

ID: 11

Purwarupa EMG Untuk Kuantisasi Aktivitas Otot *Quadriceps*

EMG-Based Prototype For Quantification Of Quadriceps Muscle Activation

Indriani Rosdianti¹, Dodi Zulherman², Mas Aly Afandi³

^{1, 2} Program Studi S1 Teknik Biomedis Kampus Banyumas, Universitas Telkom

³ Program Studi S1 Teknik Telekomunikasi Kampus Banyumas, Universitas Telkom
Jl. D.I. Panjaitan No.128, Purwokerto, Jawa Tengah
(0281) 641629

indrianirosdianti@student.telkomuniversity.ac.id¹, zulherman@telkomuniversity.ac.id²,
alyafandi@telkomuniversity.ac.id³

Abstrak – Kelelahan otot quadriceps merupakan salah satu faktor yang dapat menurunkan performa gerak dan meningkatkan risiko cedera. Penelitian ini bertujuan untuk merancang dan menguji alat ukur aktivitas otot quadriceps berbasis sinyal elektromiografi untuk membedakan kondisi kontraksi dan relaksasi otot. Sistem yang dikembangkan menggunakan sensor elektromiografi permukaan yang terhubung dengan mikrokontroler ESP32 dan diprogram melalui Arduino IDE. Data sinyal direkam dan diolah menggunakan metode root mean square untuk memperoleh nilai amplitudo yang merepresentasikan aktivitas otot. Pengujian telah dilakukan pada satu subjek perempuan berusia 22 tahun yang tidak memiliki riwayat cedera otot atau gangguan saraf. Subjek diminta melakukan dua kondisi, yaitu berdiri diam sebagai fase relaksasi dan jongkok sebagai fase kontraksi, masing-masing direkam sebanyak 30 kali. Hasil penelitian menunjukkan bahwa amplitudo sinyal pada kondisi kontraksi berada pada kisaran 597,58–670,44 mV, sedangkan pada kondisi relaksasi berada pada kisaran 260,22–321,16 mV. Hasil ini menunjukkan bahwa sistem mampu mendeteksi perbedaan aktivitas otot secara jelas dan berfungsi stabil. Alat yang dirancang memiliki potensi untuk digunakan sebagai sistem pemantauan aktivitas dan kelelahan otot quadriceps secara real-time.

Kata Kunci: elektromiografi, quadriceps, kontraksi, relaksasi, aktivitas otot.

Abstract – Quadriceps muscle fatigue is one of the factors that can reduce movement performance and increase the risk of injury. This study aimed to design and test a quadriceps muscle activity measurement device based on electromyography signals to distinguish between contraction and relaxation conditions. The developed system used a surface electromyography sensor connected to an ESP32 microcontroller programmed through the Arduino IDE. The signal data were recorded and processed using the root mean square method to obtain amplitude values representing muscle activity. The testing was conducted on a 22-year-old healthy female subject with no history of muscle injury or neurological disorders. The subject performed two static conditions: standing still as the relaxation phase and squatting as the contraction phase, each recorded 30 times. The results show that the signal amplitude during contraction ranged from 597.58 to 670.44 mV, while during relaxation it ranged from 260.22 to 321.16 mV. These findings indicate that the system can clearly detect differences in muscle activity and operates stably. The designed device has potential for use as a real-time monitoring system for quadriceps muscle activity and fatigue.

Keywords: electromyography, quadriceps, contraction, relaxation, muscle activity



1. Pendahuluan

Perkembangan teknologi di bidang rehabilitasi medik semakin pesat, terutama dalam pemanfaatan teknologi *wearable* untuk mendukung proses terapi fisik. Salah satu bidang yang mendapat perhatian luas adalah penggunaan sinyal elektromiografi (EMG) untuk memonitor aktivitas otot secara *real-time*. Kelelahan otot adalah suatu kondisi di mana kemampuan otot untuk bekerja menurun dari waktu ke waktu. Gejala ini merupakan kondisi kesehatan umum yang tidak spesifik dan dialami oleh banyak orang serta dikaitkan dengan berbagai kondisi kesehatan. Kelelahan sering terjadi setelah melakukan aktivitas berat atau olahraga. Saat mengalami kelelahan, kekuatan di balik otot gerakan berkurang, sehingga menghasilkan gejala neuromuskuler di mana otot gagal mempertahankan kekuatan yang dibutuhkan atau diharapkan [1].

