

ANALISIS KELELAHAN OTOT PADA PENGEMUDI MENGGUNAKAN *ROOT MEAN SQUARE SLOPE* BERBASIS SINYAL *ELECTROMYOGRAM*

Muhammad Rava Athalla¹, Edita Rosana Widasari^{2*}

^{1,2}Program Studi Teknik Komputer, Fakultas Ilmu Komputer, Universitas Brawijaya, Malang

Email: ¹rava.ath@student.ub.ac.id, ²editarosanaw@ub.ac.id

*Penulis Korespondensi

Naskah masuk: 31 Desember 2024, diterima untuk diterbitkan: 09 Desember 2025

Abstrak

Kelelahan otot pada pengemudi, terutama pada otot *biceps brachii* yang berperan penting dalam pengendalian setir kendaraan yang berpotensi menurunkan kestabilan dan konsentrasi gerak mikro saat berkendara jarak jauh atau dalam kondisi lalu lintas yang memaksa posisi statis. Sebagian besar sistem deteksi kelelahan berfokus pada citra wajah, mata, atau pola berkendara, sedangkan kajian terhadap kelelahan otot lokal masih jarang dilakukan. Penelitian ini memosisikan deteksi kelelahan otot sebagai lapisan komplementer, bukan pengganti untuk mendukung sistem deteksi kantuk dan kelelahan mental yang telah lebih banyak dikembangkan. Penelitian ini mengusulkan pendekatan berbasis sinyal *electromyogram* (EMG) dengan parameter *Root Mean Square (RMS) Slope* untuk mendeteksi kelelahan otot *biceps brachii*. Data EMG diperoleh dari lima subjek pria berusia 21–22 tahun menggunakan sensor Shimmer EMG selama simulasi mengemudi mobil penumpang dengan simulator PXN V900. Sinyal EMG direkam pada frekuensi sampling 1000 Hz, kemudian diproses melalui tahapan pra-pemrosesan dan penyaringan untuk meminimalkan *noise*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa sinyal EMG yang terekam konsisten berada dalam rentang milivolt sesuai dengan spesifikasi sensor. Sistem deteksi kelelahan otot mencapai akurasi 75% melalui ekstraksi fitur RMS dan klasifikasi berbasis *RMS Slope*. Selain itu, sistem memiliki rata-rata waktu komputasi 0,080 *second* per jendela 1 detik, yang cukup cepat untuk pemantauan *real-time*. Dengan kemampuan ini, sistem menunjukkan potensi penerapan sebagai komponen tambahan dalam meningkatkan keselamatan berkendara.

Kata kunci: Kelelahan otot, *Electromyogram*, *Root Mean Square Slope*, Shimmer EMG, Simulasi Mengemudi, Pemantauan *real-time*

ANALYSIS OF DRIVER MUSCLE FATIGUE USING *ROOT MEAN SQUARE SLOPE* BASED ON *ELECTROMYOGRAM* SIGNALS

Abstract

Muscle fatigue in drivers, particularly in the *biceps brachii* which plays a key role in steering control, may compromise driving stability and fine-motor concentration during long trips or under traffic conditions requiring a static posture. Most existing fatigue detection systems focus on facial cues, eye movements, or driving patterns, while localized muscle fatigue has rarely been explored. This study positions muscle fatigue detection as a complementary layer, rather than a replacement, to support mental and drowsiness detection systems that have been more widely developed. An approach using *electromyogram* (EMG) signals and the *Root Mean Square (RMS) Slope* parameter is proposed to detect *biceps brachii* fatigue. EMG data were collected from five male subjects aged 21–22 years using Shimmer EMG sensors during passenger car driving simulations with a PXN V900 steering simulator. The signals were recorded at a 1000 Hz sampling rate and processed with pre-processing and filtering stages to minimize noise. Results show that the recorded EMG signals consistently remained within the millivolt range, in accordance with sensor specifications. The system achieved 75% detection accuracy through RMS feature extraction and *RMS Slope* classification. In addition, the average computation time was 0.080 per 1-second window, fast enough for real-time monitoring. These findings highlight the potential of integrating localized muscle fatigue detection as a complementary component to enhance driving safety.

Keywords: Muscle fatigue, *Electromyogram*, *Root Mean Square Slope*, Shimmer EMG, Driving simulation, Real-time monitoring

1. PENDAHULUAN

Kelelahan otot atau *musculoskeletal disorders* adalah keluhan yang terkait dengan saraf, tendon,

otot, dan struktur pendukung tubuh manusia. Kelelahan otot seringkali menjadi penyebab utama penurunan produktivitas, terutama pada aktivitas

yang memerlukan posisi tubuh statis dalam waktu lama, seperti mengemudi. Aktivitas mengemudi dalam durasi panjang dapat memicu kelelahan otot akibat posisi tubuh yang monoton, sehingga berpotensi menurunkan konsentrasi, meningkatkan rasa kram, dan bahkan menyebabkan kecelakaan lalu lintas (Syamsul dan Rahmansyah, 2023).

Data Badan Pusat Statistik (2023) menunjukkan jumlah kecelakaan lalu lintas meningkat dari 103.645 kasus pada tahun 2021 menjadi 139.258 kasus pada tahun 2022, atau naik sebesar 34,32%. Pada periode yang sama, jumlah kendaraan bermotor bertambah dari 141.992.573 unit menjadi 148.261.817 unit. Peningkatan angka kecelakaan yang sejalan dengan bertambahnya jumlah kendaraan mempertegas kebutuhan akan langkah preventif, salah satunya melalui pengembangan sistem pemantauan kondisi pengemudi secara *real-time*.

Kelelahan pada pengemudi telah diidentifikasi sebagai salah satu faktor signifikan yang berkontribusi pada 15% hingga 30% dari kecelakaan lalu lintas (Al-Mekhlafi et al., 2021). Dampak kelelahan meliputi gangguan konsentrasi, waktu reaksi yang lebih lambat, dan penurunan kesadaran situasional. Oleh karena itu, deteksi dini kelelahan otot menjadi solusi penting untuk meningkatkan keselamatan berkendara.

