekurangan, yaitu:

1. Memiliki kemungkinan terjadinya kesalahan dalam penentuan aturan-aturan *fuzzy* karena bersifat subjektif,
2. Memiliki tingkat kompleksitas yang tinggi karena harus mempertimbangkan banyak *input* dan *output* yang bersifat kontinyu, serta harus menentukan aturan-aturan *fuzzy* yang sesuai.

3.1.1 Desain Sistem 1



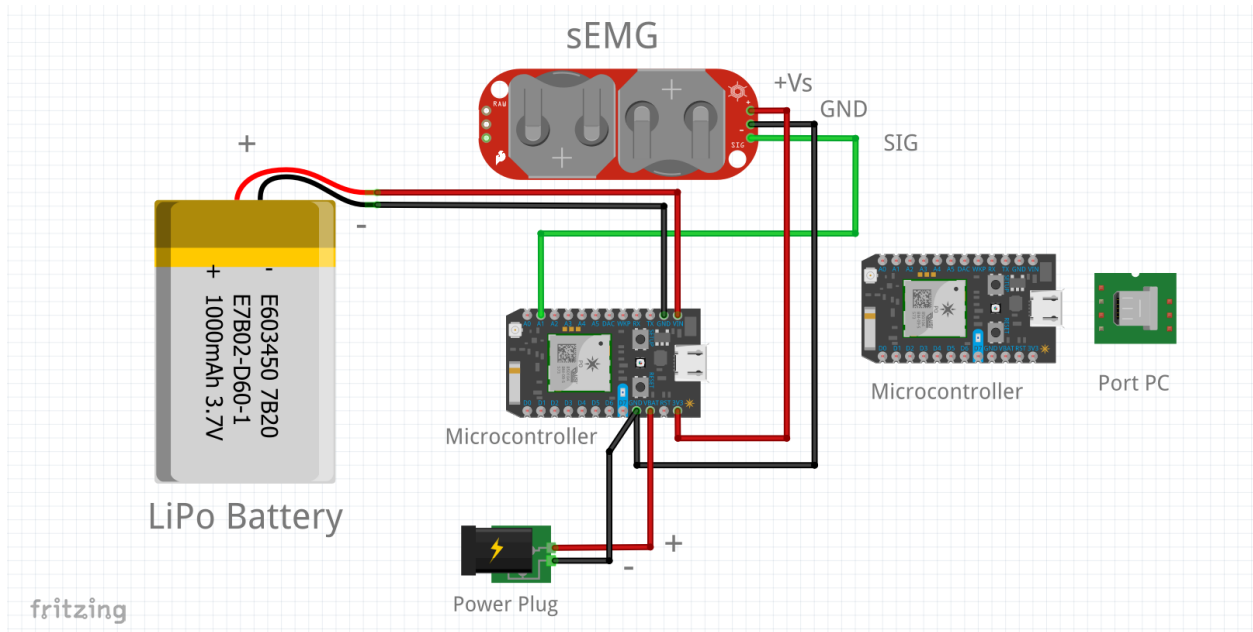
Gambar 3.2 Proses cara kerja sistem deteksi kelelahan otot menggunakan *fuzzy logic*

Cara kerja sistem yang dibangun ditunjukkan pada gambar 3.2 di atas. Proses dimulai dengan inisialisasi, dari sisi *hardware* ketika alat dinyalakan maka mikrokontroler (*transmitter*) akan melakukan *scanning bluetooth* terhadap mikrokontroler (*transmitter*). UUID dan nama telah diatur untuk memudahkan proses pengkoneksian. Lalu dari sisi *software* inisialisasi dilakukan dengan membuat file nilai sensor sesuai dengan nama pengguna. Juga memastikan perekaman dimulai pada waktu 0;00.

Setelah itu akan dilakukan perekaman data menggunakan sensor. *Input* berupa nilai sensor yang direkam akan disimpan dengan format penyimpanan .txt. Setelah proses perekaman selesai langkah berikutnya adalah melakukan *pre-processing* pada file nilai sensor. Pada proses ini nilai sensor yang disimpan dalam format .txt akan dirubah format penyimpanannya menjadi .csv. Selain itu akan diberi label “Raw”, “Rect”, atau “Env” sesuai dengan jenis sinyal yang digunakan pada proses perekaman data.

Lalu data nilai sensor akan diolah menggunakan algoritma *fuzzy logic*. Proses pertama dari pengolahan data tersebut adalah Fuzzyfikasi dimana didalamnya dibentuk fungsi keanggotaan seperti yang ditunjukkan pada gambar 3.2. dimana data nilai sensor (*input*) akan dikelompokkan sesuai dengan himpunan keanggotaannya (dikelompokkan berdasarkan besarnya nilai) pengelompokan tersebut menjadi *output* pada proses fuzzyfikasi. *Output* pada proses fuzzyfikasi akan menjadi *input* untuk proses inferensi dimana akan ditetapkan aturan pada nilai-nilai yang telah dikelompokkan tersebut. Hal itu bertujuan untuk mengelompokkan nilai kedalam 5 kelompok kategori kelelahan. *Output* pada proses inferensi adalah nilai dan kategori tingkat kelelahan pengguna. Proses berikutnya adalah defuzzyfikasi, *input* pada proses ini adalah data nilai dan kategori tingkat kelelahan pengguna. Data tersebut akan dicari rata-ratanya sehingga didapatkan klasifikasi akhir nilai dan kategori tingkat kelelahan pengguna (*output*).

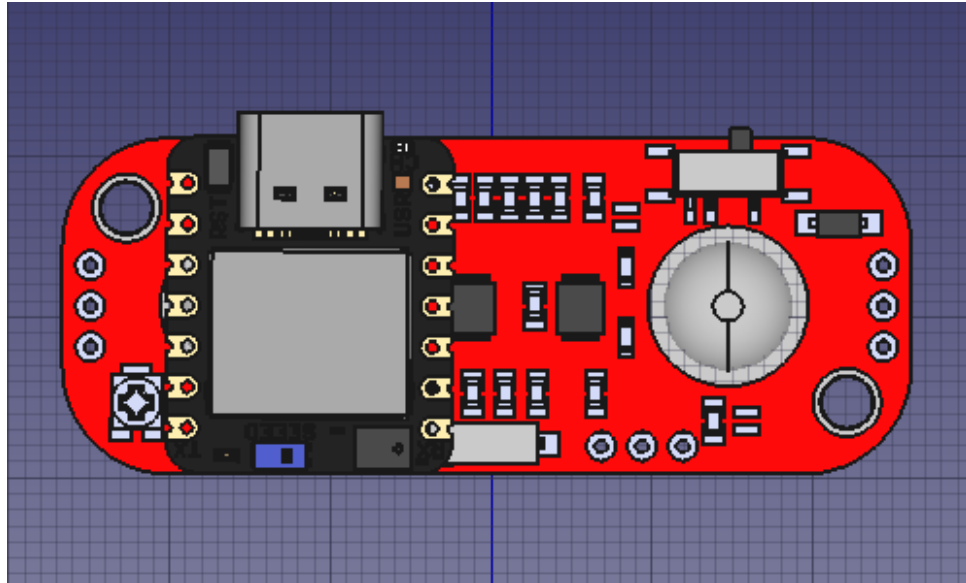
Gambar 3.3 merupakan *wiring* diagram dari desain sistem 1 yang akan dibuat. Gambar 3.4 adalah gambaran aplikasi sistem *hardware* ketika digunakan. Lalu gambar 3.5 merupakan *Hardware* dari desain sistem 1 yang memiliki panjang 5,23 cm dan lebar 2,08 cm. Desain sistem dibuat portabel dan *wireless* sehingga lebih mudah dan nyaman digunakan. Meskipun dalam proses pengambilan data pengguna diminta untuk tetap tenang dan meminimalisir gerakan untuk mengurangi *noise* dalam proses pengambilan data.



Gambar 3.3 Koneksi sensor sEMG, sistem mikrokontroler, dan baterai



Gambar 3.4 Gambaran aplikasi sistem sebenarnya



Gambar 3.5 Desain model sistem

Untuk dapat memenuhi usulan sistem tersebut, maka diperlukan inventarisasi kebutuhan sistem perangkat keras. Tabel 3.2 memperlihatkan kebutuhan sistem sesuai usulan dan spesifikasi yang dibutuhkan.

Tabel 3.2 Inventarisasi kebutuhan usulan sistem perangkat keras

No.	Nama alat	Keterangan
1.	Myoware Muscle Sensor Kit 1.0	Myoware Muscle Sensor adalah sensor yang dirancang untuk mendeteksi sinyal listrik yang dihasilkan oleh kontraksi otot atau aktivitas otot. Sensor ini khusus digunakan untuk memonitor dan mengukur aktivitas otot pada tubuh manusia. Myoware dapat memberikan informasi tentang sejauh mana otot berkontraksi dan menghasilkan sinyal listrik. Sensor ini dapat digunakan untuk mengukur intensitas kontraksi otot, durasi kontraksi, dan pola aktivitas otot, memberikan informasi yang berguna dalam konteks pengukuran kinerja fisik atau evaluasi rehabilitasi. Myoware sering digunakan oleh para pengembang dan peneliti untuk membuat

No.	Nama alat	Keterangan
		<i>prototype</i> perangkat yang melibatkan deteksi dan pemantauan aktivitas otot.
2.	Baterai Lithium Polymer	Baterai yang dapat <i>dicharging</i> . Dalam hal ini kami cenderung mencari tipe baterai Li-Po dengan spesifikasi 3.7 V 1000 mAh. Baterai Li-Po memiliki berat yang ringan sehingga memungkinkan fleksibilitas dalam desain perangkat elektronik yang menggunakan baterai ini.
3.	Seeed Studio XIAO nRF52840	Memiliki <i>processor</i> ARM® Cortex®-M4 with FPU runs up to 64 MHz, <i>wireless bluetooth</i> 5.0/NFC, <i>on-chip memory</i> 1 MB <i>flash</i> and 256 kB RAM, <i>Onboard Memory</i> 2 MB <i>QSPI flash</i> , <i>power input voltage</i> (V_{IN}): 5V , dan <i>charging current</i> : 50mA/100mA.

3.1.2. Rencana Anggaran Desain Sistem 1

Rencana anggaran desain sistem 1 dijelaskan pada tabel 3.3 dibawah ini:

Tabel 3.3 Rencana anggaran pengembangan sistem

No.	Item/Pengeluaran	Satuan	Harga satuan	Jumlah	Harga Total
1.	sEMG MyoWare Muscle Sensor Kit 1.0	Pcs	Rp. 1.140.000,-	1	Rp. 1.140.000,-
2.	Microcontroller Seeed Studio XIAO nRF52840	Pcs	Rp. 262.250,-	1	Rp. 262.250,-
3.	Baterai Lithium Polymer	Pcs	Rp. 13.000,-	1	Rp. 13.000,-
4.	Kabel	Paket	Rp. 5.000,-	1	Rp. 5.000,-
5.	Elektroda	Pcs	Rp. 3.500,-	10	Rp. 35.000,-
6.	Ethical Clearance	Dokumen	Rp. 100.000,-	1	Rp. 100.000,-

No.	Item/Pengeluaran	Satuan	Harga satuan	Jumlah	Harga Total
Total Belanja					Rp. 1.555.250, -

3.1.3 Analisis Risiko Desain 1

Usulan desain 1 memiliki beberapa kekurangan yang dapat berdampak pada pembuatan sistem meliputi:

1. Aspek *Engineering*

Dari aspek *engineering* terdapat dua hal yang dapat menjadi resiko pembuatan usulan desain yaitu penggunaan sensor dan algoritma yang dipakai. Sensor yang digunakan memiliki resiko dalam hal akurasi. Ketika sensor melakukan pembacaan terdapat hal yang dapat mengganggu akurasinya seperti gerakan tiba-tiba maupun pengaruh lain dari lingkungan. Akurasi juga dapat terganggu karena elektroda dipasang secara kurang baik. Hal tersebut menyebabkan data yang terbaca memiliki *noise*. Sehingga mengganggu dalam hal pemrosesan data.

Lalu dari sisi algoritma usulan desain 1 memiliki resiko dalam proses pembuatan dan penggabungan aturan *fuzzy*. Proses tersebut cukup kompleks sehingga pemrosesan data memerlukan waktu yang cukup lama.

2. Aspek Ekonomi

Pada aspek ekonomi resiko pembuatan usulan desain 1 adalah biaya pembuatan alat yang memiliki biaya cukup tinggi. Sensor yang digunakan pada usulan desain 1 memiliki resiko besar untuk rusak karena masih terhubung secara *wiring cable*. Hal tersebut dapat menyebabkan biaya membengkak ketika *wiring cable* rusak sehingga diperlukan penggantian sensor.

3. Aspek Kesehatan

Dari sisi kesehatan dan kenyamanan pengguna sangat perlu dipertimbangkan. Sehingga pengguna dapat terhindar dari ketidaknyamanan atau mengalami gangguan fisik pada pengguna. Alat ini dapat memberikan hasil yang bervariasi, tergantung pada karakteristik individu.

3.2 Usulan Solusi 2

Desain sistem yang kedua adalah alat pendeteksi tingkat kelelahan otot dengan algoritma K-NN (K-Nearest Neighbor). K-NN digunakan untuk mengklasifikasi serta mengenali pola aktivitas otot dari sinyal yang didapatkan sensor sEMG. K-NN yang akan digunakan memiliki

beberapa parameter *input* untuk menentukan banyaknya *clustering* yang digunakan untuk mengklasifikasi sinyal sampel. Klasifikasi akan dibagi menjadi sangat lelah, lelah, dan tidak lelah. Seperti yang ditunjukkan pada tabel 3.4 dibawah. Data pelatihan dan data pengujian pada sEMG akan digunakan sebagai model K-NN untuk data pelatihan dan uji kinerja model untuk data pengujian.

Untuk mendeteksi kelelahan otot parameter yang akan digunakan adalah amplitudo dan frekuensi sinyal. Bahwa amplitudo signal meningkat secara progresif maka menunjukkan fungsi waktu kapan kelelahan meningkat. Kemudian kelelahan otot juga dapat dipantau dengan adanya perubahan sEMG sifat frekuensi seperti frekuensi rata-rata dan median.

Tabel 3.4 Klasifikasi tingkat kelelahan berdasarkan parameter amplitudo dan frekuensi

No.	Mean amplitudo	Mean frekuensi	Median frekuensi	Tingkat kelelahan
1.	Tinggi	Rendah	Rendah	Sangat Lelah
2.	Tinggi	Rendah	Sedang	Sangat Lelah
3.	Tinggi	Rendah	Tinggi	Sangat Lelah
4.	Tinggi	Sedang	Rendah	Lelah
5.	Tinggi	Sedang	Sedang	Lelah
6.	Tinggi	Sedang	tinggi	Sangat Lelah
7.	Tinggi	Tinggi	Rendah	Sangat Lelah
8.	Tinggi	Tinggi	Sedang	Sangat Lelah
9.	Tinggi	Tinggi	Tinggi	Sangat Lelah
10.	Sedang	Rendah	Rendah	Lelah
11.	Sedang	Rendah	Sedang	Lelah
12.	Sedang	Rendah	Tinggi	Sangat Lelah
13.	Sedang	Sedang	Rendah	Lelah

No.	Mean amplitudo	Mean frekuensi	Median frekuensi	Tingkat kelelahan
14.	Sedang	Sedang	Sedang	Lelah
15.	Sedang	Sedang	Tinggi	Sangat Lelah
16.	Sedang	Tinggi	Rendah	Sangat Lelah
17.	Sedang	Tinggi	Sedang	Sangat Lelah
18.	Sedang	Tinggi	Tinggi	Sangat Lelah
19.	Rendah	Rendah	Rendah	Tidak Lelah
20.	rendah	Rendah	Sedang	Tidak Lelah
21.	Rendah	Rendah	Tinggi	Sangat Lelah
22.	Rendah	Sedang	Rendah	Tidak Lelah
23.	Rendah	Sedang	Sedang	Tidak Lelah
24.	Rendah	Sedang	Tinggi	Sangat Lelah
25.	Rendah	Tinggi	Rendah	Sangat Lelah
26.	Rendah	Tinggi	Sedang	Sangat Lelah
27.	Rendah	Tinggi	Tinggi	Sangat Lelah

3.2.1 Desain Sistem 2

Gambar 3.6 merupakan diagram alir dari sistem yang akan dibuat. Secara umum cara kerja sistem yaitu ketika alat telah siap dipakai. Alat akan digunakan oleh pengguna. Selanjutnya sensor akan membaca dan merekam aktivitas listrik otot yang berupa frekuensi. Setelah itu, data yang telah didapat akan diproses lebih lanjut menggunakan *machine learning* dengan menggunakan algoritma K-Nearest Neighbors (K-NN). Data yang telah diproses tersebut akan diklasifikasi berdasarkan tingkat kelelahannya berdasarkan standar medis dan kelas klasifikasi yang telah dibuat. Ketika klasifikasi telah selesai maka sistem akan menampilkan tingkat kelelahan otot.

Gambar 3.7 merupakan wiring diagram dari desain sistem 2 yang akan dibuat. Gambar 3.8 adalah gambaran dari penerapan sistem yang akan digunakan oleh pengguna. Gambar 3.9 adalah *Hardware* dari desain sistem 2, dimana *hardware* tersebut memiliki panjang 5,23 cm dan lebar 2,08 cm. Desain sistem dibuat portabel dan *wireless*, sehingga lebih mudah dan nyaman digunakan karena tidak ada kabel yang mengganggu. Walaupun dalam proses pengambilan data pengguna diminta untuk tetap tenang dan meminimalisir gerakan-gerakan untuk mengurangi *noise* dalam proses pengambilan data.