Kelelahan otot paha, khususnya otot *quadriceps*, merupakan fenomena yang umum terjadi pada atlet maupun pekerja aktif dan memiliki dampak signifikan terhadap performa dan risiko cedera. Studi pada atlet sepak bola yang menjalani rekonstruksi ligamen anterior *cruciatum* (ACL) menunjukkan bahwa kelelahan otot *quadriceps* dapat mencapai sekitar 19,6% pada anggota tubuh yang mengalami cedera dan 29,0% pada anggota tubuh yang tidak cedera, yang diukur menggunakan *Biodex isokinetic dynamometer* [2]. Selain itu, wanita cenderung mengalami kelelahan otot *quadriceps* lebih cepat dibanding pria, terutama pada otot *rectus femoris*, yang berkontribusi pada peningkatan risiko cedera lutut [3].

Pada otot *quadriceps*, yang terdiri dari otot *rectus femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), dan *vastus medialis* (VM), kelelahan dapat berpengaruh pada fungsi motorik dan stabilitas sendi lutut. Oleh karena itu, penilaian yang objektif terhadap tingkat kelelahan otot menjadi sangat penting dalam proses rehabilitasi dan terapi fisik [4]. Otot *quadriceps* memainkan peran vital dalam gerakan dasar tubuh seperti berjalan, duduk, dan berdiri [5]. Kelelahan otot *quadriceps* dapat mempengaruhi pola aktivasi otot dan kinerja selama aktivitas menahan beban, yang berpotensi meningkatkan risiko cedera [6]. Salah satu modalitas terapi yang dapat membantu proses pemulihan otot adalah terapi panas melalui alat seperti *knee pad*. Terapi panas bekerja dengan cara meningkatkan aliran darah ke jaringan otot, mempercepat proses metabolisme sel, mengurangi spasme, dan meningkatkan elastisitas otot.

Kajian literatur menunjukkan bahwa sejumlah penelitian telah mengembangkan sistem pemantauan kelelahan otot berbasis elektromiografi. Franco et al. (2024) merancang sistem *biofeedback* menggunakan sensor elektromiografi dan sensor inersia untuk memantau aktivitas otot *quadriceps*, sedangkan Asmar (2020) mengembangkan knee brace dengan sensor elektromiografi untuk mendeteksi kelelahan *vastus lateralis* secara *real-time*. Kim et al. (2018) mengusulkan metode evaluasi kelelahan otot berdasarkan *zero-crossing rate* dan *amplitude of muscle tension*, sedangkan Yuliansyah (2017) mengombinasikan sinyal elektromiografi dengan sensor gaya pada gerakan lutut. Meskipun demikian, sebagian besar penelitian tersebut masih terbatas pada pemantauan sinyal tanpa integrasi langsung dengan modalitas terapi. Dengan demikian, terdapat peluang untuk mengembangkan perangkat *wearable* yang tidak hanya memantau kelelahan otot, tetapi juga mendukung intervensi terapi.

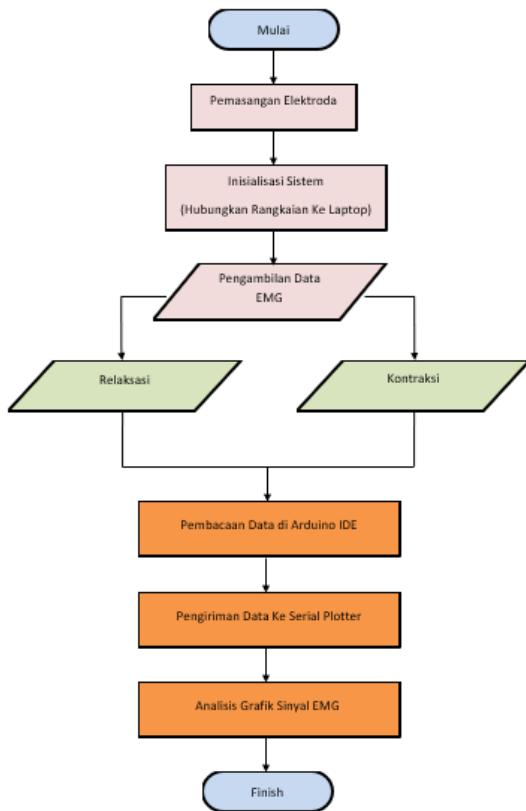
Kebaruan dari penelitian ini terletak pada integrasi sistem pemantauan kelelahan otot berbasis elektromiografi dengan *knee pad* berfitur terapi panas. Alat ini dirancang untuk memberikan data objektif terkait kondisi otot *quadriceps*, sekaligus menawarkan intervensi sederhana berupa terapi panas yang diketahui dapat meningkatkan sirkulasi darah, mengurangi spasme, dan mempercepat pemulihan otot. Dengan pendekatan ini, perangkat yang dikembangkan berpotensi mendukung proses rehabilitasi secara lebih efektif, efisien, dan praktis dibandingkan penelitian sebelumnya.