Namun, sebagian besar sistem deteksi kelelahan yang ada saat ini lebih fokus pada analisis pola berkendara atau pengamatan fisik seperti deteksi pola kelelahan dari mata. Metode ini memiliki keterbatasan dalam mendeteksi kelelahan otot spesifik, seperti pada *biceps brachii*, yang memainkan peran penting dalam kendali setir kendaraan. Selain itu, penelitian menunjukkan bahwa mengemudi dengan simulator dapat mereplikasi kondisi jalan nyata dengan korelasi hingga $0,91 \pm 0,04$ (Sumathipala et al., 2020). Hal ini menunjukkan bahwa simulator adalah alat yang valid untuk mengukur kelelahan otot dalam pengaturan laboratorium.

Sinyal *electromyogram* (EMG) telah banyak digunakan dalam penelitian sebagai metode untuk mendeteksi kelelahan otot secara *real-time* (Toledo-Perez et al., 2019). Penggunaan EMG memungkinkan perekaman aktivitas listrik otot yang dapat dianalisis untuk mengidentifikasi kondisi kelelahan. Penelitian ini berfokus pada otot *biceps brachii* karena otot ini terlibat dalam gerakan repetitif selama mengemudi, sehingga lebih rentan mengalami kelelahan (Fathima et al., 2021). Ketika otot mengalami kelelahan, sinyal EMG menunjukkan perubahan tertentu, seperti penurunan frekuensi median dan peningkatan amplitudo, yang dapat digunakan untuk mendeteksi kelelahan secara objektif (Girhepunje et al., 2020). Sehingga, penelitian ini akan berfokus pada otot *biceps brachii* selama simulasi mengemudi mobil dengan tujuan sebagai validator tambahan sistem deteksi kelelahan yang telah ada.

Analisis domain waktu, khususnya parameter *Root Mean Square* (RMS), telah terbukti menjadi indikator yang andal dalam mendeteksi kelelahan otot dibandingkan dengan analisis domain frekuensi (Azli, et al., 2019). *RMS Slope*, yang mengukur laju perubahan amplitudo sinyal EMG, memberikan informasi tambahan tentang dinamika kelelahan otot selama aktivitas berkepanjangan (Bruno, 2023). Korelasi positif antara *RMS Slope* dan kelelahan otot telah dilaporkan dalam berbagai penelitian, menunjukkan bahwa metode ini dapat menjadi alat yang efektif untuk memantau kondisi pengemudi secara *real-time* (Garouche dan Thamsuwan, 2023). Hal ini berbeda dari pendekatan domain frekuensi misalnya frekuensi median dan citra mata, pendekatan *RMS Slope* menawarkan pipeline sederhana dengan waktu komputasi cepat, sehingga lebih mudah diintegrasikan ke sistem *edge real-time*.

Tujuan penelitian ini adalah mengembangkan sistem deteksi kelelahan otot berbasis sinyal EMG dengan metode *RMS Slope*. Sistem dirancang untuk mengidentifikasi tanda-tanda awal kelelahan pada otot *biceps brachii* selama simulasi mengemudi menggunakan sensor Shimmer EMG. Penelitian ini juga mengevaluasi waktu komputasi sistem untuk memastikan proses deteksi berlangsung cepat dan akurat. Selain itu, kontribusi utama penelitian ini ialah *proof-of-concept* deteksi kelelahan *biceps brachii* berbasis *RMS Slope* pada skenario mengemudi, sekaligus formulasi ambang berbasis baseline subjektif (Kuesioner *Swedish Occupational Fatigue Inventory* (SOFI) dan *Multidimensional Fatigue Inventory* (MFI)) yang transparan dan replikabel.

Dengan demikian, hasil penelitian diharapkan dapat memberikan kontribusi sebagai lapisan tambahan (*complementary layer*) yang berpotensi memperkaya pemantauan multi-modal (mental, perilaku, dan fisiologis). Dengan demikian, temuan penelitian ini tidak dimaksudkan menggantikan deteksi kantuk/mental, melainkan menambah *early warning* berbasis sinyal neuromuskular.

2. DASAR TEORI

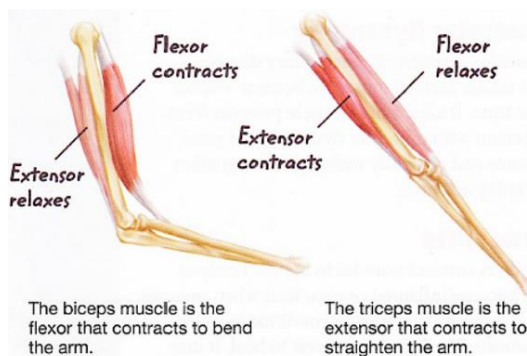
2.1 Kelelahan Otot

Kelelahan otot adalah kondisi di mana otot kehilangan kemampuan untuk mempertahankan kinerja optimal akibat aktivitas berulang atau berkepanjangan. Hal ini sering terjadi pada pengemudi yang harus duduk dalam posisi statis selama perjalanan panjang. Kelelahan otot disebabkan oleh penurunan sirkulasi darah dan berkurangnya oksigenasi otot akibat kontraksi statis, yang mengakibatkan penurunan koordinasi motorik dan waktu reaksi (Adyatma dan Muliawan, 2020). Dalam konteks pengemudi, kelelahan otot dapat mengganggu kemampuan untuk mengontrol setir kendaraan dan meningkatkan risiko kecelakaan. Menurut Ebied et al. (2020), peningkatan nilai *RMS Slope* dapat digunakan untuk memantau tingkat

kelelahan otot secara objektif, karena menunjukkan perubahan amplitudo sinyal EMG yang berkorelasi positif dengan durasi aktivitas.

2.2 Otot *Biceps Brachii*

Otot *biceps brachii* adalah salah satu otot utama pada lengan atas yang terlibat dalam gerakan fleksion (menekuk) siku dan supinasi (memutar telapak tangan ke atas). Pada Gambar 1 terlihat bahwa otot ini terdiri dari dua kepala, yaitu kepala panjang dan kepala pendek, yang terhubung ke tulang scapula dan radius (Raharjo et al., 2020).