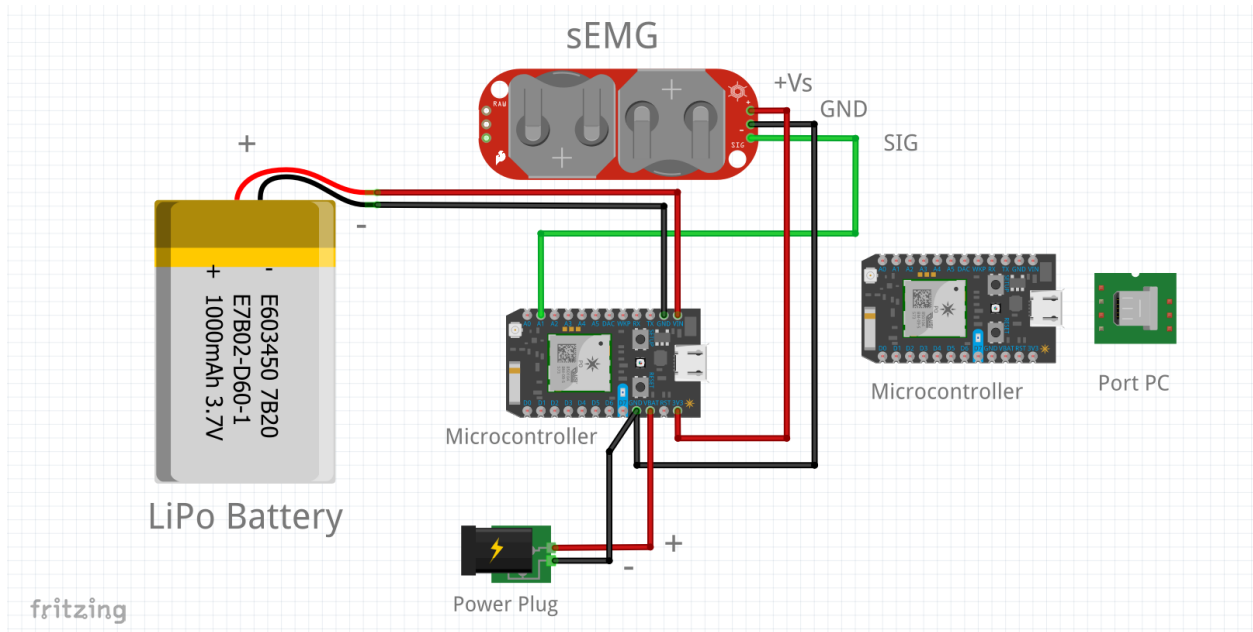


Gambar 3.6 Proses cara kerja sistem deteksi kelelahan otot menggunakan algoritma K-NN

Cara kerja sistem yang dibangun ditunjukkan pada gambar 3.6 di atas. Proses dimulai dengan inisialisasi, dari sisi *hardware* ketika alat dinyalakan maka mikrokontroler (*transmitter*) akan melakukan *scanning bluetooth* terhadap mikrokontroler (*transmitter*). UUID dan nama telah diatur untuk memudahkan proses pengkoneksian. Lalu dari sisi *software* inisialisasi dilakukan dengan membuat file nilai sensor sesuai dengan nama pengguna. Juga memastikan perekaman dimulai pada waktu 0;00.

Setelah itu akan dilakukan perekaman data menggunakan sensor. *Input* berupa nilai sensor yang direkam akan disimpan dengan format penyimpanan .txt. Setelah proses perekaman selesai langkah berikutnya adalah melakukan *pre-processing* pada file nilai sensor. Pada proses ini nilai sensor yang disimpan dalam format .txt akan dirubah format penyimpanannya menjadi .csv. Selain itu akan diberi label “Raw”, “Rect”, atau “Env” sesuai dengan jenis sinyal yang digunakan pada proses perekaman data. Lalu akan dilakukan ekstraksi fitur, dilakukan dengan cara memilih jenis sinyal apa yang akan digunakan/diproses lebih lanjut (tidak semua jenis sinyal digunakan, dapat disesuaikan dengan kebutuhan).

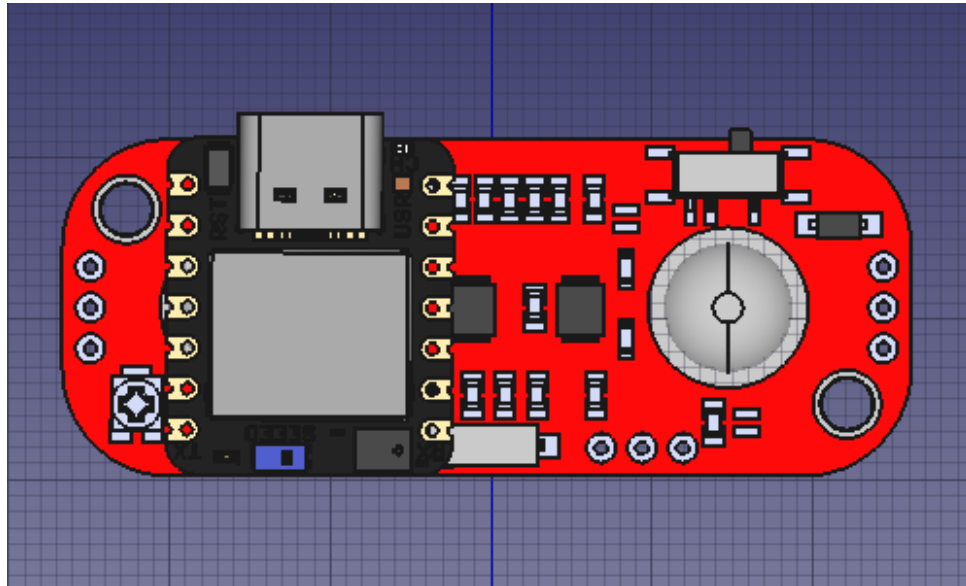
Pengolahan data akan dilanjutkan dengan data memasuki bagian pembagian data sesuai dengan kelompoknya (berdasarkan besarnya nilai sensor). Lalu akan data akan dibagi menjadi data *training* dan data *test*. Setelah itu akan dilakukan pelabelan pada data yang telah diolah tersebut. Langkah berikutnya adalah data akan dilatih dengan model K-NN yang telah dibuat untuk proses klasifikasi. Selanjutnya akan dilakukan klasifikasi pada data nilai sensor sehingga akan didapatkan tingkat kelelahan pengguna (*output*).



Gambar 3.7 Koneksi sensor sEMG, sistem mikrokontroler dan baterai



Gambar 3.8 Gambaran aplikasi sistem sebenarnya



Gambar 3.9 Desain model sistem

Untuk dapat memenuhi usulan sistem tersebut, maka diperlukan inventarisasi kebutuhan sistem perangkat keras. Tabel 3.4 memperlihatkan kebutuhan sistem sesuai usulan dan spesifikasi yang dibutuhkan.

Tabel 3.5 Inventarisasi kebutuhan usulan sistem perangkat keras

No.	Nama alat	Keterangan
1.	Myoware Muscle Sensor Kit 1.0	Myoware Muscle Sensor adalah sensor yang dirancang untuk mendeteksi sinyal listrik yang dihasilkan oleh kontraksi otot atau aktivitas otot. Sensor ini khusus digunakan untuk memonitor dan mengukur aktivitas otot pada tubuh manusia. Myoware dapat memberikan informasi tentang sejauh mana otot berkontraksi dan menghasilkan sinyal listrik. Sensor ini dapat digunakan untuk mengukur intensitas kontraksi otot, durasi kontraksi, dan pola aktivitas otot, memberikan informasi yang berguna dalam konteks pengukuran kinerja fisik atau evaluasi rehabilitasi. Myoware sering digunakan

No.	Nama alat	Keterangan
		oleh para pengembang dan peneliti untuk membuat <i>prototype</i> perangkat yang melibatkan deteksi dan pemantauan aktivitas otot.
2.	Baterai Lithium Polymer	Baterai yang dapat <i>dicharging</i> . Dalam hal ini kami cenderung mencari tipe baterai Li-Po dengan spesifikasi 3.7 V 1000 mAh. Baterai Li-Po memiliki berat yang ringan sehingga memungkinkan fleksibilitas dalam desain perangkat elektronik yang menggunakan baterai ini.
3.	Seeed Studio XIAO nRF52840	Memiliki <i>processor</i> ARM® Cortex®-M4 with FPU runs up to 64 MHz, <i>wireless bluetooth</i> 5.0/NFC, <i>on-chip memory</i> 1 MB flash and 256 kB RAM, <i>Onboard Memory</i> 2 MB QSPI flash, <i>power input voltage</i> (V_{IN}): 5V , dan <i>charging current</i> : 50mA/100mA.

3.2.2 Rencana Anggaran Desain 2

Rincian rencana anggaran desain 2 dijelaskan pada tabel 3.6 dibawah ini:

Tabel 3.6 Rencana anggaran pengembangan sistem

No.	Item/Pengeluaran	Satuan	Harga satuan	Jumlah	Harga Total
1.	sEMG MyoWare Muscle Sensor Kit 1.0	Pcs	Rp. 1.140.000, -	1	Rp. 1.140.000, -
2.	Microcontroller Seeed Studio XIAO nRF52840	Pcs	Rp. 262.250, -	1	Rp. 262.250, -
3.	Baterai Lithium Polymer	Pcs	Rp. 13.000, -	1	Rp. 13.000, -
4.	Kabel	Paket	Rp. 5.000, -	1	Rp. 5.000, -
5.	Elektroda	Pcs	Rp. 3.500, -	10	Rp. 35.000, -

No.	Item/Pengeluaran	Satuan	Harga satuan	Jumlah	Harga Total
6.	Ethical Clearance	Dokumen	Rp. 100.000,-	1	Rp. 100.000,-
Total Belanja					Rp. 1.555.250, -

3.2.3 Analisis Risiko Desain 2

Usulan desain 2 memiliki beberapa kekurangan yang dapat berdampak pada pembuatan sistem meliputi:

1. Aspek *Engineering*

Dari aspek *engineering* terdapat dua hal yang dapat menjadi resiko pembuatan usulan desain yaitu penggunaan sensor dan algoritma yang dipakai. Sensor yang digunakan memiliki resiko dalam hal akurasi, ketika sensor melakukan pembacaan terdapat hal yang dapat mengganggu akurasi seperti gerakan tiba-tiba maupun pengaruh lain dari lingkungan atau akurasi juga dapat terganggu karena elektroda dipasang secara kurang baik. Hal tersebut menyebabkan data yang terbaca memiliki noise. Sehingga mengganggu dalam hal pemrosesan data.

Lalu dari sisi algoritma usulan desain 2 memiliki resiko K-NN dapat dipengaruhi oleh outlier dalam dataset. Pencilan dapat memiliki dampak yang besar pada penentuan kelas mayoritas atau nilai rata-rata, dan menyebabkan prediksi yang tidak akurat. Kemudian pemilihan nilai k yang tepat dapat mempengaruhi kinerja K-NN. Jika nilai k terlalu kecil, algoritma dapat menjadi sangat sensitif terhadap noise dalam data.

2. Aspek Ekonomi

Pada aspek ekonomi resiko pembuatan usulan desain 1 adalah biaya pembuatan alat yang memiliki biaya cukup tinggi. Sensor yang digunakan pada usulan desain 1 memiliki resiko besar untuk rusak karena masih terhubung secara *wiring cable*. Hal tersebut dapat menyebabkan biaya membengkak ketika *wiring cable* rusak sehingga diperlukan penggantian sensor.

3. Aspek Kesehatan

Dari sisi kesehatan dan kenyamanan pengguna sangat perlu dipertimbangkan. Sehingga pengguna dapat terhindar dari ketidaknyamanan atau mengalami gangguan fisik pada pengguna. Alat ini dapat memberikan hasil yang bervariasi, tergantung pada karakteristik individu.

3.3 Pengukuran Performa

Pengukuran performa pada alat dan sistem yang akan dibangun perlu dilakukan. Untuk mengetahui apakah alat dan sistem dapat digunakan dengan baik dan sesuai rencana. Pengukuran performa untuk alat pendeteksi kelelahan adalah sebagai berikut:

1. Kesterilan dan kebersihan lokasi penempatan elektroda.

Kesterilan dan kebersihan lokasi penempatan elektroda menjadi hal yang sangat penting. Sebelum dipasangkan elektroda pada area yang telah ditentukan, area tersebut harus dibersihkan terlebih dahulu. Hal tersebut bertujuan untuk memastikan tidak ada kotoran pada area yang akan ditematkannya elektroda, sehingga sinyal yang didapatkan dari proses pembacaan sensor lebih akurat dan dapat terhindar dari *noise* yang disebabkan oleh kotoran. Selain itu, kesterilan dan kebersihan juga berfungsi untuk mengurangi resiko terjadinya infeksi pada area menempelnya elektroda.

2. Konektivitas alat.

Alat yang akan digunakan untuk mengukur sinyal otot terkoneksi secara *wireless* dengan komputer. Sehingga antara alat yang digunakan dengan komputer harus terkoneksi dengan baik. Supaya data sinyal otot yang terbaca dapat terkirim dengan baik ke komputer. Dengan data yang terkirim dengan baik maka akan membantu proses pemrosesan sinyal.

3. Pengambilan data

Dalam proses pengambilan data pengguna diharuskan mengikuti arahan dari penguji. Hal tersebut bertujuan untuk mengurangi *noise* dalam proses pengambilan data. Dengan berkurangnya *noise* akan mempermudah proses pengolahan data. Sehingga hasil dari klasifikasi tingkat kelelahan otot dapat memiliki akurasi yang baik.

4. Pemrosesan data

Data yang telah didapatkan selanjutnya akan diproses menggunakan *machine learning*. Pemilihan algoritma yang tepat untuk pemrosesan data sangatlah penting. Karena dalam proses tersebut klasifikasi tingkat kelelahan akan dilakukan. Hal yang perlu diperhatikan dalam pemrosesan data adalah akurasi pengolahan, kekuatan pemodelan, *scalability*, waktu eksekusi. Semakin baik akurasi pengolahan, waktu eksekusi maka akan semakin baik hasil yang didapatkan.

3.4 Analisis dan Penentuan Usulan Solusi/Desain Terbaik

Berdasarkan kedua usulan solusi yang telah disebutkan dan dijelaskan diatas. Diperlukan metode untuk menentukan algoritma mana yang paling baik untuk sistem yang akan dijalankan. Metode yang digunakan untuk menentukan algoritma tersebut adalah *weighted decision*. Ada beberapa kriteria yang menjadi pertimbangan dengan bobot tertentu. Penentuan bobot ditentukan berdasarkan seberapa penting kriteria tersebut. Berikut ini merupakan tabel *weighted decision* yang digunakan untuk menentukan algoritma mana yang akan digunakan:

Tabel 3.7 *Weighted decision* untuk menentukan algoritma yang digunakan

No.	Kriteria	Bobot	Fuzzy Logic	K-NN
1.	Akurasi pengolahan	5	4	3
2.	Ketersediaan data	4	3	4
3.	Kekuatan pemodelan	4	4	2
4.	<i>Scalability</i>	3	2	3
5.	<i>Interpretability</i>	4	3	4
6.	Waktu eksekusi	5	5	2
Total nilai		24	21	18

Dari tabel 3.7 diatas menunjukkan bahwa algoritma yang akan digunakan pada sistem adalah *Fuzzy Logic*. Dimana akurasi pengolahan dan waktu eksekusi dari *fuzzy logic* memiliki nilai yang tinggi, dan kedua kriteria tersebut merupakan kriteria yang sangat penting. Dengan tingkat akurasi yang tinggi maka klasifikasi yang dilakukan akan lebih tepat. Lalu dengan waktu eksekusi yang baik akan membantu menampilkan hasil klasifikasi lebih cepat. Oleh karena itu, algoritma yang akan digunakan pada alat pendeteksi kelelahan otot adalah *fuzzy logic*.

3.5 Gantt Chart

Tabel 3.8 *Gantt chart* pelaksanaan *Capstone Project Muscle Tiredness Detector*

Ket. : PIC – *Person in Charge* (Pihak yang bertanggung untuk kegiatan tersebut) D: Dinar Phasa,
W: Syafii Widi

No.	Kegiatan/Capaian	2023				2024						
		Sep	Oct	Nov	Des	Jan	Feb	Mar	Apr	Mei	Jun	Jul
1	Survei dan identifikasi permasalahan	W	W,D									
2	Mencari literatur dan informasi untuk kebutuhan dan spesifikasi sistem	D	W,D									
3	Menganalisis berbagai aspek yang diperlukan dan juga mencari spesifikasi sistem yang dibutuhkan			D	W,D							
4	Mengumpulkan seluruh ide solusi dan finalisasi usulan perancangan sistem serta manajemen dan rancangan belanja			W,D	W,D							
5	Membuat rancangan desain kedua usulan solusi			W	W,D							
6	Pengumpulan proposal Tugas Akhir 1/ <i>Capstone Project</i> dan seminar				W,D							
7	Pembelian alat atau item yang digunakan dalam project					W	W					

No.	Kegiatan/Capaian	2023				2024						
		Sep	Oct	Nov	Des	Jan	Feb	Mar	Apr	Mei	Jun	Jul
8	Pembuatan program Fuzzy logic untuk mengetahui kelelahan					W,D	D	D				
9	Pembuatan program dan pengujian Myoware 2.0						W,D	W	W,D			
10	Perakitan final sistem elektronis wireless									W, D	W,D	
11	Testing dan Validasi										W,D	W,D
12	Expo dan pengumpulan laporan akhir											W,D

Tabel 3.6 diatas menjelaskan mengenai kegiatan atau capaian dalam pelaksanaan tugas akhir dan menjelaskan pihak yang bertanggung jawab dari kegiatan atau capaian tersebut.