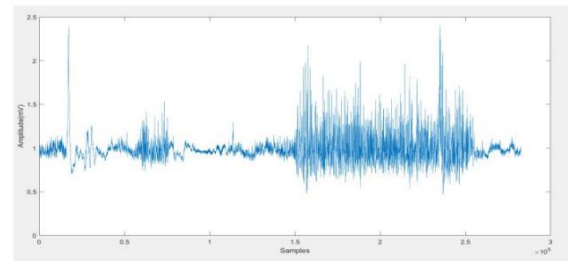
Gambar 1. Otot *Biceps Brachii*
Sumber: (Jee et al., 2022)

Selama aktivitas mengemudi, otot *biceps brachii* sering digunakan untuk mengendalikan setir kendaraan, sehingga menjadi rentan terhadap kelelahan akibat gerakan repetitif. Ketika otot ini mengalami kelelahan, sinyal EMG menunjukkan perubahan tertentu, seperti peningkatan amplitudo dan penurunan frekuensi median, yang mencerminkan penurunan kemampuan kontraksi otot secara efisien (Girhepunje et al., 2020). Berdasarkan peran kritisnya dalam kendali setir, *biceps brachii* ditetapkan sebagai fokus utama penelitian ini untuk mendeteksi kelelahan otot pada pengemudi.

2.3 Electromyography

Electromyography adalah teknik yang digunakan untuk merekam aktivitas listrik pada otot. Sinyal *electromyogram* (EMG) mencerminkan aktivitas neuromuskular dan dapat digunakan untuk mengidentifikasi kondisi otot selama aktivitas tertentu. Dalam penelitian ini, sinyal EMG diukur menggunakan sensor permukaan yang bersifat non-invasif, sehingga cocok untuk aplikasi *real-time* (Fathima et al., 2021). Pada Gambar 2 terlihat bahwa, sinyal EMG menunjukkan amplitudo yang meningkat seiring dengan meningkatnya aktivitas otot. Ketika otot lelah, amplitudo sinyal EMG cenderung meningkat sementara frekuensi median menurun, menandakan penurunan efisiensi kontraksi otot. Teknik EMG telah banyak digunakan dalam kajian biomekanika, termasuk untuk mendeteksi kelelahan otot, memprediksi kekuatan kontraksi, dan

mengendalikan perangkat berbasis neuromuskular (Wang et al., 2023).



Gambar 2. Sampel sinyal EMG
Sumber : (Fathima, et al., 2021).

2.4 Root Mean Square Slope

Root Mean Square (RMS) Slope merupakan parameter analisis domain waktu yang digunakan untuk mengukur laju perubahan amplitudo sinyal EMG terhadap waktu. Parameter ini merepresentasikan tingkat kelelahan otot melalui pendekatan regresi linear pada amplitudo sinyal (Marson et al., 2023). Garouche dan Thamsuwan (2023) melaporkan bahwa *RMS Slope* memiliki korelasi sedang hingga kuat dengan durasi aktivitas, sehingga dapat dijadikan indikator andal dalam mendeteksi kelelahan otot. Persamaan *RMS Slope* ditunjukkan pada Persamaan (1), dimana ΔRMS adalah perubahan nilai RMS dari sinyal EMG antara dua titik waktu dan Δt adalah selang waktu pengukuran.

$$RMS\ Slope = \frac{\Delta RMS}{\Delta t} \quad (1)$$

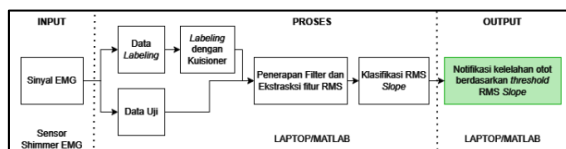
Sebelum menghitung *RMS Slope*, nilai RMS perlu diperoleh melalui proses ekstraksi fitur. Ekstraksi fitur RMS dilakukan dengan menghitung rata-rata kuadrat sinyal EMG (Kundu, 2021). Selanjutnya, nilai RMS dianalisis untuk menentukan kemiringannya terhadap waktu. Peningkatan RMS secara progresif mencerminkan akumulasi kelelahan otot yang dapat diidentifikasi secara *real-time* selama aktivitas mengemudi. Rumus perhitungan RMS ditunjukkan pada Persamaan (2), dimana x^i adalah nilai sinyal EMG pada waktu tertentu dan N adalah jumlah sampel yang diukur dalam periode waktu tertentu.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (2)$$

Integrasi analisis *RMS Slope* ke dalam sistem deteksi berbasis EMG ditujukan untuk menghadirkan solusi efektif dalam pemantauan kelelahan otot pengemudi. Selain itu, pendekatan ini diharapkan memberikan dasar bagi pengembangan sistem pemantauan kelelahan yang lebih optimal.

3. SISTEM YANG DIUSULKAN

Keseluruhan sistem meliputi hubungan antara input, proses, dan output dapat dilihat pada Gambar 3 dibawah ini.



Gambar 3. Diagram Blok Keseluruhan Sistem

Sistem deteksi kelelahan otot ini dirancang untuk memantau kondisi otot *biceps brachii* pengemudi mobil secara *real-time*. Perangkat Shimmer EMG digunakan untuk merekam sinyal EMG dari permukaan kulit, yang kemudian diolah melalui beberapa tahap: pra-pemrosesan, *filtering* menggunakan *bandpass filter* (10–200 Hz) untuk mengurangi *noise* sesuai rentang EMG signal, ekstraksi fitur RMS, dan analisis *RMS Slope* sebagai parameter klasifikasi. Sistem diimplementasikan dalam perangkat lunak berbasis MATLAB yang tidak hanya memproses data tetapi juga menampilkan indikator kondisi otot. Simulasi mengemudi dilakukan menggunakan perangkat simulator PXN V900, yang mampu mereplikasi kondisi jalan raya dengan akurasi tinggi, sehingga valid untuk menguji sistem dalam skenario laboratorium yang menyerupai keadaan nyata.

Selanjutnya, pengumpulan data dilakukan terhadap lima subjek pria berusia 21–22 tahun. Subjek diminta untuk menjalani simulasi mengemudi selama 105 menit menggunakan simulator PXN V900 yang dapat dilihat pada Gambar 4 dan contoh simulasi mengemudi yang dapat dilihat pada Gambar 5, dengan data sinyal EMG direkam di *sampling rate* 1000 Hz. Selama pengumpulan data, sensor Shimmer EMG dipasang pada otot *biceps brachii* menggunakan elektroda permukaan. Selain pengumpulan data sinyal EMG, subjek juga diminta menjawab kuisisioner *Swedish Occupational Fatigue Inventory* (SOFI) dan *Multidimensional Fatigue Inventory* (MFI) pada interval 15 menit. Hasil kuisisioner digunakan sebagai dasar pelabelan *dataset* menjadi kondisi “lelah” dan “tidak lelah”. Metode ini sesuai dengan Tsai et al. (2020) yang menegaskan bahwa kuisisioner lebih akurat dalam merepresentasikan persepsi subjektif kelelahan dibandingkan metode berbasis observasi perilaku atau durasi percobaan semata.

Tahap pemrosesan data dilakukan secara berurutan. Sinyal EMG mentah difilter untuk mengurangi gangguan, kemudian dibagi dalam jendela berukuran 1 detik. Pemilihan window size ini bertujuan menyeimbangkan kebutuhan latensi rendah untuk pemantauan *real-time* dengan kestabilan perhitungan RMS. Selanjutnya, nilai RMS diekstraksi dari tiap jendela, lalu dianalisis melalui *RMS Slope* untuk mendeteksi perubahan amplitudo

yang mencerminkan akumulasi kelelahan otot. Data hasil pemrosesan disimpan dalam format *.mat* untuk memudahkan analisis lebih lanjut, termasuk evaluasi waktu komputasi sistem. Diagram alir pengumpulan data ditunjukkan pada Gambar 6.



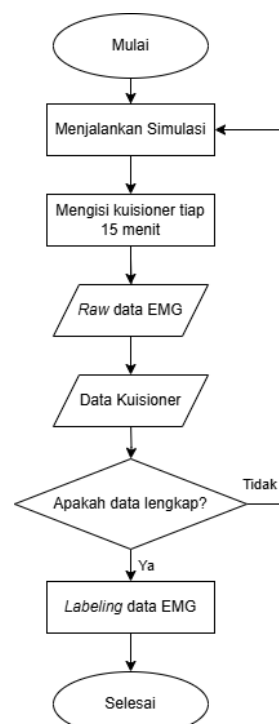
Gambar 4. Simulator PXN V900

Sumber : (Shenzhen PXN Electronic Technology Co., Ltd., 2020)



Gambar 5. Contoh Simulasi Mengemudi

Dengan rancangan ini, sistem yang diusulkan berfungsi sebagai komponen tambahan (*complementary layer*) dalam mendukung deteksi kelelahan pengemudi. Fokus pada kelelahan otot lokal, khususnya *biceps brachii*, memberikan kontribusi baru terhadap aspek keselamatan berkendara yang sebelumnya lebih banyak menekankan pada deteksi kantuk atau stres.

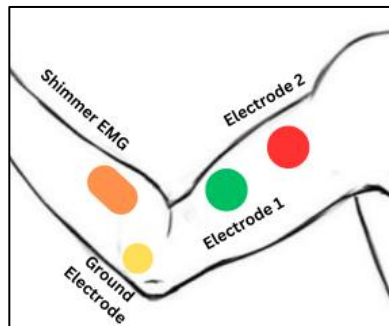


Gambar 6. Diagram Alir Pengumpulan Data

4. PERANCANGAN DAN IMPLEMENTASI

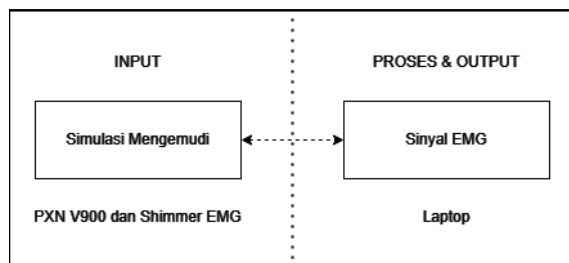
4.1. Perancangan Sistem

Pada tahap perancangan, sensor Shimmer EMG dipasang pada lengan kanan subjek di area dekat siku. Elektroda 1 dan 2 ditempatkan pada dua titik berbeda pada otot *biceps brachii*, yaitu bagian *proksimal* (atas) dan *distal* (bawah), untuk memperoleh data sinyal yang representatif terkait aktivitas otot saat mengemudi. Sementara itu, elektroda *ground* dipasang pada bagian siku sebagai titik referensi. Skema peletakan sensor Shimmer EMG ditunjukkan pada Gambar 7.



Gambar 7. Perancangan Peletakan Shimmer EMG

Selanjutnya, dilakukan perancangan perangkat keras yang meliputi hubungan antara input, proses, dan output yang dapat dilihat pada Gambar 8.

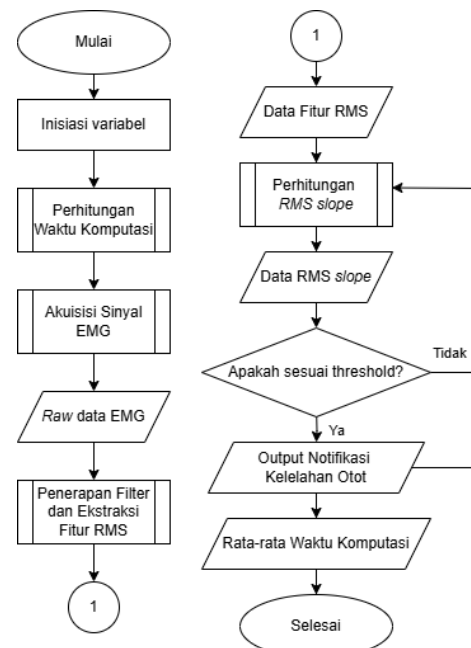


Gambar 8. Diagram Blok Perancangan Perangkat Keras

Perangkat keras yang digunakan dalam penelitian ini mencakup unit sensor Shimmer EMG, simulator mengemudi PXN V900, dan komputer untuk pemrosesan data dan menampilkan keluaran. Shimmer EMG berfungsi sebagai alat pengukur sinyal EMG dan memiliki kemampuan untuk merekam sinyal dengan frekuensi sampling hingga 1024 Hz. Data dari Shimmer EMG dikirimkan ke komputer melalui koneksi *Bluetooth* untuk meminimalkan penggunaan kabel yang dapat mengganggu pergerakan subjek selama simulasi. Simulator PXN V900 digunakan untuk mensimulasikan kondisi mengemudi nyata, termasuk jalan lurus, tikungan, dan berbagai skenario lalu lintas lainnya. Semua perangkat keras dirancang untuk bekerja secara terintegrasi dan memastikan bahwa data yang dikumpulkan relevan dengan aktivitas mengemudi.