3.6 Realisasi Pelaksanaan Tugas Akhir 1

Tabel 3.9 berikut ini merupakan aktivitas dan pelaksanaan dalam pembuatan laporan TA 1:

Tabel 3.9 Realisasi aktivitas pelaksanaan tugas akhir 1

No.	Hari, Tanggal, Durasi (jam atau hari)	Aktivitas	Pelaksana
1.	Senin, 18 September 2023	Bimbingan 1 Template, rubrik penilaian TA	Dosen Pembimbing 1
2.	Rabu, 20 September 2023	Mencari literatur jurnal proyek	Dinar Widi

3.	Kamis, 21 September 2023	Mencari literatur jurnal proyek	Dinar Widi
4.	Jumat, 22 September 2023	Mencari literatur jurnal proyek dan memulai menyusun BAB 1 (Latar Belakang)	Dinar Widi
5.	Senin, 25 September 2023	Mencari literatur jurnal proyek dan memulai menyusun BAB 1 (Latar Belakang dan Identifikasi Masalah)	Dinar Widi
6.	Selasa, 26 September 2023	Bimbingan 2	Dosen Pembimbing 1
7.	Kamis, 28 September 2023	Penyusunan BAB 1 (Rumusan Masalah)	Dinar Widi
8.	Senin, 2 Oktober 2023	Penyusunan BAB 1 (Rumusan Masalah dan Tujuan)	Dinar Widi
9.	Selasa, 3 Oktober 2023	Bimbingan 3 Membahas latar belakang dan identifikasi masalah	Dosen Pembimbing 1
10.	Rabu, 4 Oktober 2023	Penyusunan BAB 1 (Batasan Masalah)	Dinar Widi
11.	Kamis, 5 Oktober 2023	Penyusunan BAB 1 (Batasan Masalah dan Batasan Realistis Aspek Keteknikan)	
12.	Jumat, 13 Oktober 2023	Bimbingan 4 Tujuan, Batasan masalah, dan batasan realistis aspek keteknikan	Dosen Pembimbing

13.	Senin, 16 Oktober 2023	Revisi BAB 1	Dinar Widi
14.	Selasa, 17 Oktober 2023	Penyusunan BAB 2 (Studi Literatur)	Dinar Widi
15.	Kamis, 19 Oktober 2023	Penyusunan BAB 2 (Studi Literatur)	Dinar Widi
16.	Jum'at, 20 Oktober 2023	Penyusunan BAB 2 (Studi Literatur dan Observasi)	Dinar Widi
17.	Selasa, 24 Oktober 2023	Bimbingan 5	Dosen Pembimbing 1
18.	Rabu, 25 Oktober 2023	Penyusunan BAB 2 (Analisis Stakeholder)	Dinar Widi
19.	Jum'at, 27 Oktober 2023	Penyusunan BAB 2 (Dasar Teori)	Dinar Widi
20.	Senin, 30 Oktober 2023	Penyusunan BAB 2 (Analisis Aspek yang Mempengaruhi Sistem)	Dinar Widi
21.	Selasa, 31 Oktober 2023	Bimbingan 6	Dosen Pembimbing 1
22.	Rabu, 1 November 2023	Penyusunan BAB 2 (Analisis Aspek yang Mempengaruhi Sistem)	Dinar Widi
23.	Kamis, 2 November 2023	Penyusunan BAB 2 (Spesifikasi Sistem)	Dinar Widi
24.	Jum'at, 3 November 2023	Revisi BAB 2	Dinar Widi
25.	Selasa, 7 November 2023	Penyusunan BAB 3 (Usulan Solusi 1)	Dinar Widi

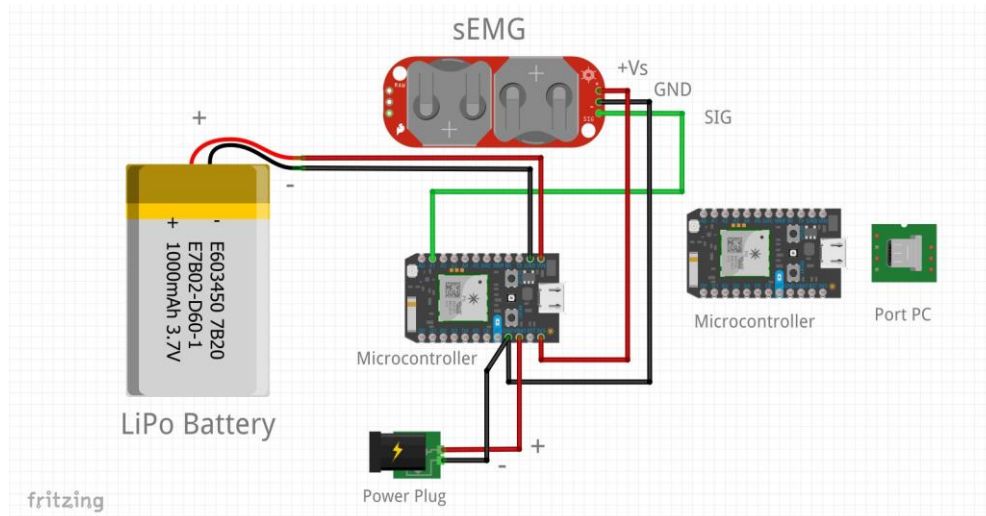
26.	Rabu, 8 November 2023	Studi literatur sensor Electromyography	Dinar Widi
27.	Jum'at, 10 November 2023	Penyusunan BAB 3 (Usulan Solusi 1)	Dinar Widi
28.	Senin, 13 November 2023	Studi literatur algoritma <i>machine learning</i>	Dinar Widi
29.	Selasa, 14 November 2023	Penyusunan BAB 3 (Usulan Solusi 1)	Dinar Widi
30.	Kamis, 16 November 2023	Penyusunan BAB 3 (Usulan Solusi 1)	Dinar Widi
31.	Jum'at, 17 November 2023	Bimbingan 7	Dosen Pembimbing 1
32.	Senin, 20 November 2023	Penyusunan BAB 3 (Usulan Solusi 2)	Dinar Widi
33.	Kamis, 23 November 2023	Penyusunan BAB 3 (Usulan Solusi 2)	Dinar Widi
34.	Jum'at, 24 November 2023	Penyusunan BAB 3 (Usulan Solusi 2)	Dinar Widi
35.	Selasa, 28 November 2023	Studi literatur sensor dan algoritma	Dinar Widi
36.	Rabu, 29 November 2023	Bimbingan 8	Dosen Pembimbing 1
37.	Senin, 4 Desember 2023	Studi literatur algoritma <i>machine learning</i>	Dinar Widi
38.	Selasa, 5 Desember 2023	Penyusunan BAB 3	Dinar

			Widi
39.	Rabu, 6 Desember 2023	Bimbingan 9	Dosen Pembimbing 1
40.	Kamis, 7 Desember 2023	Revisi BAB 3	Dinar Widi
41.	Selasa, 12 Desember 2023	Studi literatur algoritma <i>machine learning</i> dan Revisi BAB 3	Dinar Widi
42.	Rabu, 13 Desember 2023	Bimbingan 10	Dosen Pembimbing 1
43.	Kamis, 14 Desember 2023	Studi literatur algoritma <i>machine learning</i> (K-NN)	Dinar Widi
44.	Minggu, 17 Desember 2023	Revisi BAB 3, Pembuatan PowerPoint	Dinar Widi
45.	Senin, 18 Desember 2023	Pembuatan PowerPoint	Dinar Widi
46.	Selasa, 19 Desember 2023	Revisi BAB 3	Dinar Widi

BAB 4. HASIL RANCANGAN DAN METODE PENGUKURAN

4.1 Hasil Rancangan Sistem

4.1.1 Rangkaian Elektronik

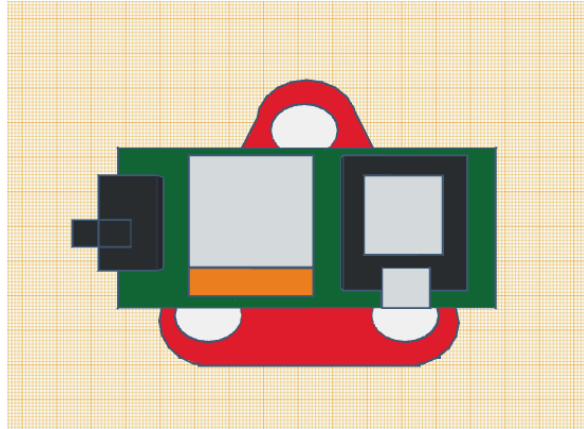


Gambar 4.1 *Wiring* diagram sistem

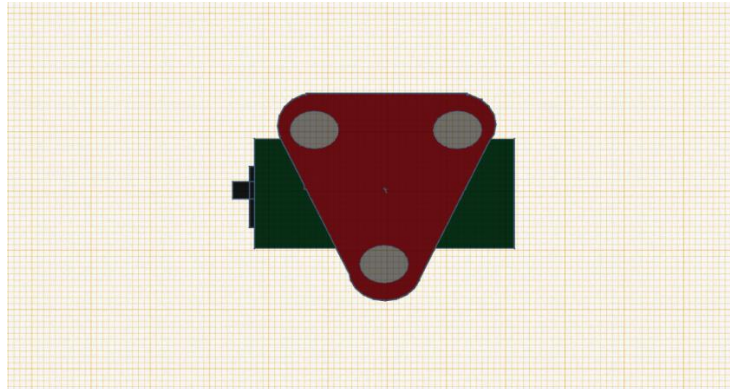
Gambar 4.1 menunjukkan rangkaian elektronis dari usulan solusi. Beberapa komponen yang terdapat pada rangkaian elektronis tersebut diantaranya adalah sensor otot/sEMG (*Surface Electromyography*), digunakan untuk mengambil data sinyal otot dari pengguna. Dua buah mikrokontroler dari SeeedStudio dengan tipe nrf52840. Mikrokontroler tersebut berfungsi sebagai *transmitter* dan *receiver* yang digunakan untuk mengirimkan data sinyal otot yang diambil melalui sensor EMG. Kedua mikrokontroler tersebut terhubung secara *wireless* menggunakan sistem komunikasi *bluetooth*. Baterai Lithium Polymer dengan spesifikasi 3.7 V 200 mAh. Baterai digunakan untuk mensuplai daya ke mikrokontroler (*transmitter*) dan sensor. *Sideswitch*, digunakan untuk mengendalikan aliran listrik dari baterai ke mikrokontroler dan sensor.

4.1.2 Gambar Desain Tiga Dimensi (3D)

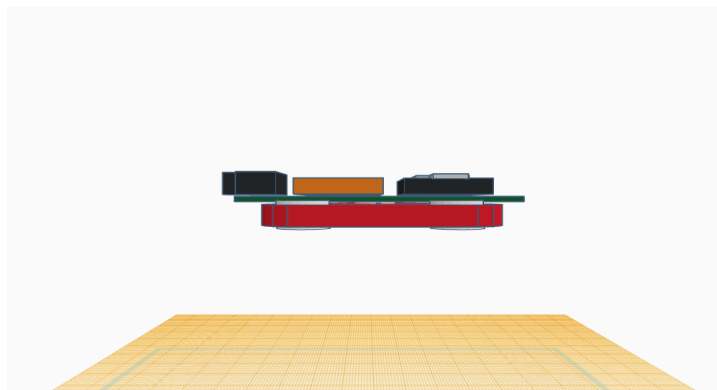
Desain 3D alat yang dirancang dapat dilihat pada gambar 4.2 – 4.7 dibawah ini,



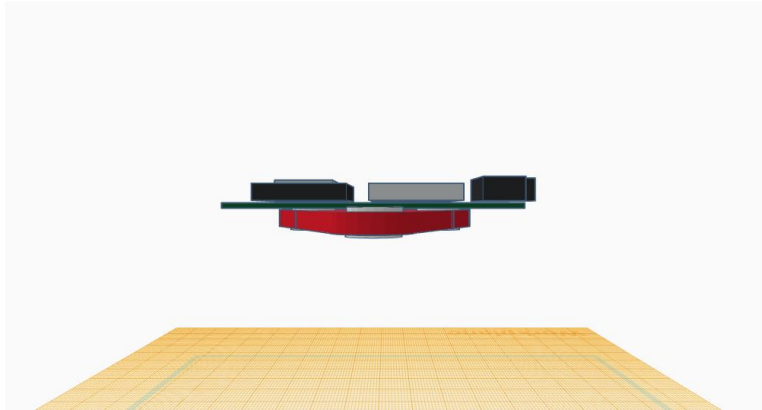
Gambar 4.2 Desain 3D sistem tampak atas



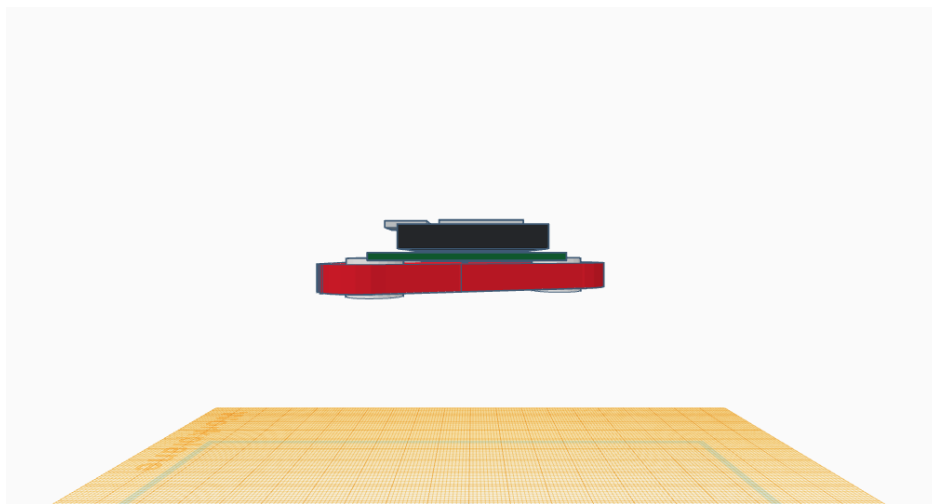
Gambar 4.3 Desain 3D sistem tampak bawah



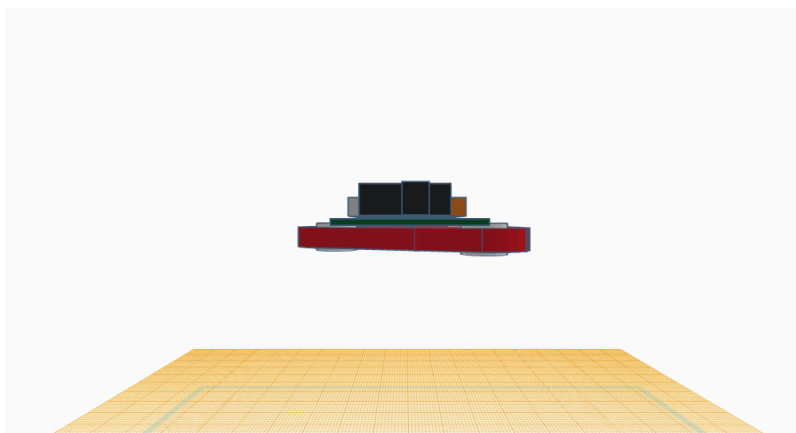
Gambar 4.4 Desain 3D sistem tampak belakang



Gambar 4.5 Desain 3D sistem tampak depan



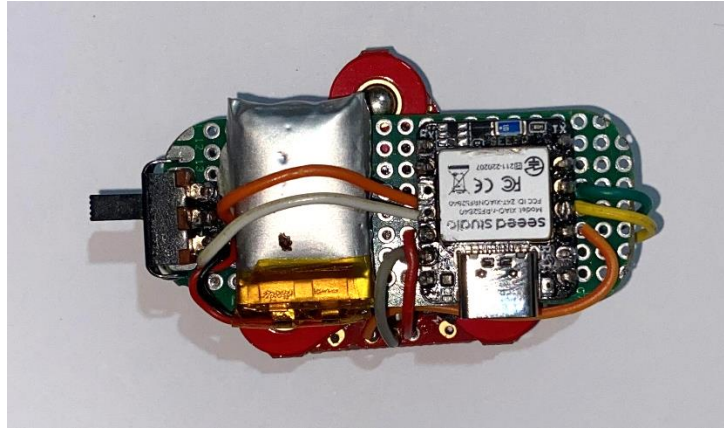
Gambar 4.6 Desain 3D tampak kanan



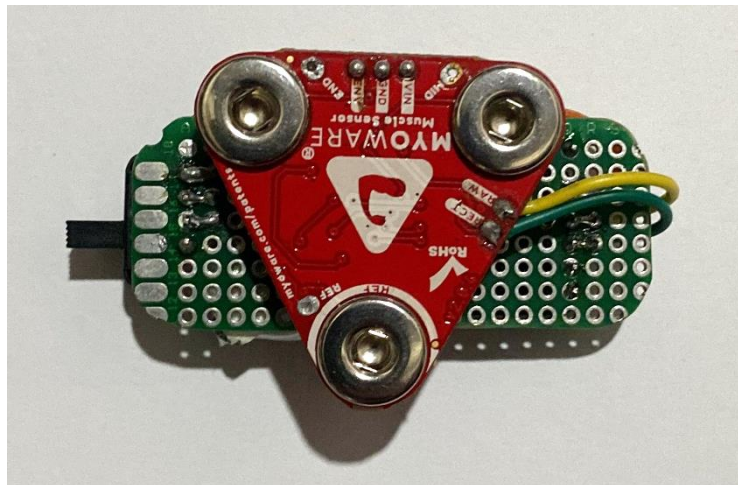
Gambar 4.7 Desain 3D tampak kiri

4.1.3 Foto Hasil Perancangan

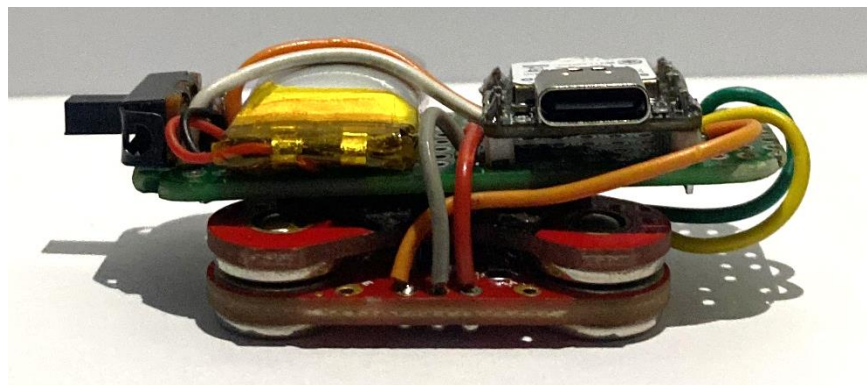
Hasil perancangan alat ditunjukkan pada gambar 4.8 – 4.13 dibawah ini,



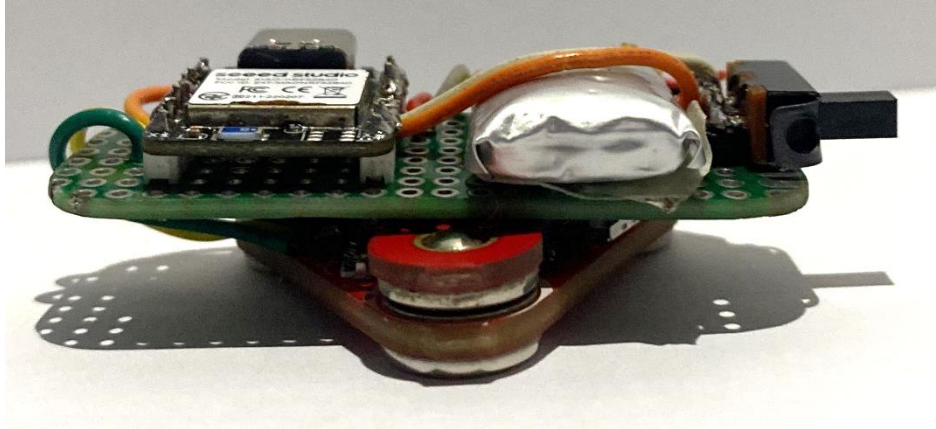
Gambar 4.8 Hasil akhir perancangan alat tampak atas



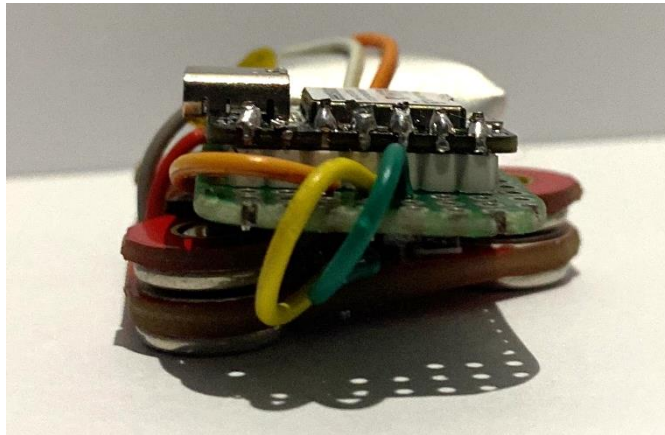
Gambar 4.9 Hasil akhir perancangan alat tampak bawah



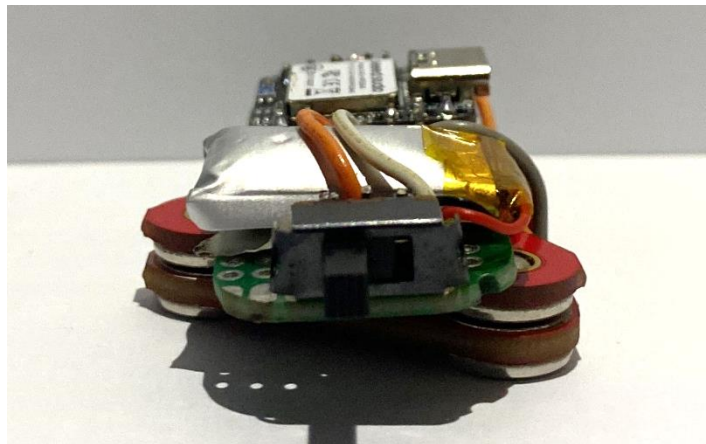
Gambar 4.10 Hasil akhir perancangan alat tampak belakang



Gambar 4.11 Hasil akhir perancangan alat tampak depan



Gambar 4.12 Hasil akhir perancangan alat tampak kanan

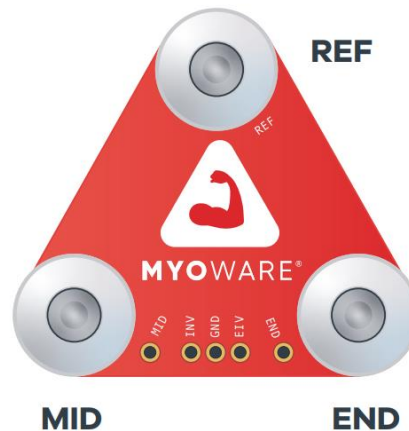


Gambar 4.13 Hasil akhir perancangan alat tampak kiri

4.2 Metode Pengukuran Kinerja Hasil Perancangan

4.2.1 Uji Posisi Penempatan Sensor

Posisi penempatan sensor menjadi hal yang sangat krusial. Karena sangat mempengaruhi data yang didapatkan. Oleh karena itu, diperlukan pengujian posisi penempatan sensor guna melihat variasi data yang didapatkan. Dengan begitu akan didapatkan posisi penempatan sensor terbaik untuk pengambilan data. Pengujian posisi penempatan sensor dilakukan pada bagian otot bicep. Sensor yang digunakan memiliki 3 titik konektor elektroda yaitu, Mid, End, dan Ref yang ditunjukkan pada gambar 4.14. Pengujian dilakukan dengan memvariasikan penempatan 3 titik konektor elektroda pada bagian otot bicep.