Pada perangkat lunak, sistem ini menggunakan metode *RMS Slope* untuk mendeteksi kelelahan otot pengemudi. Proses dimulai dengan inisialisasi variabel program, diikuti tahap penyaringan sinyal (*bandpass* 10–200 Hz) untuk mengurangi *noise* sesuai rentang EMG signal. Selanjutnya, nilai RMS dihitung untuk setiap jendela berukuran 1 detik, dengan pertimbangan bahwa ukuran ini memberikan keseimbangan antara latensi rendah untuk deteksi *real-time* dan kestabilan estimasi RMS. *RMS Slope* kemudian dihitung berdasarkan selisih nilai RMS antar jendela. Ambang *RMS Slope* (T) diturunkan dari distribusi nilai pada segmen tidak lelah (label kuesioner) sesuai Persamaan (3), dimana μ_{NL} dan σ_{NL} masing-masing adalah rerata dan simpangan baku *RMS Slope* pada kondisi tidak lelah. Pada data ini, *RMS Slope T* berada pada rentang 0,015–0,030 (mV/s) antarsubjek. Segmen dengan *RMS Slope* $\geq T$ diklasifikasikan “Lelah”. Proses ini berjalan terus-menerus selama simulasi. Skema perangkat lunak ditunjukkan pada Gambar 9.

$$T = \mu_{NL} + 2\sigma_{NL} \quad (3)$$



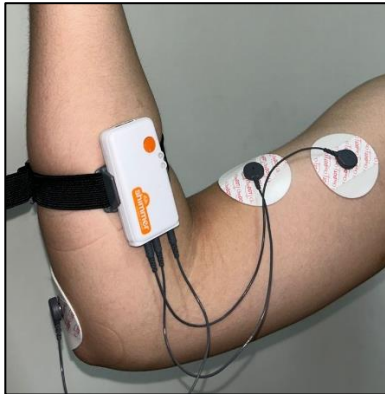
Gambar 9. Flowchart Perancangan Perangkat Lunak Sistem Utama

4.2. Implementasi Sistem

Implementasi sistem ini menunjukkan hasil dari penerapan rancangan yang telah dibuat sebelumnya. Beberapa elemen penting dalam implementasi tersebut mencakup implementasi peletakan Shimmer EMG, implementasi perangkat keras, dan implementasi perangkat lunak.

Rincian peletakan ini dapat dilihat pada Gambar 10. Implementasi peletakan Shimmer EMG melibatkan penempatan elektroda 1 dan 2 yang terhubung dengan perangkat Shimmer EMG yang

dipasang pada dua titik berbeda di otot *biceps*, yaitu di bagian ujung bawah dan ujung atas otot tersebut.



Gambar 10. Implementasi Peletakan Shimmer EMG

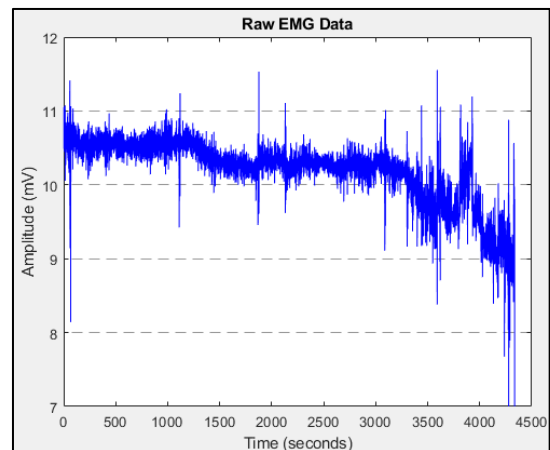
Tujuan dari penempatan elektroda ini adalah untuk menangkap aktivitas otot yang relevan, terutama yang terkait dengan gerakan pengendalian setir dan pedal selama simulasi. Sementara itu, elektroda *ground* dipasang pada siku untuk memberikan referensi yang stabil dalam pengukuran sinyal serta mengurangi gangguan atau *noise*. Posisi sensor dirancang agar tidak menghalangi pergerakan alami pengemudi, sehingga subjek dapat menjalankan simulasi dengan nyaman dan mendapatkan sinyal EMG yang representatif untuk analisis lebih lanjut.



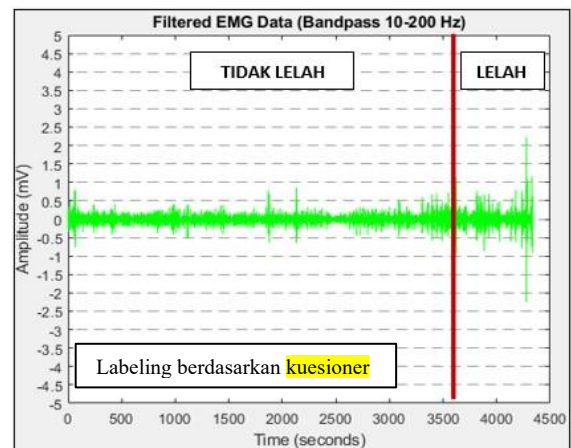
Gambar 11. Implementasi Perangkat Keras

Hasil implementasi perangkat keras dalam sistem ini dapat dilihat pada Gambar 11. Sistem ini terdiri dari beberapa komponen, seperti PXN V900, Shimmer EMG, dan Laptop Acer Nitro 5. Nomor 1 merupakan PXN V900 yang merupakan simulator kemudi yang digunakan sebagai antarmuka antara sistem deteksi dan perangkat pengemudi, yang memungkinkan simulasi mengemudi yang lebih realistis. Shimmer EMG pada nomor 2, digunakan

untuk merekam sinyal EMG dari otot *biceps* pengemudi, yang kemudian diproses untuk menghitung RMS Slope sebagai indikator kelelahan otot. Terakhir di nomor 3, Laptop Acer Nitro 5 yang berfungsi sebagai perangkat utama untuk memproses data, menjalankan perangkat lunak seperti MATLAB dan RealTerm untuk analisis sinyal dan komunikasi dengan sensor Shimmer EMG, serta untuk visualisasi hasil yang diperoleh selama simulasi.



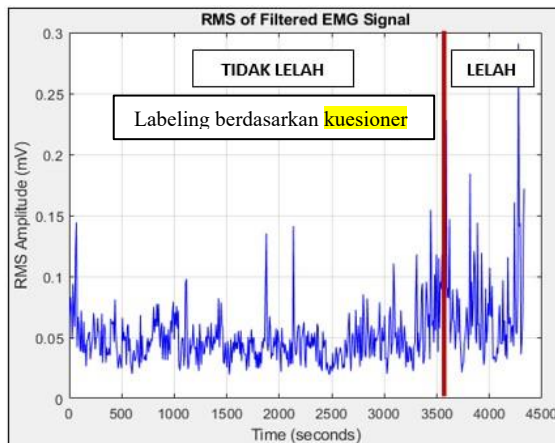
Gambar 12. Grafik Contoh Sinyal EMG Mentah



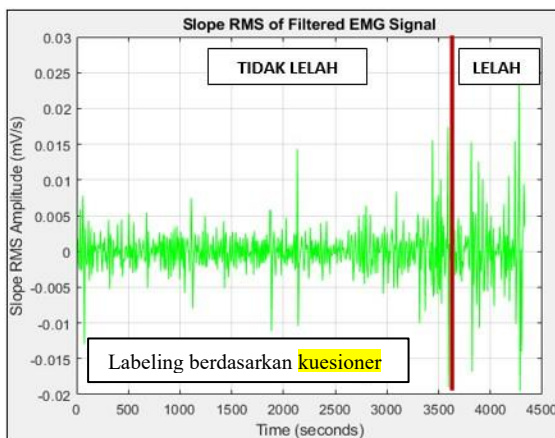
Gambar 13. Contoh Perbedaan Lelah dan Tidak Lelah pada Filtered Sinyal EMG

Pada implementasi perangkat lunak, perangkat Shimmer dikonfigurasi dengan *port* komunikasi dan parameter seperti *sampling rate* serta durasi. Data sinyal EMG mentah disimpan dalam *file* CSV, array sementara untuk data diinisialisasi. Grafik dari contoh data sinyal EMG mentah dapat dilihat pada Gambar 12. Bandpass filter diterapkan untuk menghilangkan *noise* dengan frekuensi 10-200 Hz, grafik data yang sudah difilter dapat dilihat pada Gambar 13. Parameter RMS serta RMS *slope* disiapkan dengan ukuran jendela 1 detik. Setelah perangkat Shimmer terhubung, program mulai streaming data dan menampilkan dua grafik: satu untuk nilai RMS EMG yang telah difilter yang dapat dilihat pada Gambar 14 dan satu lagi untuk RMS *slope* yang dapat dilihat pada Gambar 15. Selama loop utama, data EMG

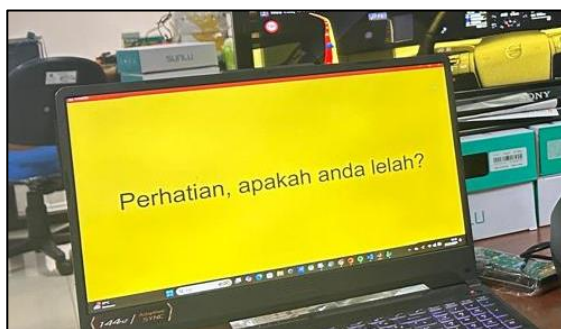
diperoleh, difilter, dan dihitung RMS-nya. RMS *slope* dihitung berdasarkan perbedaan nilai RMS antara dua jendela berturut-turut. Jika nilai RMS *slope* memenuhi kriteria, program menampilkan peringatan yang dapat dilihat pada Gambar 16. Semua data dan waktu komputasi disimpan, dan setelah loop selesai, rata-rata waktu komputasi dihitung dan *file* CSV ditutup, sementara data disimpan dalam format *.mat* untuk analisis lanjutan.



Gambar 14. Contoh Perbedaan Lelah dan Tidak Lelah pada Data RMS ditandai dengan garis merah



Gambar 15. Contoh Perbedaan Lelah dan Tidak Lelah pada *Slope* RMS ditandai dengan garis merah



Gambar 16. Notifikasi Peringatan Kelelahan

5. HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil kesesuaian pembacaan sensor Shimmer EMG bertujuan untuk membandingkan pembacaan sinyal EMG dari perangkat dengan referensi yang mengacu pada spesifikasi perangkat, yaitu di rentang 0 hingga 800 mV (Shimmer, 2024). Pengujian dilakukan guna mengetahui tingkat kesesuaian perangkat dalam menangkap sinyal EMG yang diperlukan untuk deteksi kelelahan otot pada pengemudi.

Tabel 1. Hasil Kesesuaian Pembacaan Sensor Shimmer EMG

Subjek	Hasil Pembacaan Sensor (mV)	Nilai Acuan (mV)	Keterangan
1	0,044-12,957	0-800	Sesuai
2	1,881-12,163	0-800	Sesuai
3	0,348-10,326	0-800	Sesuai
4	1,087-12,728	0-800	Sesuai
5	1,251-10,696	0-800	Sesuai

Data yang diperoleh dari lima subjek yang melakukan simulasi mengemudi pada Tabel 1 menunjukkan bahwa nilai keluaran sensor tetap berada dalam rentang yang telah ditentukan, yaitu antara 0 hingga 800 mV. Berdasarkan hasil tersebut, dapat disimpulkan bahwa sensor Shimmer EMG memiliki akurasi pembacaan yang baik.

Kedua, hasil akurasi deteksi kelelahan otot dilakukan untuk mengevaluasi sejauh mana sistem yang dirancang dapat secara akurat mendeteksi tingkat kelelahan otot berdasarkan sinyal EMG yang diolah menggunakan metode RMS *slope*. Dokumentasi saat dilakukan pengujian dapat dilihat pada Gambar 17.