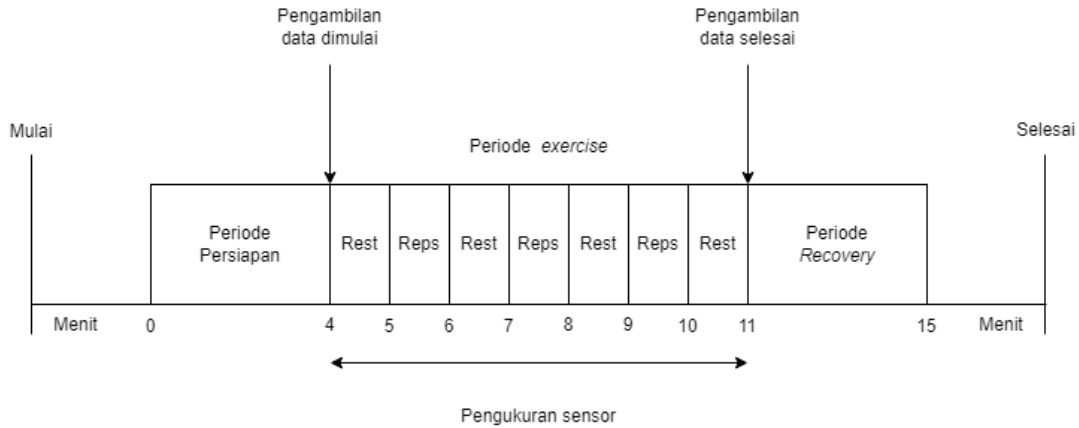


Gambar 4.14 3 titik konektor elektroda pada sensor

Pengujian ini dilakukan untuk mendapatkan data sensor yang terbaik. Kategori terbaik dari penempatan sensor adalah ketika data yang didapatkan cukup akurat (sesuai dengan aktivitas otot peserta) juga tidak terlalu banyak *noise*.

4.2.2 Pengambilan Data

Pengambilan data dilakukan tim melalui pengujian kepada responden. Pengujian dilakukan dengan durasi ± 15 menit dengan tahapan pengujian yang ditunjukkan pada gambar 4.14 dibawah ini,



Gambar 4.15 Tahapan pengujian untuk pengambilan data

Keterangan:

Periode persiapan : Periode sebelum pelaksanaan pengujian (4 menit)

Periode *exercise* : Periode pengujian dengan 7 bagian tes (7 menit)

Periode *recovery* : Periode pemulihan pasca pengujian (4 menit)

Penjelasan mengenai tahapan tes yang ditunjukkan pada gambar 4.15 adalah sebagai berikut:

1. Periode Persiapan

- a. Periode persiapan dilaksanakan selama 4 menit.
- b. Menyiapkan alat yang akan digunakan.
- c. Mengintruksikan peserta untuk mengisi kuesioner *pre-exercise*.
- d. Mengintruksikan peserta untuk melakukan pemanasan.
- e. Membersihkan bagian bisep peserta menggunakan alkohol.
- f. Melakukan pemasangan alat pendeteksi kelelahan otot pada bisep peserta.

2. Periode *Exercise*

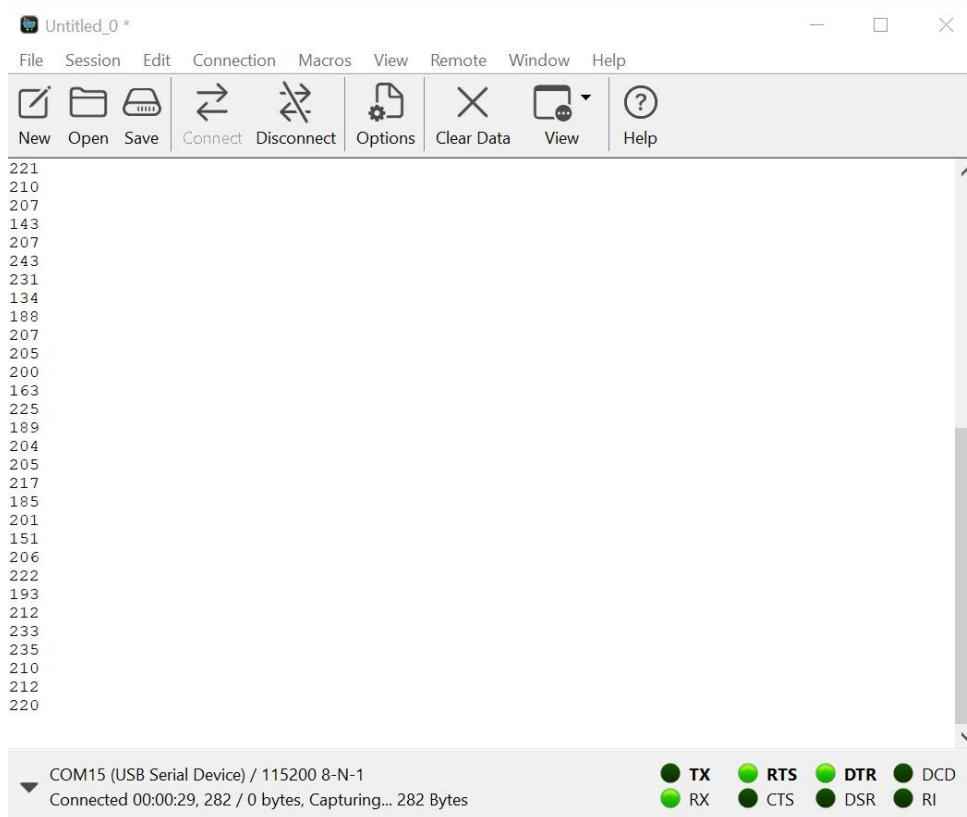
- a. Periode *exercise* dilaksanakan selama 7 menit.
- b. Mengintruksikan peserta untuk melakukan *Rest* atau *Reps*. Sesuai dengan rangkaian tes yang sedang berjalan. Ketika *Rest* peserta diintruksikan untuk mengistirahatkan atau merilekskan ototnya selama 1 menit. Sedangkan ketika *Reps* peserta diintruksikan untuk melakukan gerakan *bicep curl* menggunakan *dumbell* seberat 5 kg selama 1 menit sesuai dengan kemampuan peserta (peserta tidak dipaksakan untuk melakukan gerakan

bicep curl jika sudah tidak kuat). Namun rangkaian pengujian tetap berjalan sesuai dengan rangkaian yang telah ditentukan.

3. Periode *Recovery*

- a. Melepaskan elektroda yang menempel pada bicep peserta.
- b. Membersihkan bagian bicep peserta menggunakan alkohol.
- c. Mengintruksikan peserta untuk mengisi kuesioner *post-exercise*.

Data didapatkan melalui *software* coolterm dan akan disimpan dalam format *.txt*. Data diambil dengan *delay* 500 ms. Sehingga setiap detik akan didapatkan 2 nilai data dari sensor. Dalam satu kali pengambilan data akan didapat minimal 840 nilai dari sensor. Contoh proses pengambilan data pada *software* CoolTerm dapat dilihat pada gambar 4.20.

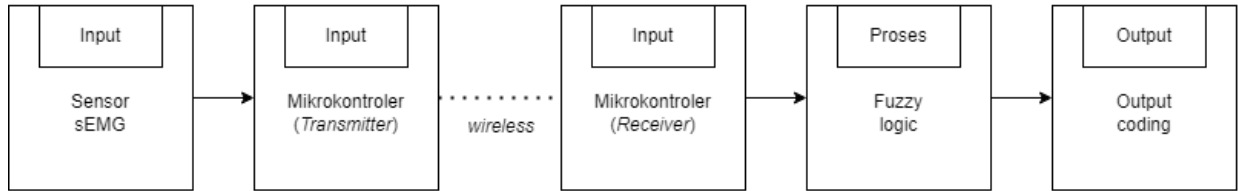


Gambar 4.16 Proses pengambilan data pada software CoolTerm

4.2.3 Pemrosesan Data (Pengukuran Tingkat Kelelahan Otot)

Berdasarkan usulan solusi terbaik yang telah ditentukan sebelumnya, sistem yang kami rancang akan menggunakan algoritma *Fuzzy logic* untuk pemrosesan datanya. Gambar 4.17 dibawah menunjukkan diagram blok tahapan pengolahan data,

Diagram blok proses pengolahan data



Gambar 4.17 Tahapan pengolahan data

Data nilai sensor akan dinormalisasikan terlebih dahulu sebelum diproses lebih lanjut. Normalisasi adalah teknik yang digunakan pada *machine learning* untuk membantu mengubah nilai kolom numerik *dataset* menggunakan skala yang lebih umum. Tujuan dari normalisasi adalah menjaga konsistensi *record dataset*. Dalam prosesnya normalisasi akan mentransformasi data asli menjadi format yang memungkinkan proses pengolahan data lebih efisien. Metode normalisasi yang digunakan adalah “normalisasi min-max”. Proses normalisasi dilakukan dengan menggunakan persamaan (4.1) dibawah ini.

$$x' = \frac{x - x_{min}}{x_{max} - x_{min}} \quad (4.1)$$

Format normalisasi yang digunakan memiliki skala 0 sampai 1. Dengan “x” adalah tiap-tiap nilai sensor yang didapatkan. “ x_{min} ” adalah nilai terendah yang didapatkan pada proses pengolahan data. “ x_{max} ” adalah nilai tertinggi yang didapatkan pada proses pengolahan data. Setelah dilakukan normalisasi pada nilai sensor, selanjutnya nilai sensor akan diproses menggunakan algoritma *fuzzy logic*. Dengan detail proses sebagai berikut.

1. *Input*

Input didapatkan dari sensor sEMG yang bekerja dengan cara mendeteksi aktivitas listrik yang dihasilkan oleh otot ketika berkontraksi. Elektroda yang terpasang pada sensor mendeteksi aktivitas listrik tersebut sebagai sinyal listrik. Sinyal listrik yang terdeteksi oleh elektroda akan dikirimkan oleh *transmitter* menuju *receiver*. Sinyal listrik tersebut disimpan sebagai data pengujian pada proses pengambilan data.

Sinyal listrik yang diambil dari otot berbentuk data mentah (*Raw*). Data raw mengandung *noise* dari berbagai sumber, yang harus dibersihkan untuk proses lebih lanjut. Oleh karena itu data sinyal otot yang telah didapatkan akan diproses lebih lanjut pada tahapan selanjutnya.

2. Proses

Input yang telah didapat akan disimpan menggunakan *software* CoolTerm dalam format .txt, data akan dibersihkan dan dirubah formatnya menjadi .csv menggunakan *microsoft excel*. Lalu data akan diolah, dimulai dengan memfilter sinyal menggunakan *low pass filter* dengan frekuensi *sampling* yang digunakan pada filter tersebut adalah 120/60 (2 sampel perdetik) dengan frekuensi *cut off* 0.5 Hz, merubahnya menjadi grafik, dan menghitung nilai AUC (*Area Under the Curve*) yang merepresentasikan kekuatan otot peserta selama pengujian. Namun nilai AUC tersebut belum dapat menjelaskan tingkat kelelahan yang dialami peserta. Untuk itu pengolahan berikutnya dilakukan dengan menggunakan algoritma *fuzzy logic* untuk mengklasifikasikan tingkat kelelahan peserta. Berikut beberapa tahapan yang dilakukan pada algoritma *fuzzy logic* untuk mendapatkan klasifikasi tingkat kelelahan,

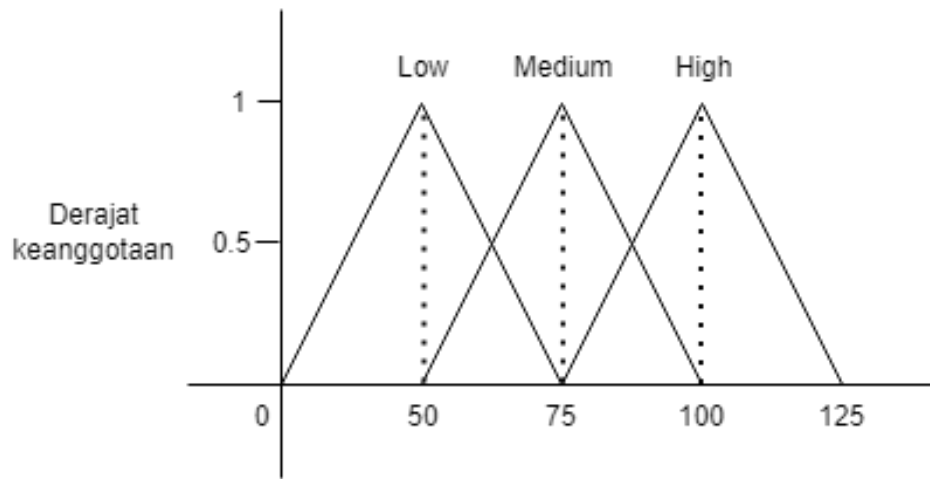
a. Pembentukan fungsi keanggotaan

Fungsi keanggotaan terbagi menjadi dua, yaitu fungsi keanggotaan *input* nilai sensor (*sensor value*) dan tingkat kelelahan (*fatigue level*). Fungsi keanggotaan *input* berisi data sensor otot yang telah diolah sebelumnya. Fungsi keanggotaan *input* memiliki 3 fungsi keanggotaan yaitu “**Low**”, “**Medium**”, dan “**High**”. Untuk pemetaan fungsi keanggotaan *input* dijelaskan pada tabel 4.1 dibawah ini,

Tabel 4.1 tabel fungsi keanggotaan *input* nilai sensor (*sensor value*)

Fungsi keanggotaan	Domain
Low	0 – 75
Medium	50 – 100
High	>100

Fungsi keanggotaan *input* direpresentasikan dalam bentuk kurva segitiga. Tujuannya untuk mempermudah proses perhitungan dan analisis data. Juga memudahkan untuk digabungkan dengan sistem *fuzzy* yang lebih kompleks.



Gambar 4.18 Kurva segitiga fungsi keanggotaan *input*

Kurva segitiga pada gambar 4.18 digunakan untuk menentukan nilai fuzzifikasi dengan rumus yang ditunjukkan pada persamaan (4.2), (4.3), (4.4).

$$Low = \begin{cases} 0; & x < 0 \text{ atau } x > 75 \\ \frac{x}{50 - 0}; & 0 \leq x \leq 50 \\ \frac{75 - x}{75 - 50}; & 50 \leq x \leq 75 \end{cases} \quad (4.2)$$

$$Medium = \begin{cases} 0; & x < 50 \text{ atau } x > 100 \\ \frac{x - 50}{75 - 50}; & 50 \leq x \leq 75 \\ \frac{100 - x}{100 - 75}; & 75 \leq x \leq 100 \end{cases} \quad (4.3)$$

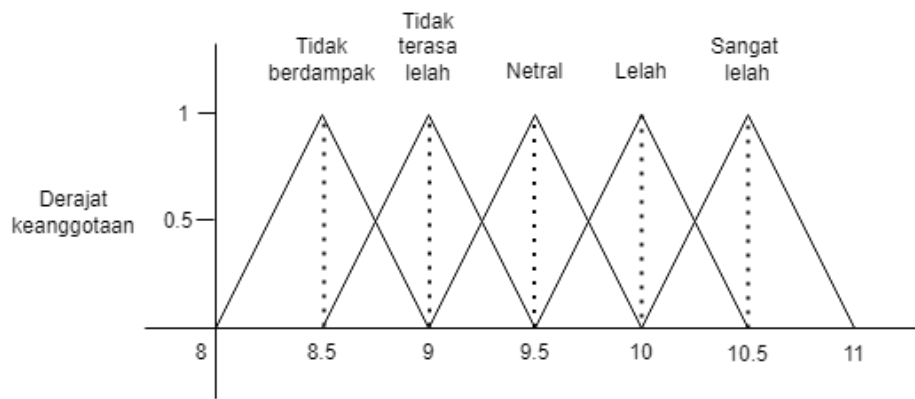
$$High = \begin{cases} 0; & x < 75 \text{ atau } x > 125 \\ \frac{x - 75}{100 - 75}; & 75 \leq x \leq 100 \\ \frac{125 - x}{125 - 100}; & 100 \leq x \leq 125 \end{cases} \quad (4.4)$$

Fungsi keanggotaan tingkat kelelahan (*fatigue level*) memiliki 5 fungsi keanggotaan yaitu “Tidak berdampak”, “Tidak terasa lelah”, “Netral”, “Lelah”, dan “Sangat lelah”, isi dari fungsi keanggotaan ini adalah hasil klasifikasi tingkat kelelahan yang dialami peserta selama pengujian. Pemetaan fungsi keanggotaan *input* dapat dilihat pada tabel 4.2.