Gambar 17. Proses Pengujian Sistem

Tabel 2 menampilkan hasil akurasi. Dari tabel tersebut, terlihat di mana hasil deteksi sistem tidak akurat dibandingkan dengan hasil sebenarnya pada semua subjek. Subjek 4 dan 5 yang mempunyai kesalahan paling banyak, yaitu masing-masing memiliki dua kesalahan. Kesalahan dalam hasil uji, dominan disebabkan oleh *noise* dari pengemudi yang

bergerak cepat dan secara mendadak yang menimbulkan lonjakan pada RMS *slope*. Karena RMS *Slope* melonjak bukan karena adanya kelelahan otot, maka ada ketidaksesuaian pada hasil sistem dan hasil kuesioner yang menyebabkan akurasi menurun.

Tabel 2. Hasil Akurasi Deteksi Kelelahan Otot

Sub jek	Waktu (Menit)	Hasil Sistem	Hasil Kuesioner	Ketera ngan
1	0 - 15	Normal	Normal	Sesuai
	16 - 30	Normal	Normal	Sesuai
	31 - 45	Normal	Normal	Sesuai
	46 - 60	Lelah	Normal	Tidak
	61 - 75	Lelah	Lelah	Sesuai
2	0 - 15	Normal	Normal	Sesuai
	16 - 30	Lelah	Normal	Tidak
	31 - 45	Normal	Normal	Sesuai
	46 - 60	Normal	Normal	Sesuai
	61 - 75	Normal	Normal	Sesuai
3	76 - 90	Lelah	Lelah	Sesuai
	90-105	Lelah	Lelah	Sesuai
	0 - 15	Normal	Normal	Sesuai
	16 - 30	Normal	Normal	Sesuai
	31 - 45	Normal	Normal	Sesuai
4	46 - 60	Lelah	Normal	Tidak
	61 - 75	Lelah	Lelah	Sesuai
	76 - 90	Lelah	Lelah	Sesuai
	0 - 15	Normal	Normal	Sesuai
	16 - 30	Lelah	Normal	Tidak
5	31 - 45	Lelah	Normal	Tidak
	46 - 60	Normal	Normal	Sesuai
	61 - 75	Lelah	Lelah	Sesuai
	0 - 15	Normal	Normal	Sesuai
	16 - 30	Lelah	Normal	Tidak
	31 - 45	Normal	Normal	Sesuai
	46 - 60	Lelah	Normal	Tidak
	61 - 75	Lelah	Lelah	Sesuai

Berdasarkan data yang ada pada Tabel 2, tingkat akurasi dapat dihitung dengan Persamaan (4) berikut:

$$Akurasi = \frac{Betul}{Total} \times 100\% \quad (4)$$

$$Akurasi = \frac{21}{28} \times 100\% = 75\%$$

Terakhir, pengujian waktu komputasi deteksi kelelahan otot bertujuan untuk mengukur seberapa cepat sistem dapat memproses akuisisi sinyal mentah

EMG, ekstraksi fitur RMS, perhitungan RMS *slope* hingga output notifikasi kelelahan otot yang akan dihitung dengan *window size* satu detik.

Tabel 3. Hasil Pengujian Waktu Komputasi Deteksi Kelelahan Otot

Subjek	Waktu Komputasi (Detik)
1	0,071
2	0,081
3	0,090
4	0,073
5	0,084
Rata-rata	0,080

Berdasarkan pengukuran waktu komputasi untuk proses akuisisi sinyal EMG, ekstraksi fitur RMS, perhitungan RMS *slope*, dan output notifikasi kelelahan otot dengan *window size* satu detik, rata-rata waktu komputasi adalah 0,080 detik. Waktu tercepat tercatat pada subjek ke-1, yaitu 0,071 detik, sementara waktu terlama pada subjek ke-3, yaitu 0,090 detik. Waktu komputasi ini sangat baik karena jauh lebih cepat dari ukuran *window size*, memastikan tidak ada *delay* dalam deteksi kelelahan otot dan menunjukkan bahwa sistem ini cocok untuk aplikasi *real-time*.

Keterbatasan penelitian ini terbatas pada pengemudi mobil, lima subjek pria usia 21–22 tahun, satu otot target (*biceps brachii*), serta lingkungan simulator. Generalisasi ke pengendara motor, kelompok usia/jenis kelamin lain, atau beban kerja ergonomi berbeda memerlukan validasi lanjutan. Selain itu, artefak gerak dapat menaikkan RMS *Slope* sehingga mitigasi dapat dilakukan dengan peningkatan fusi sensor pada studi kedepannya.

6. KESIMPULAN DAN SARAN

Berdasarkan hasil penelitian, sistem deteksi kelelahan otot pengemudi dengan metode RMS *Slope* pada sinyal EMG dari sensor Shimmer EMG menunjukkan performa yang menjanjikan. Pengujian pada lima subjek selama simulasi mengemudi memperlihatkan bahwa sensor konsisten menghasilkan sinyal dalam rentang spesifikasi (0–800 mV), sehingga reliabel dalam perekaman data. Ekstraksi fitur berbasis RMS dan klasifikasi menggunakan RMS *Slope* mampu mendeteksi kelelahan otot dengan tingkat akurasi 75%. Meskipun belum maksimal, capaian ini mengindikasikan potensi metode dalam mengidentifikasi tanda-tanda kelelahan otot. Selain itu, uji waktu komputasi menunjukkan rata-rata 0,080 detik per jendela (*window size* 1 detik), dengan rentang 0,071–0,090 detik. Hasil ini membuktikan bahwa sistem dapat berjalan tanpa jeda berarti dan layak diterapkan pada pemantauan *real-time*.