Tabel 4.2 Fungsi keanggotaan klasifikasi tingkat kelelahan

Fungsi keanggotaan	Domain
Tidak berdampak	8 – 9
Tidak terasa lelah	8,5 – 9,5
Netral	9 – 10
Lelah	9,5 – 10,5
Sangat Lelah	>10,5

Fungsi keanggotaan klasifikasi tingkat kelelahan direpresentasikan dalam bentuk kurva segitiga. Tujuannya untuk mempermudah proses perhitungan dan analisis data. Juga memudahkan untuk digabungkan dengan sistem *fuzzy* yang lebih kompleks.



Gambar 4.19 Kurva segitiga fungsi keanggotaan klasifikasi tingkat kelelahan

Kurva segitiga pada gambar 4.19 digunakan untuk menentukan nilai fuzzifikasi dengan rumus yang ditunjukkan pada persamaan (4.5), (4.6), (4.7), (4.8), dan (4.9).

$$\text{Tidak berdampak} = \begin{cases} 0; & x < 8 \text{ atau } x > 9 \\ \frac{x - 8}{8.5 - 8}; & 8 \leq x \leq 8.5 \\ \frac{9 - x}{9 - 8.5}; & 8.5 \leq x \leq 9 \end{cases} \quad (4.5)$$

$$Tidak \text{ terasa lelah} = \begin{cases} 0; & x < 8.5 \text{ atau } x > 9.5 \\ \frac{x - 8.5}{9 - 8.5}; & 8.5 \leq x \leq 9 \\ \frac{9.5 - x}{9.5 - 9}; & 9 \leq x \leq 9.5 \end{cases} \quad (4.6)$$

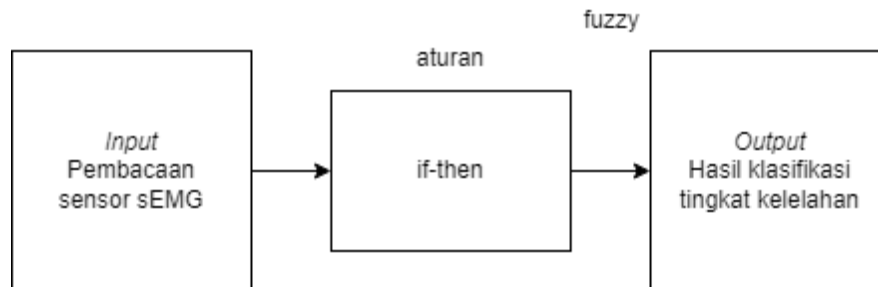
$$Netral = \begin{cases} 0; & x < 9 \text{ atau } x > 10 \\ \frac{x - 9}{9.5 - 9}; & 9 \leq x \leq 9.5 \\ \frac{10 - x}{10 - 9.5}; & 9.5 \leq x \leq 10 \end{cases} \quad (4.7)$$

$$Lelah = \begin{cases} 0; & x < 9.5 \text{ atau } x > 10.5 \\ \frac{x - 9.5}{10 - 9.5}; & 9.5 \leq x \leq 10 \\ \frac{10.5 - x}{10.5 - 10}; & 10 \leq x \leq 10.5 \end{cases} \quad (4.8)$$

$$Sangat \text{ lelah} = \begin{cases} 0; & x < 10 \text{ atau } x > 11 \\ \frac{x - 10}{10.5 - 10}; & 10 \leq x \leq 10.5 \\ \frac{11 - x}{11 - 10.5}; & 10.5 \leq x \leq 11 \end{cases} \quad (4.9)$$

b. Pembentukan aturan *fuzzy*

Pembentukan aturan *fuzzy* disebut juga sebagai inferensi. Bentuk pemrosesan dalam tahap ini adalah If-Then. Diagram blok penjelasan alur inferensi dapat dilihat pada gambar 4.20.



Gambar 4.20 Alur inferensi *fuzzy*

Dari diagram diatas dapat diketahui bahwa *input* masuk ke bagian aturan. Pada bagian tersebut input dibandingkan dengan aturan yang telah dibuat sebagai acuan untuk menentukan *input* termasuk kedalam fungsi keanggotaan (nilai sensor) yang mana dalam himpunan keanggotaan *fuzzy*.

Pada proses inferensi ini akan menentukan tingkat kelelahan peserta dengan mempertimbangkan parameter *input* (nilai sensor) dan tingkat kelelahan peserta. Aturan *If-Then* yang digunakan pada proses inferensi dijelaskan pada tabel 4.3.

Tabel 4.3 Aturan pada inferensi fuzzy

IF	IF	THEN
Low	Tidak berdampak	Tidak berdampak
	Tidak terasa lelah	Tidak terasa lelah
Netral	Netral	Netral
High	Cukup Lelah	Cukup Lelah
	Sangat Lelah	Sangat Lelah

c. Defuzzifikasi

Defuzzifikasi yang dilakukan menggunakan metode rata-rata. Data yang sudah melalui proses inferensi, selanjutnya akan dicari rata-ratanya. Nilai rata-rata tersebut akan merujuk kategori kelelahan peserta. Perhitungan rata-rata dilakukan berdasarkan rumus (3.9).

$$Rata - rata = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (3.9)$$

Hasil dari perhitungan tersebut akan menjadi nilai yang menunjukkan kategori tingkat kelelahan yang dialami oleh peserta selama proses pengujian.

3. Output

Hasil nilai dari proses *fuzzy* dapat dilihat pada keluaran kode program. *Output* yang tertampil adalah nilai rata-rata dari proses inferensi dan kategori tingkat kelelahan peserta yang dijelaskan pada tabel 4.3.

BAB 5. HASIL PENGUKURAN DAN ANALISIS

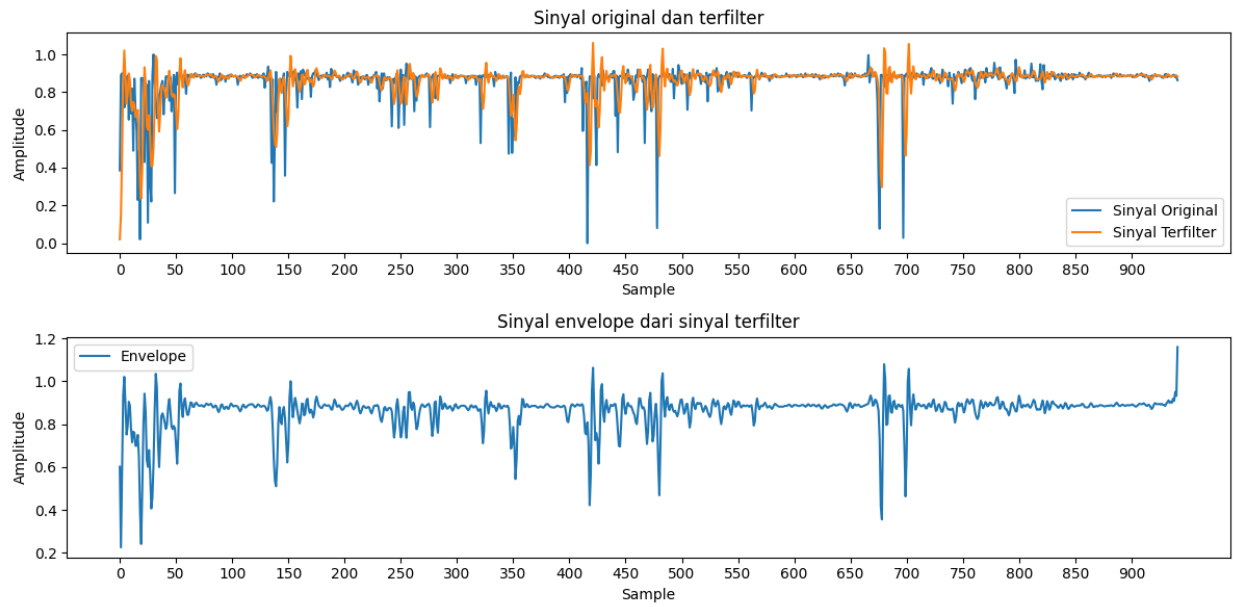
5.1 Analisis Hasil

5.1.1 Hasil dan Analisis Pengujian Indikator

5.1.1.1 Posisi Penempatan Sensor



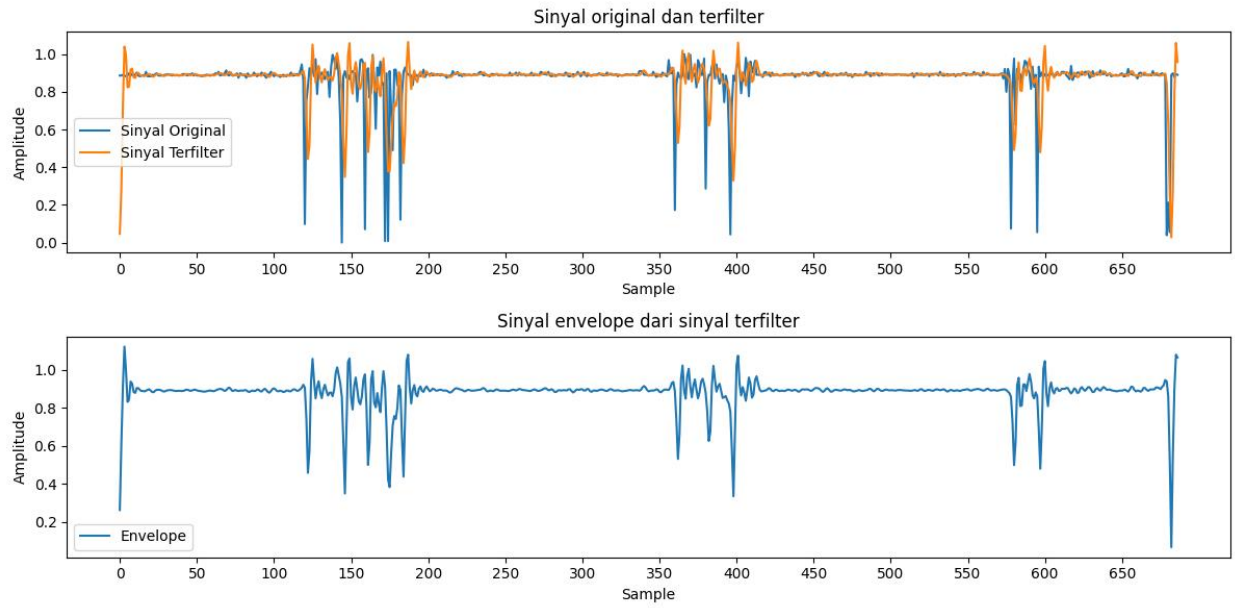
Gambar 5.1 Variasi ke-1 posisi penempatan alat



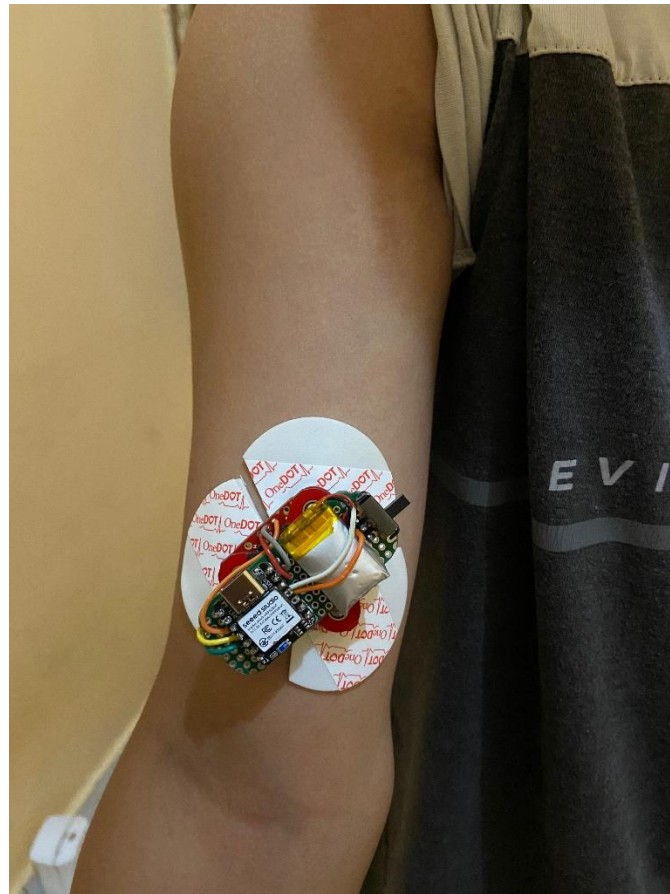
Gambar 5.2 Data sinyal otot variasi ke-1 posisi penempatan alat



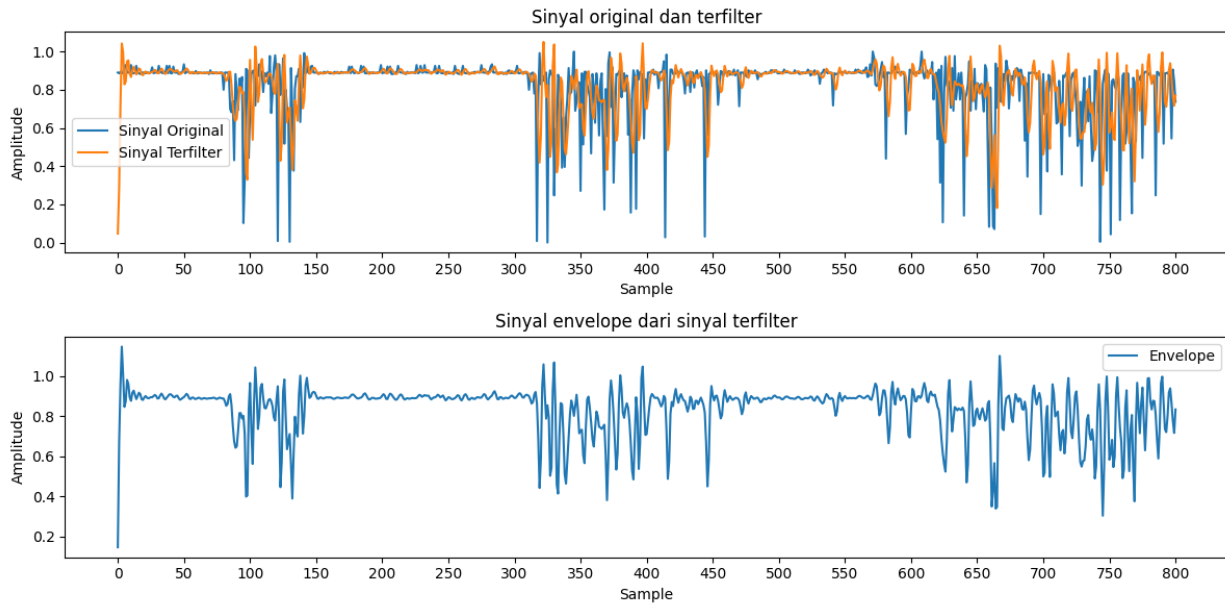
Gambar 5.3 Variasi ke-2 posisi penempatan alat



Gambar 5.4 Data sinyal otot variasi ke-2 posisi penempatan alat



Gambar 5.5 Variasi ke-3 posisi penempatan alat



Gambar 5.6 Hasil data variasi ke-3 posisi penempatan alat

Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan, posisi penempatan alat yang menghasilkan data sinyal otot terbaik adalah variasi ke-2 yang ditunjukkan pada gambar 5.3. Dimana penempatan elektroda “**Mid**” diletakkan ditengah-tengah otot bisep, elektroda “**End**” ditempatkan pada ujung otot bisep, dan elektroda “**Ref**” diletakkan pada bagian samping otot bisep (konektor elektroda pada sensor ditunjukkan pada gambar 4.14). Gambar 5.4 menunjukkan hasil data sinyal otot yang diolah dengan posisi penempatan variasi ke-2, dari gambar tersebut menunjukkan bahwa sinyal yang didapat lebih bersih (tidak terdapat banyak *noise*) dan grafik yang ditunjukkan sesuai dengan aktivitas pengguna ketika proses pengujian.

Variasi posisi penempatan alat ke-1 dan ke-3 yang ditunjukkan pada gambar 5.1 dan 5.5 menghasilkan data sinyal otot yang kurang baik. Diketahui berdasarkan grafik sinyal yang ditunjukkan pada gambar 5.4 dan 5.6 *noise* pada grafik tersebut cukup banyak, selain itu grafik tidak menggambarkan aktivitas otot dengan baik. Seperti ketika otot dalam kondisi *rest* namun grafik menunjukkan seakan-akan otot sedang berkontraksi.

5.1.1.2 Pengambilan Data

Sebelum pengambilan data dilakukan, peserta akan mengisi kuesioner *pre-exercise*. Data kuesioner *pre-exercise* ditunjukkan pada tabel 5.1 dibawah ini. Fungsi dari kuesioner sendiri menjadi acuan kondisi akhir fisiologis peserta sebelum dilaksanakannya pengujian.

Tabel 5.1 Data kuesioner *pre-exercise*

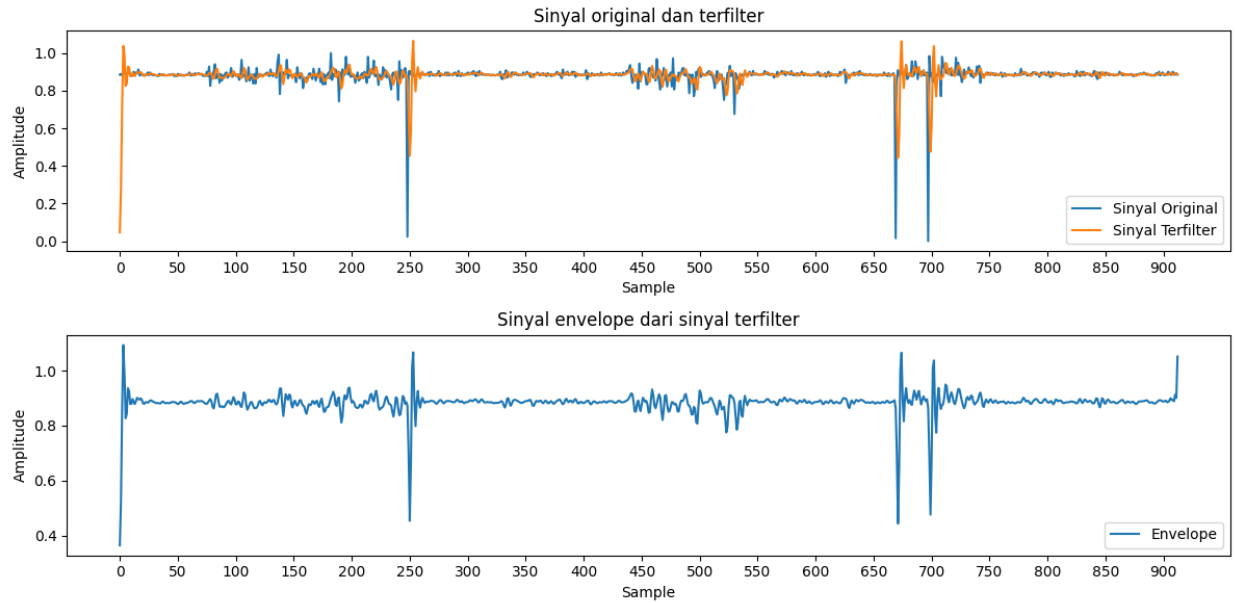
No.	Umur	Intensitas olahraga (dalam seminggu terakhir)	Jenis olahraga yang dilakukan	Riwayat kelelahan otot (dalam seminggu terakhir)	Bagian otot yang mengalami kelelahan	Tangan yang lebih dominan
1.	22	3	Bulutangkis, Futsal	Ya	Lengan kanan	Kanan
2.	22	1	Futsal	Tidak	-	Kanan
3.	22	2	Bulutangkis	Ya	Lengan kanan	Kanan
4.	22	Tidak berolahraga	-	Tidak	-	Kanan
5.	22	1	Bulutangkis, Futsal, Sepeda	Ya	Paha kiri, Lutut kiri	Kanan
6.	21	3	Futsal	Tidak	-	Kanan
7.	22	2	Futsal	Ya	Betis kanan dan kiri	Kanan
8.	22	1	Futsal	Tidak	-	Kanan
9.	22	4	Gym	Ya	Bisep kanan dan kiri, Trisep kanan dan kiri	Kanan
10.	22	1	Bulutangkis	Tidak	-	Kanan

No.	Umur	Intensitas olahraga (dalam seminggu terakhir)	Jenis olahraga yang dilakukan	Riwayat kelelahan otot (dalam seminggu terakhir)	Bagian otot yang mengalami kelelahan	Tangan yang lebih dominan
11.	22	3	Bulutangkis	Ya	Middle trapezius	Kanan
12.	22	2	Futsal	Ya	Otot sekitar tulang belikat dan paha kiri	Kanan
13.	22	1	Bulutangkis	Tidak	-	Kanan
14.	21	3	Bulutangkis, Jogging	Tidak	-	Kanan
15.	19	2	Jogging	Tidak	-	Kanan
16.	22	2	Futsal	Tidak	-	Kanan
17.	22	3	Futsal	Ya	Paha kanan dan kiri, Betis kanan dan kiri	Kiri
18.	22	4	Futsal, Gym	Tidak	-	Kanan
19.	22	1	Futsal	Tidak	-	Kanan
20.	22	3	Futsal, Bulutangkis, Jogging	Tidak	-	Kanan

Setelah melakukan *exercise* peserta mengisi kuesioner *post-exercise*. Data kuesioner *pre-exercise* ditunjukkan pada tabel 5.2 dibawah ini. Fungsi dari kuesioner sendiri menjadi acuan kondisi akhir fisiologis peserta setelah dilaksanakannya pengujian. Hasil ini akan menjadi justifikasi hasil pengolahan data. Juga akan dibandingkan dengan hasil pengolahan data guna mengukur tingkat akurasi alat.

Tabel 5.2 Data kuesioner *post-exercise*

No	Umur	Apakah mengalami kelelahan setelah dilakukannya pengujian?	Apakah mengalami ketidaknyamanan pada bagian otot tertentu setelah dilakukannya tes	Bagian otot yang mengalami ketidaknyamanan
1.	22	Lelah	Tidak	-
2.	22	Lelah	Tidak	-
3.	22	Lelah	Ya	Pergelangan tangan
4.	22	Lelah	Ya	Bisep kebas
5.	22	Lelah	Ya	Bisep
6.	21	Tidak terasa lelah	Tidak	-
7.	22	Lelah	Ya	Bisep pegal
8.	22	Netral	Ya	Pergelangan tangan sedikit pegal
9.	22	Lelah	Ya	Bisep
10.	22	Lelah	Ya	Bisep
11.	22	Lelah	Ya	Bisep
12.	22	Lelah	Tidak	-
13.	22	Lelah	Ya	Bisep, Forearm
14.	21	Lelah	Ya	Bisep
15.	19	Tidak terasa lelah	Tidak	-
16.	22	Netral	Ya	Kaki
17.	22	Lelah	Ya	Bisep
18.	22	Tidak terasa lelah	Ya	Bisep
19.	22	Lelah	Tidak	-
20.	22	Lelah	Ya	Bisep



Gambar 5.7 Hasil pengambilan data

Gambar 5.7 diatas menunjukkan bahwa data yang didapatkan minim *noise* sehingga akan memudahkan tahap berikutnya yaitu pemrosesan data. Juga aktivitas otot tergambar dengan baik, pada grafik tersebut terdapat 3 bagian yang menunjukkan otot berkontraksi, dan selebihnya dalam kondisi rest yang ditunjukkan dengan grafik yang datar. Hal tersebut menunjukkan penempatan sensor yang baik dan pengambilan data sudah sesuai dengan prosedur yang dijelaskan pada subbab 4.2.2.

5.1.1.3 Pemrosesan Data (Pengukuran Tingkat Kelelahan Otot)

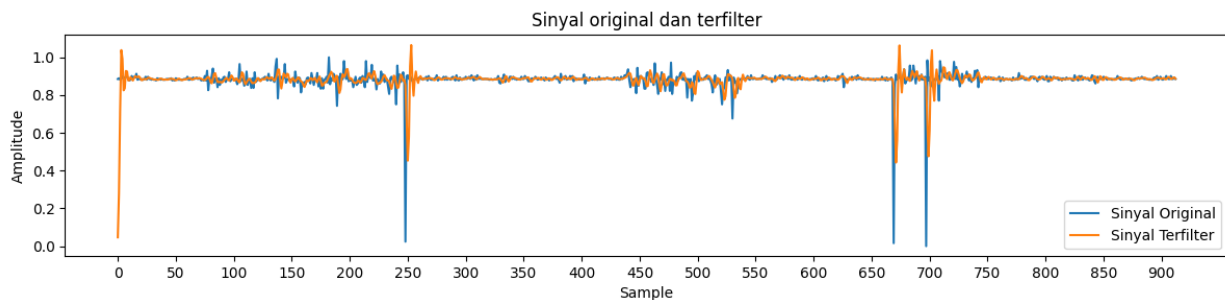
Data mentah yang didapat akan melalui tahap pengolahan. Tabel 5.3 menunjukkan data mentah yang telah melewati pengolahan pertama. Data yang akan digunakan sebagai contoh adalah data peserta ke-14, detail mengenai kondisi peserta dapat dilihat pada tabel 5.1 dan 5.2.

Tabel 5.3 Data hasil pengolahan 1

Sinyal Original	Sinyal Terfilter	Sinyal Envelope
0.936758893	0.936166333	0.936652701
0.861660079	0.894617891	0.894620444
0.877470356	0.881803894	0.882049293
0.881422925	0.893138378	0.893347599
0.889328063	0.881260488	0.881318148

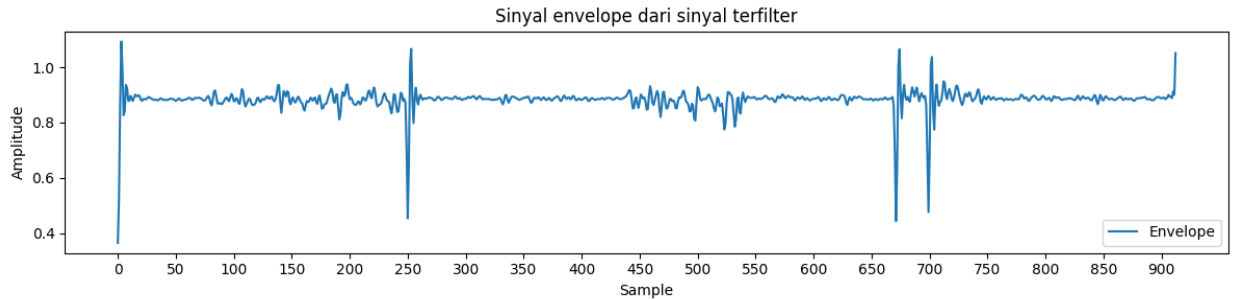
Sinyal Original	Sinyal Terfilter	Sinyal Envelope
0.956521739	0.87493573	0.875509652
0.877470356	0.903203347	0.904218946
0.885375494	0.927650866	0.927816184
0.956521739	0.912284825	0.912362355
0.916996047	0.894438987	0.894439345
0.861660079	0.913655125	0.913675565
0.916996047	0.92651791	0.926819772
0.889328063	0.897467457	0.898731223
0.901185771	0.876961127	0.877397175
0.881422925	0.894291876	0.894481135
0.909090909	0.906147239	0.906997321
0.881422925	0.894075885	0.896181897
0.885375494	0.886457189	0.889156493
0.897233202	0.890216832	0.896200515
0	0.843890775	0.863874724

Data diatas digunakan untuk membentuk grafik yang ditunjukkan pada gambar dibawah. Data diatas merupakan potongan data dari gambar dibawah pada sampel ke 680-700.



Gambar 5.8 Grafik sinyal original dan terfilter

Gambar 5.8 menunjukkan sinyal original dan terfilter yang akan diproses menjadi grafik envelope yang ditunjukkan pada gambar 5.9.



Gambar 5.9 Bentuk envelope dari sinyal terfilter

● Area Under the Curve (AUC): 402.76417896122496

Gambar 5.10 AUC (Area Under the Curve)

Kekuatan otot selama periode berlangsung adalah sebesar 402,764 hal tersebut tidak digunakan sebagai parameter analisis tingkat kelelahan. Hanya sebagai perbandingan antar peserta. Data yang ditunjukkan pada tabel 5.3 akan diolah menggunakan algoritma *fuzzy* untuk mengklasifikasikan tingkat kelelahan. Data hasil pengolahan kedua ditunjukkan pada tabel 5.4.

Tabel 5.4 Data hasil pengolahan 2

Sinyal Original	Sinyal Terfilter	Sinyal Envelope	Tingkat Kelelahan	Kategori Kelelahan
0.87747	0.903203	0.904219	11.12371	lelah
0.885375	0.927651	0.927816	11.19102	lelah
0.956522	0.912285	0.912362	11.14696	lelah
0.916996	0.894439	0.894439	11.09574	lelah
0.86166	0.913655	0.913676	11.15071	lelah
0.916996	0.926518	0.92682	11.18818	lelah
0.889328	0.897467	0.898731	11.10802	lelah
0.901186	0.876961	0.877397	11.04689	lelah
0.881423	0.894292	0.894481	11.09586	lelah
0.909091	0.906147	0.906997	11.13165	lelah
0.881423	0.894076	0.896182	11.10072	lelah
0.885375	0.886457	0.889156	11.08061	lelah

Sinyal Original	Sinyal Terfilter	Sinyal Envelope	Tingkat Kelelahan	Kategori Kelelahan
0.897233	0.890217	0.896201	11.10078	lelah
0.87747	0.843891	0.863875	11.00803	lelah
0.98419	0.659829	0.694436	10.51376	lelah
0.87747	0.475949	0.47595	9.855486	netral
0.893281	0.614238	0.691374	10.5047	lelah
0.84585	0.961968	1.010188	11.42396	sangat lelah
0.86166	1.037354	1.037635	11.50089	sangat lelah
0	0.839437	0.841806	10.94443	lelah

Data diatas didapatkan melalui pemrosesan data menggunakan algoritma *fuzzy logic*. Dengan fungsi keanggotaan, aturan-aturan, dan persamaan yang telah disebutkan pada subbab 4.2.3.

Average Fatigue Level: 11.062827362420299
Average Fatigue Category: lelah

Gambar 5.11 Tingkat kelelahan pengguna

Berdasarkan perhitungan yang dilakukan dengan menggunakan persamaan (3.9) didapatkan hasil bahwa peserta dengan data yang ditunjukkan pada tabel 5.3 dan 5.4. Hengalami kelelahan hal tersebut ditunjukkan pada gambar 5.11. Hal tersebut juga sesuai dengan apa yang dirasakan oleh peserta, pada kuesioner *post-exercise* yang ditunjukkan pada tabel 5.2 peserta menyatakan bahwa setelah melakukan pengujian peserta mengalami kelelahan.

Dengan hasil tersebut menunjukkan bahwa algoritma *fuzzy logic* dapat menggambarkan dengan baik kondisi fisiologis peserta setelah dilakukannya pengujian. Data hasil pengolahan *fuzzy logic* akan dibandingkan dengan data kuesioner *post-exercise* yang diisi peserta guna mengukur tingkat akurasi alat.

Tabel 5.5 Perbandingan tingkat kelelahan data kuesioner dan hasil pengolahan data

No.	Tingkat kelelahan (Quesioner)	Tingkat kelelahan (Pengolahan data)
1.	Lelah	Lelah

No.	Tingkat kelelahan (Quesioner)	Tingkat kelelahan (Pengolahan data)
2.	Lelah	Netral
3.	Lelah	Lelah
4.	Tidak terasa lelah	Lelah
5.	Lelah	Lelah
6.	Netral	Netral
7.	Lelah	Lelah
8.	Lelah	Lelah
9.	Lelah	Lelah
10.	Lelah	Lelah
11.	Lelah	Lelah
12.	Lelah	Lelah
13.	Tidak terasa lelah	Lelah
14.	Netral	Lelah
15.	Lelah	Lelah
16.	Tidak terasa lelah	Lelah
17.	Lelah	Lelah
18.	Lelah	Lelah

Tabel 5.1 diatas adalah tabel yang digunakan untuk melihat tingkat akurasi alat yang dirancang dengan kondisi pengguna (dilihat melalui perbandingan data antara data kuesioner dan data hasil pengolahan data).

$$Akurasi = \frac{Data\ kuesioner}{Data\ pengolahan\ data} \times 100\% \quad (5.1)$$

Dari data diatas dilakukan perhitungan menggunakan persamaan (5.1). Didapatkan bahwa alat yang dirancang memiliki tingkat akurasi sebesar 78%.

5.1.2 Perbandingan Performa

Tabel 5.6 merupakan tabel perbandingan alat yang dirancang dengan teknologi lain yang serupa dengan alat yang dirancang,

Tabel 5.6 Perbandingan performa antara sistem yang dibuat dengan sistem lain

No.	Fitur/Komponen	Sistem yang dibuat	MyoWare 1.0
1.	Keluaran sinyal	3 sinyal	1 sinyal
2.	Pengiriman data	<i>Bluetooth</i> , tanpa delay	Wi-Fi, dengan delay maksimal 3 detik
3.	Penampilan hasil	-	Dilihat melalui smartphone
4.	Akurasi alat	78%	80%
5.	Bagian otot yang diteliti	Bisep	Bisep

5.1.3 Pemenuhan Spesifikasi Sistem dan Usulan Solusi

Tabel 5.7 dibawah ini akan menjelaskan mengenai pemenuhan spesifikasi dari alat yang dirancang.

Tabel 5.7 Pemenuhan Spesifikasi Sistem

No.	Spesifikasi		Realisasi
1.	Tempat penempatan alat	Bisep	Bisep
2.	Koneksi alat pada perangkat pengolahan data	<i>Wireless</i>	<i>Wireless</i>
3.	Desain <i>hardware</i>	Portabel	Portabel
4.	Penampilan data	Laptop	<i>Output</i> kode program

Tabel 5.8 Pemenuhan Usulan Solusi

No.	Usulan Solusi		Realisasi
1.	Sensor	MyoWare 1.0	MyoWare 2.0
2.	Mikrokontroler	SeedStudio nrf52840	SeedStudio nrf52840
3.	Sumber tegangan	Baterai Li-Po 3,7 V 200 mAh	Baterai Li-Po 3,7 V 200 mAh
4.	Algoritma pengolahan	Fuzzy logic	Fuzzy logic

Berdasarkan tabel 5.7 penampilan data belum dapat memenuhi spesifikasi yang diusulkan. Hal tersebut terjadi karena saat ini penampilan data hanya ditampilkan melalui *output* kode program. Pada tabel 5.8 pada bagian realisasi sensor digunakan sensor keluaran terbaru yaitu MyoWare 2.0, karena sensor MyoWare 2.0 memiliki banyak keunggulan dibandingkan MyoWare 1.0.

5.1.4 Pengalaman Pengguna

Tabel 5.5 dibawah ini menjelaskan mengenai pengalaman pengguna terhadap alat yang digunakan.

Tabel 5.9 Pengalaman pengguna

No.	Fitur/Komponen	Capaian	Aksi/Perbaikan
1.	Sensor	Elektroda kadang terlepas	Mengganti ukuran elektroda yang digunakan (menjadi lebih besar)
2.	Kemudahan	Alat mudah digunakan dan portabel	Dipertahankan
3.	Keamanan	Data pribadi pengguna terjaga kerahasiaannya	Dipertahankan
4.	Keamanan	Tidak melakukan pemanasan ketika akan memulai pengujian	Mengintruksikan melakukan pemanasan, untuk menghindari cedera setelah dilakukannya pengujian

5.1.5 Kesesuaian Perencanaan dalam Manajemen Tim dan Realisasinya

Tabel 5.6 dibawah ini menjelaskan mengenai kesesuaian antara usulan dan realisasi *timeline* pengerjaan Tugas Akhir 2.