Penelitian dapat dikembangkan melalui beberapa arah. Pertama, uji coba pada populasi yang

lebih luas dan beragam, melibatkan variasi usia, jenis kelamin, serta kondisi fisik, diperlukan untuk meningkatkan validitas eksternal sistem. Kedua, untuk memperluas kegunaan, sistem dapat diintegrasikan dengan aplikasi berbasis *mobile* atau *platform web* sehingga peringatan maupun analisis kelelahan dapat diakses secara langsung oleh pengemudi maupun pihak terkait. Ketiga, mengingat akurasi deteksi masih terbatas, pemanfaatan algoritma *machine learning* berpotensi menghasilkan model klasifikasi yang lebih kompleks dan adaptif dibandingkan metode *RMS Slope* konvensional. Dengan langkah-langkah pengembangan tersebut, sistem ini diharapkan semakin optimal dalam mendeteksi kelelahan otot pengemudi dan berkontribusi nyata terhadap peningkatan keselamatan berkendara di jalan raya.

DAFTAR PUSTAKA

- ADYTAMA, S. DAN MULIAWAN, P. 2020. 'Kelelahan Kerja dan Determinan pada Pengemudi Minibus Antar Provinsi Jawa-Bali Tahun 2019'. *Arc. Com. Health*, 7(2), pp.107-118.
- AL-MEKHLAFI, A.A., ISHA, A.S.N. DAN NAJI, G.M.A. 2020. 'The Relationship Between Fatigue and Driving Performance: A Review and Directions for Future Research'. *Journal of Critical Reviews*, 7(14), pp.1-10.
- AZLI, M.A., MUSTAFA, M., ABDUBRANI, R., HADI, A.A., SYED AHMAD, S.N.A. DAN ZAHARI, Z.L. 2019. 'Electromyograph (EMG) Signal Analysis to Predict Muscle Fatigue During Driving'. *Proceedings of the 10th National Technical Seminar on Underwater System Technology 2018*, pp.405-420.
- BADAN PUSAT STATISTIK INDONESIA. 2023a. 'Jumlah Kecelakaan, Korban Mati, Luka Berat, Luka Ringan, dan Kerugian Materi, 2021-2022'. Tersedia di: <https://www.bps.go.id/id/statistics-table/2/NTEzIzI=/jumlah-kecelakaan--korban-mati--luka-berat--luka-ringan--dan-kerugian-materi.html> [Diakses 9 Desember 2024].
- BADAN PUSAT STATISTIK INDONESIA. 2023b. 'Perkembangan Jumlah Kendaraan Bermotor Menurut Jenis (Unit), 2021-2022'. Tersedia di: <https://www.bps.go.id/id/statistics-table/2/NTcjMg==/perkembangan-jumlah-kendaraan-bermotor-menurut-jenis-unit-.html> [Diakses 9 Desember 2024].
- BRUNO, M. 2023. 'Analisi delle prestazioni muscolari negli scalatori: resistenza e fatica mioelettrica valutate tramite HD-sEMG in atleti di livello intermedio e avanzato'. *Master's Thesis*, pp. 40-55.
- EBIED, A., AWADALLAH, A.M., ABBASS, M.A. DAN EL-SHARKAWY, Y. 2020. 'Upper limb muscle fatigue analysis using multi-channel surface EMG'. *2nd Novel Intelligent and Leading Emerging Sciences Conference (NILES)*, pp. 423-427.
- FATHIMA, S.P., JOJO, D., GAYATHRI, A.V. DAN SIDHARTH, V.G. 2020. 'Fatigue Analysis of Biceps Brachii Muscle Using sEMG Signal'. *Proceedings of CISCON2020*, pp.1-5.
- GAROUCHE, M. DAN THAMSUWAN, O. 2023. 'Development of a Low-Cost Portable EMG for Measuring the Muscular Activity of Workers in the Field'. *Sensors*, 23(7), pp.7873-7890.
- KUNDU, B. DAN NAIDU, D.S. 2021. 'Classification and Feature Extraction of Different Hand Movements from EMG Signal using Machine Learning based Algorithms'. *Proceedings of the 3rd International Conference on Electrical, Communication and Computer Engineering (ICECCE)*, pp.1-5.
- MARSON, R.A., DE SOUSA, N.M.F., SCOZ, R.D., MENDES, J.J.B., FERREIRA, L.M.A., DE MELO, M.A.A., BALDISSERA, V., FREITAS, L.F. DAN AMORIM, C.F. 2023. 'Different smoothing window lengths can estimate the neuromuscular fatigue threshold at the same intensity of the lactate threshold during the leg press exercise'. *The Open Sports Sciences Journal*, pp. 16.
- RAHARJO, A.B., FATKHURROZI, B. DAN NAWAWI, I. 2020. 'Analisis Sinyal Electromyography (EMG) pada Otot Biceps Brachii untuk Mendeteksi Kelelahan Otot dengan Metode Median Frekuensi'. *THETA OMEGA: Journal of Electrical Engineering, Computer and Information Technology*, 1(1), pp.1-7.
- SHIMMER Sensing. 2024. Shimmer3 EMG User Guide / Specifications. Dublin: Shimmer Sensing.
- SUMATHIPALA, S., ERANDA, S., WEERASINGHE, D., GUNASEKARA, T. DAN JAYAKODY, M. 2020. 'Drowsiness Detection and Alert System for Motorcyclist Safety'. In: *20th International Conference on Advances in ICT for Emerging Regions (ICTer)*, pp.101-106.
- SYAMSUL, M.A. DAN RAHMANSYAH, S.F. 2023. 'Faktor yang mempengaruhi kelelahan kerja pada sopir rental antar kabupaten Morowali Utara ke Kota Makassar'. *OHSE Media*, 7(2), pp. 23-28.
- TSAI, Y.-C., LAI, P.-W., HUANG, P.-W., LIN, T.-M. DAN WU, B.-F. 2020. 'Vision-Based Instant Measurement System for Driver Fatigue Monitoring'. *IEEE Access*, 8, pp. 67342-67353.
- TOLEDO-PÉREZ, D.C., RODRÍGUEZ-RESÉNDIZ, J., GÓMEZ-LOENZO, R.A. DAN JAUREGUI-CORREA, J.C. 2019.

'Support vector machine-based EMG signal classification techniques: A review'. *Applied Sciences*, 9(20), p.4402.

WANG, S., TANG, H., WANG, B. DAN MO, J. 2023. 'A Novel Approach to Detecting Muscle

Fatigue Based on sEMG by Using Neural Architecture Search Framework'. *IEEE Transactions on Neural Networks and Learning Systems*, 34(8), pp.3212-3223.