Tabel 5.10 Kesesuaian antara usulan dan realisasi *timeline* pengerjaan Tugas Akhir 2

No	Kegiatan	Usulan waktu	Realisasi Pelaksanaan
1.	Pembelian alat dan bahan	Januari – Februari	Januari – Maret

No	Kegiatan	Usulan waktu	Realisasi Pelaksanaan
2.	Perancangan sistem dengan usulan / Pembuatan Program <i>Fuzzy Logic</i> untuk mengetahui kelelahan.	Januari – Maret	Februari - Juni
3.	Pembuatan Program dan Pengujian Myoware 2.0	Februari - April	Maret - Juni
4.	Perakitan Final Sistem elektronik <i>wireless</i>	Mei - Juni	Juni
5.	<i>Testing</i> dan Validasi	Juni - Juli	Juni - Juli
6.	Expo dan pengumpulan laporan akhir	Juli	Juli

Tabel 5.7 dibawah ini menjelaskan mengenai kesesuaian RAB Tugas Akhir antara usulan dan realisasi

Tabel 5.11 Kesesuaian RAB Tugas Akhir antara usulan dan realisasi

No	Jenis Pengeluaran	Usulan Biaya		Realisasi Biaya	
		Kuantitas	Total Harga	Kuantitas	Total Harga
1	sEMG MyoWare Muscle Sensor 2.0	1 pcs	Rp 1.140.000,00	1 pcs	Rp 980.000,00
2	Microcontroller Seed Studio XIAO nRF52840	2 pcs	Rp 384.141,00	3 pcs	Rp 573.941,00

No	Jenis Pengeluaran	Usulan Biaya		Realisasi Biaya	
		Kuantitas	Total Harga	Kuantitas	Total Harga
3	Baterai Lithium Polymer	2 pcs	Rp 36.538,00	5 pcs	Rp 86.286,00
4	Ethical Clearance	1	Rp 100.000,00	1	Rp 100.000,00
5	Electrode	1 pcs	Rp 60.180,00	4 pcs	Rp 180.540,00
6	Alkohol Antiseptik 1L	1 pcs	Rp 30.000,00	1 pcs	Rp 31.362,00
7	Kabel	1 Meter	Rp 5.000,00	1 Meter	Rp 5.000,00
8	Jumper	10 Buah	Rp 5.000,00	10 Buah	Rp 5.000,00
9	PCB	1 pcs	Rp 7.000,00	1 pcs	Rp 7.000,00

Tabel 5.8 dibawah ini menjelaskan mengenai realisasi aktivitas selama pelaksanaan Tugas Akhir 2.

Tabel 5.12 Realisasi aktivitas pelaksanaan tugas akhir 2

No	Hari, Tanggal, Durasi (jam atau hari)	Aktivitas	Pelaksana
1.	Kamis, 28 Desember 2023 15 menit	Bimbingan	Dinar Widi
2.	Senin, 1 Januari 2024 15 Menit	Bimbingan dan revisi laporan TA1 NA1	Widi
3.	Senin, 8 Januari 2024, 3 jam	Mencari market untuk pembelian alat-alat	Dinar Widi
4.	Selasa, 9 Januari 2024, 3 jam	Diskusi alat yang akan dibeli	Dinar Widi
5.	Sabtu, 6 Januari 2024 , 2 Jam	Mengurus Ethical Clearance	Dinar Widi
6.	Selasa, 9 Januari 2024 , 4-5 jam	Mencari paper	Dinar Widi
7.	Senin, 12 Februari 2024	Membeli sEMG	Widi

No	Hari, Tanggal, Durasi (jam atau hari)	Aktivitas	Pelaksana
8.	Senin, 19 Februari 2024 2 Jam	Pembuatan tata cara mengukur dan juga SOP pengambilan data	Dinar
9.	Selasa, 20 Februari 2024 2 Jam	Mencari paper	Dinar
10.	Senin, 4 Maret 2024	Pembelian SeedStudio BLE nrf52840, baterai, dan elektroda	Widi
11.	Selasa, 5 Maret 2024 15 menit	Bimbingan	Dinar Widi
12.	Senin, 11 Maret 2024 3 Jam	Pembuatan program sEMG	Dinar
13.	Selasa, 12 Maret 2024 3 Jam	Pembuatan program sEMG	Dinar Widi
14.	Jumat, 15 Maret 2024 15 menit	Bimbingan	Dinar Widi
15.	Selasa, 19 Maret 2024 1 Jam	Perakitan Alat	Dinar Widi
16.	Kamis, 21 Maret 2024 2 Jam	Revisi kaji etik	Widi
17.	Jumat, 22 Maret 2024 2 Jam	Pembuatan informed consent, surat pernyataan peneliti, dan bimbingan	Dinar Widi
18.	Kamis, 28 Maret 2024 15 menit	Bimbingan	Dinar Widi
19.	Senin, 1 April 2024 2 Jam	Pembuatan coding sEMG menggunakan arduino	Dinar
20.	Senin, 8 April 2024 2 Jam	Percobaan pengambilan data menggunakan Arduino belum wireles	Dinar Widi

No	Hari, Tanggal, Durasi (jam atau hari)	Aktivitas	Pelaksana
21.	Rabu, 24 April 2024 3 Jam	Pengambilan data menggunakan Arduino belum wireles	Dinar Widi
22.	Kamis, 2 Mei 2024 15 menit	Bimbingan	Dinar Widi
23.	Selasa, 7 Mei 2024 4 Jam	Pengambilan data dan analisis	Dinar Widi
24.	Minggu, 12 Mei 2024 1 Jam	Membuat PPT seminar kemajuan	Dinar Widi
25.	Rabu, 15 Mei 2024 30 menit	Seminar Kemajuan	Dinar Widi
26.	Senin, 3 Juni 2024 3 Jam	Bimbingan dan pemrograman wireles untuk mikrocontrolelr	Dinar Widi
27.	Sabtu, 8 Juni 2024 3 jam	Pengambilan data secara wireles	Dinar Widi
29.	Minggu, 9 Juni 2024 1 Jam	Pengambilan data secara wireles	Dinar Widi
30.	Rabu, 12 Juni 2024 15 menit	Bimbingan	Dinar Widi
31.	Senin, 17 Juni 2024 3 Jam	Pembuatan fuzzy	Dinar Widi
32.	Rabu, 19 Juni 2024 15 menit	Bimbingan	Dinar Widi
33.	Kamis, 20 Juni 2024 1 Jam	Membuat quesioner pre-exercise dan post-exercise	Dinar Widi
34.	Jumat, 21 Juni 2024 2 Jam	Pengambilan data	Dinar Widi
35.	Sabtu, 22 Juni 2024 2 jam	Pengambilan data	Dinar Widi

No	Hari, Tanggal, Durasi (jam atau hari)	Aktivitas	Pelaksana
36.	Senin, 24 Juni 2024 2 Jam	Analisis data	Dinar Widi
37.	Kamis, 27 Juni 2024 2 Jam	Menyicil laporan Bab 4	Dinar Widi
38.	Sabtu, 29 Juni 2024 3 Jam	Menyicil laporan Bab 5	Dinar Widi
40.	Jumat, 5 Juni 2024 3 Jam	Laporan selesai	Dinar Widi

5.2 Dampak Implementasi Sistem

1. Bidang Kesehatan

Dalam bidang kesehatan Muscle Tiredness Detector dapat meningkatkan kesehatan otot seseorang. Dengan begitu kesehatan badan juga akan menjadi lebih baik. Selain itu Muscle Tiredness Detector juga dapat menjadi sistem peringatan kelelahan otot pada penggunanya. Dengan demikian, pengguna akan lebih berhati-hati dan dapat mengurangi tingkat resiko terjadinya kelelahan otot hingga cedera yang cukup berat.

2. Bidang Kenyamanan

Alat yang dirancang memiliki desain portabel. Sehingga pengguna dapat menggunakannya dengan mudah. Karena alat sudah terkoneksi secara *wireless*, dengan begitu pengambilan data tidak lagi menggunakan kabel yang dapat mengganggu kenyamanan pengguna dalam proses pengambilan data.

3. Bidang Teknologi

Dalam bidang teknologi Muscle Tiredness Detector dapat mendorong inovasi teknologi terutama dalam bidang biomedis. Inovasi ini dapat memudahkan proses analisis dan juga sebagai peringatan dini mengenai kelelahan otot, guna mengurangi tingkat resiko cedera pada pengguna.

BAB 6. KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

Muscle Tiredness Detector dirancang sebagai alat yang dapat digunakan untuk mengambil dan mengolah data kekuatan otot seseorang. Sehingga dapat diklasifikasikan tingkat kelelahannya. Tujuannya adalah untuk menjadi alat peringatan mengenai kelelahan otot seseorang. Dengan demikian seseorang dapat mengetahui tingkat kelelahan ototnya, sehingga dapat mengurangi tingkat resiko cedera otot. Muscle Tiredness Detector juga dapat digunakan untuk membantu proses analisis aktivitas otot dari penggunanya.

Berdasarkan hasil perancangan alat, alat yang telah dibuat tidak memenuhi spesifikasi yang diusulkan. Ketidakesesuaian tersebut terletak pada sensor yang digunakan dan juga penampilan hasil klasifikasi. Untuk sensor yang digunakan tidak sesuai dengan usulan dikarenakan produsen dari sensor sudah tidak memproduksi lagi sensor yang diusulkan. Lalu untuk penampilan hasil klasifikasi tidak sesuai dengan yang telah diusulkan dikarenakan hasil klasifikasi yang dilakukan tidak *real-time* hal tersebut dikarenakan data yang diambil harus dibersihkan terlebih dahulu sebelum diproses lebih lanjut. Juga dikarenakan proses pengambilan data dan pemrosesan data dilakukan dengan *software* yang berbeda.

Tujuan dari proyek ini telah tercapai, yaitu alat ukur kelelahan berdasarkan hasil pembacaan sensor otot yang efektif dan efisien dapat direalisasikan dengan baik. Alat dapat bekerja dengan baik dan optimal untuk mengambil data. Serta algoritma yang digunakan untuk mengklasifikasikan tingkat kelelahan dapat berjalan dengan efektif dan dapat mengidentifikasi tingkat kelelahan otot pengguna sesuai dengan kondisi fisiologisnya dengan tingkat akurasi alat mencapai 78%.

6.2 Saran

Berdasarkan hasil perancangan alat Muscle Tiredness Detector, masih terdapat beberapa kekurangan yang dapat dijadikan bahan evaluasi atau perbaikan untuk kedepannya. Dan terdapat satu hal yang menarik dari pengujian yang dilakukan. Berikut merupakan beberapa saran untuk pengembangan Muscle Tiredness Detector:

1. Alat diberi *casing*

2. Membuat alat lebih *compact* karena alat masih cukup tebal sehingga dapat mengurangi daya rekat elektroda pada bagian otot,
3. Menggabungkan proses pengolahan data, sehingga proses pengolahan data dapat dilakukan secara lebih cepat,
4. Penampilan hasil klasifikasi dibuat lebih informatif,
5. Kondisi otot pasca *reps* dapat diteliti lebih lanjut karena otot membutuhkan waktu yang lebih lama untuk mencapai kondisi rileks.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] F. Nugraha, Zulfadhil, and A. S. FJ, “Dampak Perkembangan Industri Transportasi Online Terhadap Sosial Ekonomi Pengemudinya di Kota Banda Aceh,” p. 13.
- [2] Y. Brazier, “What causes fatigue, and how can I treat it?,” *Medical News Today*, 2023. <https://www.medicalnewstoday.com/articles/248002> (accessed Sep. 26, 2023).
- [3] F. Nurin, “Kelelahan (Fatigue),” *hellosehat*, 2021. <https://hellosehat.com/sehat/gejala-umum/kelelahan-fatigue-adalah/> (accessed Sep. 25, 2023).
- [4] K. Anthony, “What Causes Muscle Fatigue?,” *healthline*, 2018. <https://www.healthline.com/health/muscle-fatigue> (accessed Sep. 25, 2023).
- [5] D. Oktavia and N. N. Muksin, “Edukasi Tentang Upaya Meningkatkan Imunitas Tubuh di Masa Pandemi Covid-19 di Ruang Lingkup Karang Taruna dan Forkomdarisma RW.09 Cirendeu, Ciputat Timur,” in *Seminar Nasional Pengabdian Masyarakat LPPM UMJ*, 2021, p. 5. [Online]. Available: <https://jurnal.umj.ac.id/index.php/semnaskat>
- [6] N. Ashriyah, T. A. Sardjono, and M. Nuh, “Pengembangan Instrumentasi dan Analisis Sinyal EMG pada Otot Leher,” *J. Tek. ITS*, vol. 9, p. 8, 2020.
- [7] S. Zubaidah, S. Mahanal, L. Yuliati, and Dkk., *ILMU PENGETAHUAN ALAM*, 2nd ed. Jakarta: Kementerian Pendidikan dan Kebudayaan, 2017. [Online]. Available: <https://www.myedisi.com/bse/44240/ilmu-pengetahuan-alam>
- [8] J. Hussain, K. Sundaraj, I. D. Subramaniam, and C. K. Lam, “Analysis of fatigue in the three heads of the triceps brachii during isometric contractions at various effort levels,” *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, vol. 19, no. 3, p. 10, 2019.
- [9] K. Marri and R. Swaminathan, “Fatigue Analysis of Triceps Brachii Muscle using sEMG Signals and Recurrence Quantification Technique,” *J. Life Sci. Technol.*, vol. 4, no. 2, p. 5, 2016.
- [10] D. K. Kumar, S. P. Arjunan, and G. R. Naik, “Measuring Increase in Synchronization to

- Identify Muscle Endurance Limit,” *IEEE Trans. NEURAL Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 19, no. 5, p. 10, 2019.
- [11] A. Ali, K. Sundaraj, B. Ahmad, N. U. Ahamed, and A. Islam, “Recent observations in surface electromyography recording of triceps brachii muscle in patients and athletes,” *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 11, p. 15, 2014, doi: 10.3233/ABB-140098.
- [12] S.-H. Liu, C.-B. Lin, Y. Chen, W. Chen, T.-S. Huang, and C.-Y. Hsu, “An EMG Patch for the Real-Time Monitoring of Muscle-Fatigue Conditions During Exercise,” *Sensors*, vol. 19, p. 15, 2019.
- [13] B. Ma *et al.*, “Muscle fatigue detection and treatment system driven by internet of things,” *BMC Med. Informatics Decis. Mak.*, vol. 19, p. 9, 2019.
- [14] J.-C. Cheng, T.-J. Su, Hong-Yan-Lin, and C.-W. Wei, “The Fatigue Analysis for Early Warning System Based on Fuzzy Algorithm,” in *Proceedings of the 2017 IEEE International Conference on Applied System Innovation*, 2017, p. 4.
- [15] I. Freitas, “Fatigue detection in EMG signals.”
- [16] Badaruddin, “PENGARUH PEMULIHAN PASIF DAN PEMULIHAN PASIF DENGAN MANIPULASI EFFLEURAGE TERHADAP KEKUATAN OTOT LENGAN,” *J. Ilmu Keolahragaan*, vol. 17, no. 1, p. 7, 2018.
- [17] E. Fox and D. K. Matthews, *The physiological basis of physical education and athletics*. 1988. [Online]. Available: <https://archive.org/details/physiologicalbas00foxe>
- [18] R. Rosdiana, A. Chairani, A. Hasibuan, and M. Daud, “Stress Diagnosis System Using Fuzzy Logic Method,” *Joournal Mech. Electr. Ind. Eng.*, vol. 4, p. 11, 2022.
- [19] A. T. LLC, “MYOWARE 2.0 Advanced Guide,” 2022.

LAMPIRAN – LAMPIRAN



Lampiran 1. Bimbingan tugas akhir



FAKULTAS
KEDOKTERAN

Gedung Dr. Soekiman Wirjosandjojo
Kampus Terpadu Universitas Islam Indonesia
Jl. Kaliurang km 14,5 Yogyakarta 55584
T. (0274) 898444 ext. 2096, 2097
F. (0274) 898459 ext. 2007
E. fti@uii.ac.id
W. R.uui.ac.id

Nomor : 26/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 :

"Pendeteksi kelelahan otot menggunakan sensor EMG"

Peneliti Utama : Muhammad Syafil Widiyanto
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, 31 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*

Lampiran 2. *Ethical clearance*



Lampiran 3. Pengujian alat

```
#include <ArduinoBLE.h>
```

```

// BLE Sensor Service
BLEService EMG1_Service("4405661d-a24a-4f4d-a4cb-fb7e527d4ce0");
//BLE Characteristic - custom 128-bit UUID, read and writeable by central
BLEByteCharacteristic EMG1_Characteristic("4405661d-a24a-4f4d-a4cb-fb7e527d4ce1",
BLERead | BLEWrite | BLENotify);

bool notif1 = true;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  while (!Serial);

  // begin initialization
  if (!BLE.begin()) {
    Serial.println("starting Bluetooth® Low Energy module failed!");

    while (1);
  }

  // set advertised local name and service UUID
  BLE.setLocalName("CAPS-NA1");
  BLE.setAdvertisedService(EMG1_Service);

  // add the characteristic to the service
  EMG1_Service.addCharacteristic(EMG1_Characteristic);

  // add service
  BLE.addService(EMG1_Service);

  // start advertising

```

```

BLE.advertise();

Serial.println("BLE Peripheral");
}

void loop() {
  if (notif1){
    BLE.advertise();
    BLEDevice central = BLE.central();
  }

  BLE.advertise();

  if (EMG1_Characteristic.written()){
    // Serial.print("EMG ");
    // Serial.print(EMG1_Characteristic.value());
    // Serial.print(EMG1_Characteristic.value());
    Serial.println(EMG1_Characteristic.value());

    notif1 = false;
  } else {
    notif1 = true;
  }
}
}

```

Lampiran 4. Kode program mikrokontroler *receiver*

```

#include <ArduinoBLE.h>

BLECharacteristic EMG1Characteristic;

void setup() {

```

```

Serial.begin(115200);

// initialize the BLE hardware
BLE.begin();

BLE.scanForName("CAPS-NA1");
}

void loop() {
// check if a peripheral has ben discovered
BLEDevice peripheral = BLE.available();

if (peripheral){
// discovered peripheral, print out address, local name, and advertised service
Serial.print("Found ");
Serial.print(peripheral.address());
Serial.print(" ");
Serial.print(peripheral.localName());
Serial.print(" ");
Serial.print(peripheral.advertisedServiceUuid());
Serial.println();

if (peripheral.localName() != "CAPS-NA1") {
return;
}

// stop scanning
BLE.stopScan();

Monitoring(peripheral);
}

```

```

// peripheral disconnected, start scanning again
BLE.scanForName("CAPS-NA1");
}
}

void Monitoring(BLEDevice peripheral) {
// connect to peripheral
Serial.println("Connecting.....");

if (peripheral.connect()) {
Serial.println("Connected");
} else {
Serial.println("Failed to connect!");
return;
}

// discover peripheral attributes
Serial.println("Discovering attributes.....");
if (peripheral.discoverAttributes()) {
Serial.println("Attributes discovered");
} else {
Serial.println("Attributes discovery failed");
peripheral.disconnect();
return;
}

// retrieve the EMG characteristic
BLECharacteristic EMG1_Characteristic = peripheral.characteristic("4405661d-a24a-4f4d-
a4cb-fb7e527d4ce1");

if (!EMG1_Characteristic) {

```

```

Serial.println("Peripheral does not have otot characteristic!");
peripheral.disconnect();
return;
} else if (!EMG1_Characteristic.canWrite()){
Serial.println("Peripheral does not have a writeable otot characteristic!");
peripheral.disconnect();
return;
}

while (peripheral.connected() {

//while the peripheral connected
// int32_t sinyalEnv = analogRead(A2);
int32_t sinyalRaw = analogRead(A3);
// int32_t sinyalRect = analogRead(A4);
// const char* space = (" | ");

//int32_t data = int(sinyalEnv) int(sinyalRaw) int(sinyalRect);
//EMG1_Characteristic.writeValue(sinyalEnv);

// EMG1_Characteristic.writeValue(sinyalEnv);
EMG1_Characteristic.writeValue(sinyalRaw);
// EMG1_Characteristic.writeValue(sinyalRect);

delay(500);
}
}

```

Lampiran 5. Kode program mikrokontroler *transmitter*

```

import numpy as np
import pandas as pd

```

```

import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.signal import butter, lfilter, hilbert
from scipy.integrate import.simps

# Baca data dari file CSV
data = pd.read_csv(r'E:/Tugas Akhir/Capstone Project - 2/Data EMG/SOP 2
(wireless)/faizal.csv')

# Pastikan kolom 'Sensor Value' dibaca sebagai float
signal = data['Raw'].astype(float)

# Normalisasi data
signal = (signal - np.min(signal)) / (np.max(signal) - np.min(signal))

# Filter low-pass
def butter_lowpass(cutoff, fs, order=5):
    nyq = 0.5 * fs
    normal_cutoff = cutoff / nyq
    b, a = butter(order, normal_cutoff, btype='low', analog=False)
    return b, a

def lowpass_filter(data, cutoff, fs, order=5):
    b, a = butter_lowpass(cutoff, fs, order=order)
    y = lfilter(b, a, data)
    return y

# Sampling frequency: 120 samples in 60 seconds
fs = 120 / 60 # 2 samples per second (Hz)
cutoff = 0.5 # Desired cutoff frequency of the filter, Hz (as a fraction of fs/2)

# Apply low-pass filter

```

```

filtered_signal = lowpass_filter(signal, cutoff, fs)

# Envelope detection
analytic_signal = hilbert(filtered_signal)
envelope = np.abs(analytic_signal)

# Calculate area under the curve (AUC)
auc =.simps(envelope, dx=1/fs)

print(f"Area Under the Curve (AUC): {auc}")

# Plot the original and filtered signal
plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.subplot(2, 1, 1)
plt.plot(signal, label='Sinyal Original')
plt.plot(filtered_signal, label='Sinyal Terfilter')
plt.title('Sinyal original dan terfilter')
plt.xlabel('Sample')
plt.ylabel('Amplitude')
plt.legend()
plt.xticks(np.arange(0, len(signal), 50)) # Set x-axis ticks with a step of 50

plt.subplot(2, 1, 2)
plt.plot(envelope, label='Envelope')
plt.title('Sinyal envelope dari sinyal terfilter')
plt.xlabel('Sample')
plt.ylabel('Amplitude')
plt.legend()
plt.xticks(np.arange(0, len(envelope), 50)) # Set x-axis ticks with a step of 50

plt.tight_layout()

```

```

plt.show()

# Buat DataFrame baru
processed_data = pd.DataFrame({
    'Sinyal Original': signal,
    'Sinyal Terfilter': filtered_signal,
    'Envelope': envelope
})

# Tentukan path atau lokasi folder untuk menyimpan file CSV
folder_path = 'E:/Tugas Akhir/Capstone Project - 2/Data EMG/SOP 2 (wireless)/processed
data/faizal'

# Simpan DataFrame ke file CSV dengan path lengkap
processed_data.to_csv(folder_path + 'processed_data.csv', index=False)

```

Lampiran 6. Kode program pengolahan data (memfilter dan merubah ke bentuk *envelope*)

```

import numpy as np
import skfuzzy as fuzz
from skfuzzy import control as ctrl
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt

# Load data
data = pd.read_csv('E:/Tugas Akhir/Capstone Project - 2/Data EMG/SOP 2
(wireless)/processed data/faizalprocessed_data.csv') # Replace with your actual file path

# Define fuzzy variables
sensor_value = ctrl.Antecedent(np.arange(0, 101, 1), 'sensor_value')
fatigue_level = ctrl.Consequent(np.arange(0, 101, 1), 'fatigue_level')

```

```

# Define fuzzy membership functions for sensor value
sensor_value['low'] = fuzz.trimf(sensor_value.universe, [0, 0, 50])
sensor_value['medium'] = fuzz.trimf(sensor_value.universe, [0, 50, 100])
sensor_value['high'] = fuzz.trimf(sensor_value.universe, [50, 100, 100])

# Define fuzzy membership functions for fatigue level
fatigue_level['tidak berdampak'] = fuzz.trimf(fatigue_level.universe, [0, 0, 25])
fatigue_level['tidak terasa lelah'] = fuzz.trimf(fatigue_level.universe, [0, 25, 50])
fatigue_level['netral'] = fuzz.trimf(fatigue_level.universe, [25, 50, 75])
fatigue_level['lelah'] = fuzz.trimf(fatigue_level.universe, [50, 75, 100])
fatigue_level['sangat lelah'] = fuzz.trimf(fatigue_level.universe, [75, 100, 100])

# Define fuzzy rules
rule1 = ctrl.Rule(sensor_value['low'], fatigue_level['tidak berdampak'])
rule2 = ctrl.Rule(sensor_value['medium'], fatigue_level['netral'])
rule3 = ctrl.Rule(sensor_value['high'], fatigue_level['sangat lelah'])

# Create control system and simulation
fatigue_ctrl = ctrl.ControlSystem([rule1, rule2, rule3])
fatigue_simulation = ctrl.ControlSystemSimulation(fatigue_ctrl)

# Process the data
fatigue_results = []
for value in data['Envelope']:
    fatigue_simulation.input['sensor_value'] = value
    fatigue_simulation.compute()
    fatigue_results.append(fatigue_simulation.output['fatigue_level'])

data['fatigue_level'] = fatigue_results

# Classify the fatigue levels into five categories

```

```

def classify_fatigue(level):
    if level < 8:
        return 'tidak berdampak'
    elif level < 9:
        return 'tidak terasa lelah'
    elif level < 10:
        return 'netral'
    elif level < 11.25:
        return 'lelah'
    else:
        return 'sangat lelah'

data['fatigue_category'] = data['fatigue_level'].apply(classify_fatigue)

# Calculate the average fatigue level
average_fatigue_level = np.mean(data['fatigue_level'])
average_fatigue_category = classify_fatigue(average_fatigue_level)

# Save the processed data to a new CSV file
folder_path = 'E:/Tugas Akhir/Capstone Project - 2/Data EMG/SOP 2 (wireless)/processed
fatigue data/faizal'
data.to_csv(folder_path + 'processed_fatigue_data.csv', index=False)

# Print results
print(data[['Envelope', 'fatigue_level', 'fatigue_category']])
print(f"Average Fatigue Level: {average_fatigue_level}")
print(f"Average Fatigue Category: {average_fatigue_category}")

# Plot the data
plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.plot(data['Envelope'], label='Sensor Value')

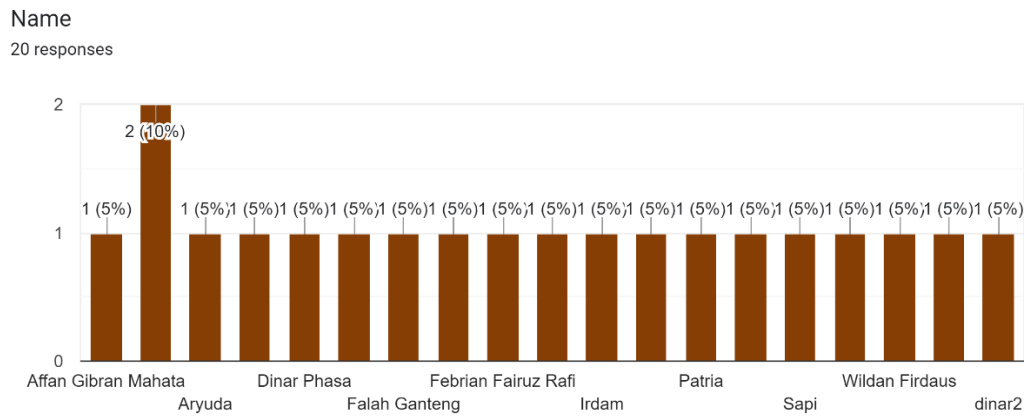
```

```

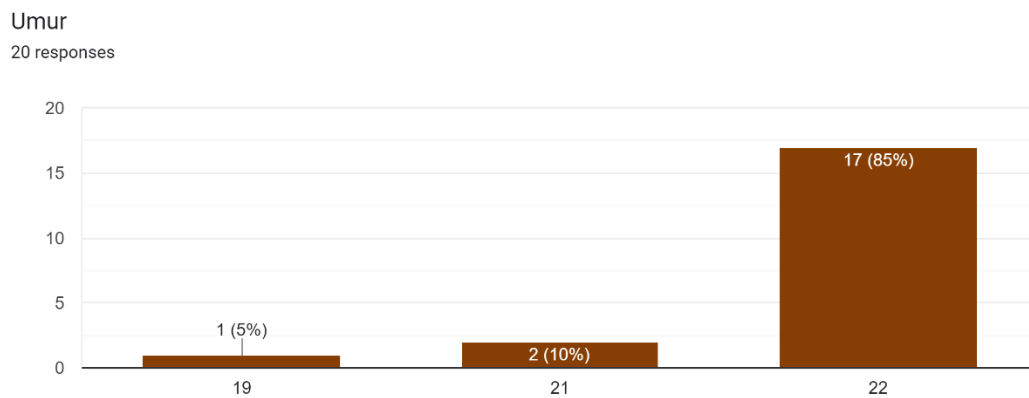
plt.plot(data['fatigue_level'], label='Fatigue Level')
plt.xlabel('Sample Index')
plt.ylabel('Value')
plt.title('Sensor Value and Fatigue Level')
plt.legend()
plt.show()

```

Lampiran 7. Kode program pengolahan data (*Fuzzy Logic*)



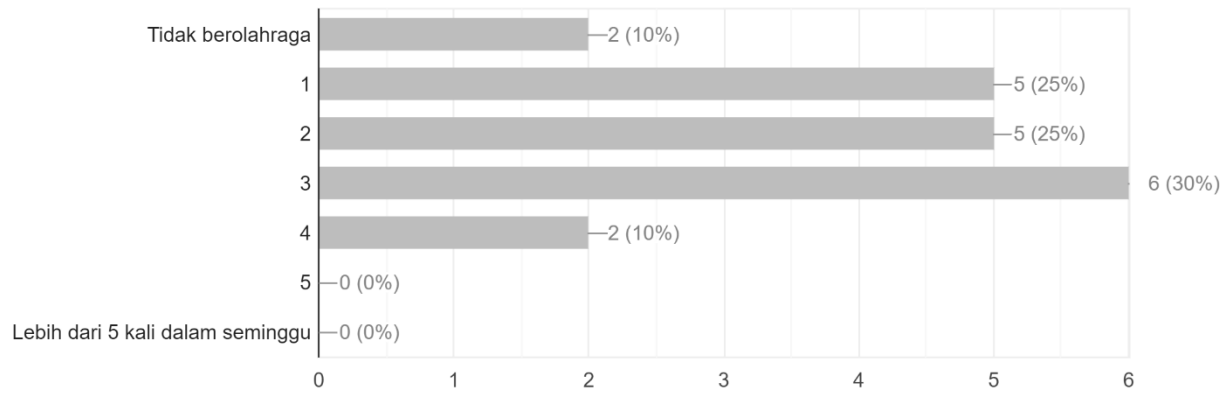
Lampiran 8. Grafik data responses



Lampiran 9. Grafik data umur responses

Intensitas olahraga (dalam seminggu terakhir)

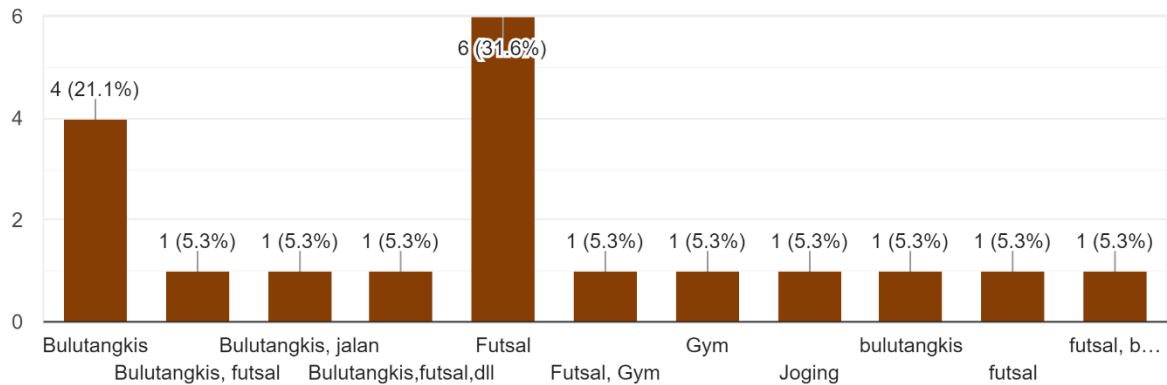
0 / 20 correct responses



Lampiran 10. Grafik data intensitas olahraga

Jenis olahraga yang dilakukan (bisa lebih dari satu) *Contoh: Futsal, Gym, Bulutangkis

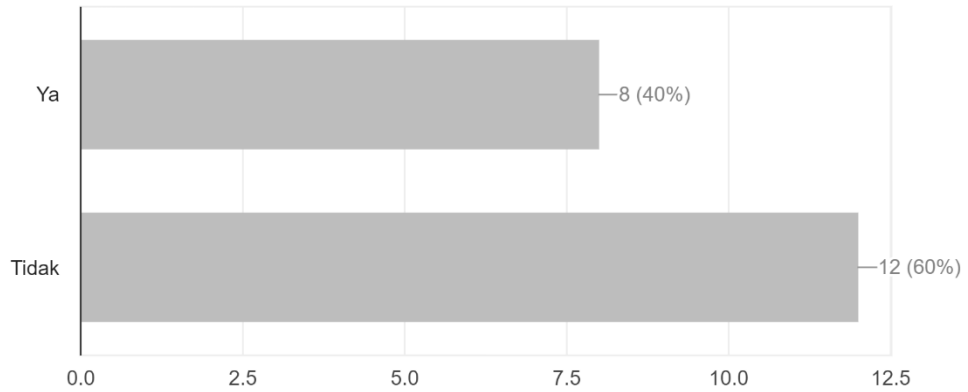
19 responses



Lampiran 11. Grafik data jenis olahraga yang dilakukan

Apakah anda mengalami kelelahan otot? (dalam seminggu terakhir) *Seperti kram/ otot terasa kencang atau kaku / merasa pegal-pegal atau sejenisnya

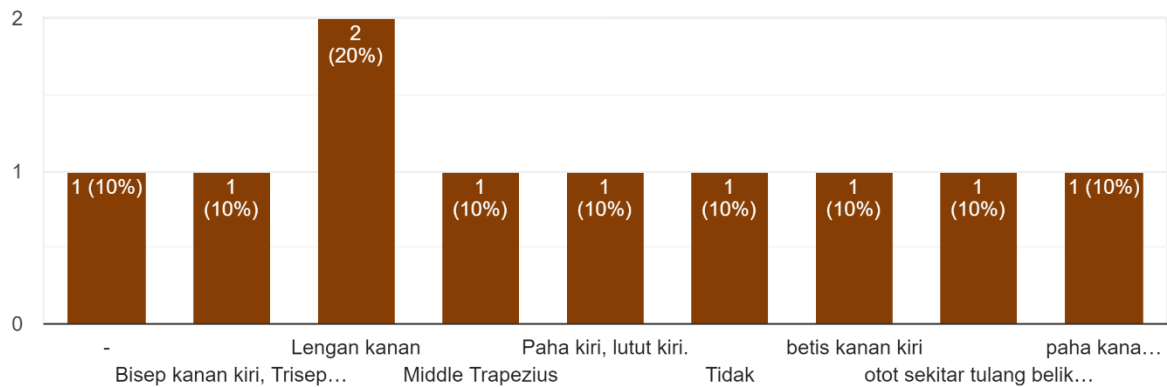
0 / 20 correct responses



Lampiran 12. Grafik data mengalami kelelahan otot

Jika anda mengalami kelelahan otot, tulislah dibagian otot mana yang mengalami kelelahan *Contoh: bicep kanan, betis kiri

10 responses



Lampiran 13. Grafik data bagian otot yang mengalami kelelahan

**TABEL PERBAIKAN
LAPORAN AKHIR CAPSTONE**

MAHASISWA #1 : 20524096 Dinar Phasa Rosad

MAHASISWA #2 : 20524194 Muhammad Syafi'i Widiyanto

JUDUL/TOPIK : Muscle Tiredness Detector

No	Saran penguji	Perbaikan oleh mahasiswa	Halaman
1	Perbaiki beberapa typo dan struktur kalimat diperbaiki sesuai susunan S-P-O/ S-P-O-K	Memperbaiki typo dan struktur kalimat sesuai susunan S-P-O/ S-P-O-K	
2	Perbaiki spasi antar line karena belum seragam. Mohon disesuaikan dgn template	Memperbaiki spasi antar line sesuai dengan template	
3	Beberapa informasi di ppt berbeda dgn yang ada di laporan seperti rumusan masalah, tujuan dll. Mohon diupdate	Mengupdate informasi pada laporan.	Hal. 15
4	Sangat penting untuk memberikan detail penjelasan terhadap Flowchart. Jelaskan input dan luaran di setiap tahapan.	Memperbaiki flowchart dan menambahkan penjelasan proses pada flowchart.	Hal. 31-32, dan Hal 41
5	Jelaskan fitur yang dimaksud dalam percobaan Anda	Fitur yang dimaksud adalah 3 jenis <i>output</i> sinyal pada sensor yang kami gunakan.	-
6	Berikan persamaan matematis untuk menghitung normalisasi, dan pemilihan fitur	Persamaan matematis untuk normalisasi data raw dalam rentang 0 sampai 1. $x' = \frac{x-xmin}{xmax-xmin} x$ sendiri merupakan nilai asli data	Hal. 61

No	Saran penguji	Perbaikan oleh mahasiswa	Halaman
		raw, xmin merupakan nilai minimum dalam data raw dan xmax merupakan nilai maksimal dalam data raw.	
7	Apakah akurasi yg Anda dapatkan sudah mewakili performa sistem ? Jika belum, tindak lanjut apa yang perlu dilakukan.	Akurasi yang didapatkan telah mewakili performa sistem. Namun akurasi dapat ditingkatkan dengan cara menambah responden.	-
8	Caption Gambar pastikan berada di bawah gambar, sedangkan Tabel berada di atas tabel. Awali penyebutan nama gambar/tabel dengan huruf besar, misal - Gambar 1.1 - Tabel 1.1 - dst	Memperbaiki format <i>caption</i> sesuai gambar/tabel	

Yogyakarta, 23 Juli 2024

Menyetujui,

Penguji



Hasbi Nur Prasetyo Wisudawan

Lampiran 14. Lembar saran untuk revisi laporan capstone