Rumusan masalah yang menjadi dasar penelitian ini adalah bagaimana merancang alat ukur kelelahan otot *quadriceps* berbasis elektromiografi yang mampu memberikan hasil pengukuran

secara *real-time*, serta bagaimana mengintegrasikan *knee pad* berfitur terapi panas sebagai umpan balik dalam proses rehabilitasi. Tujuan penelitian adalah merancang dan mengembangkan prototipe *knee pad* berbasis elektromiografi untuk memantau kelelahan otot *quadriceps* serta menguji fungsionalitas sistem dalam mendukung terapi fisik. Dengan adanya sistem ini, pasien maupun tenaga medis diharapkan dapat memantau kondisi otot secara lebih akurat, sehingga intensitas terapi maupun latihan dapat disesuaikan dengan kebutuhan individu.

2. Metode Penelitian

Proses pengujian dimulai dengan pemasangan elektroda pada otot *Rectus Femoris* dan dilanjutkan dengan inisialisasi sistem dengan menghubungkan rangkaian sensor EMG ke mikrokontroler serta laptop. Setelah sistem siap, dilakukan pengambilan data EMG pada dua kondisi, yaitu fase relaksasi saat subjek berdiri tegak dan fase kontraksi saat subjek melakukan gerakan jongkok. Data hasil perekaman dari kedua kondisi tersebut dibaca melalui *Arduino IDE*, kemudian dikirim ke *Serial Plotter* untuk ditampilkan dalam bentuk grafik sinyal EMG. Hasil grafik ini digunakan untuk menganalisis perbedaan aktivitas otot antara kondisi kontraksi dan relaksasi serta memastikan sensor mampu merekam sinyal secara akurat.



Gambar 2.1 Diagram alir Pengambilan Data EMG

Pada penelitian ini dilakukan beberapa pengujian untuk memastikan sistem dapat merekam sinyal EMG dengan baik serta membedakan kondisi kontraksi dan relaksasi otot. Pengujian dilakukan pada satu orang subjek perempuan berusia 22 tahun yang tidak memiliki riwayat cedera otot, gangguan saraf, maupun penyakit kronis. Subjek berada dalam kondisi sehat dan tidak sedang mengalami kelelahan fisik saat proses pengambilan data dilakukan.

Selama proses pengujian, subjek diminta melakukan gerakan sederhana berupa jongkok dan berdiri untuk menimbulkan fase kontraksi dan relaksasi otot *quadriceps*. Semua data sinyal EMG direkam secara berurutan sebanyak 30 kali pengambilan data.

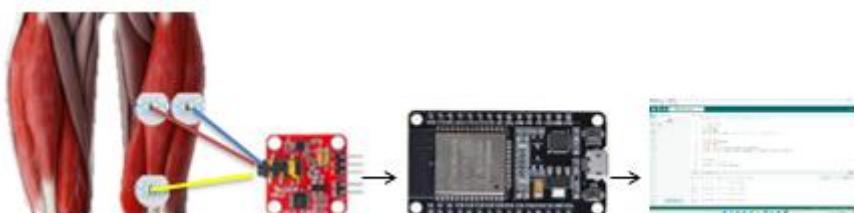
Perekaman sinyal EMG dilakukan dengan menempatkan tiga buah elektroda permukaan pada otot *Rectus Femoris* di paha depan. Dua elektroda aktif dipasang sejajar arah serat otot *Rectus Femoris*, yaitu di bagian tengah paha, dengan jarak antar elektroda sekitar 2–3 cm. Elektroda pertama diletakkan di bagian atas yang lebih dekat ke pangkal paha, sedangkan elektroda ketiga di bagian bawah yang lebih dekat ke lutut. Sementara itu, elektroda ground atau referensi ditempatkan pada tulang kering (*tibia*) di kaki yang sama karena area tersebut minim aktivitas otot sehingga dapat mengurangi gangguan noise. Sebelum pemasangan, kulit dibersihkan menggunakan alkohol untuk menurunkan impedansi, dan kabel sensor diamankan agar tidak bergeser selama proses pengambilan data.

Prosedur pengambilan data dilakukan dengan meminta subjek berdiri tegak dalam posisi diam untuk merekam sinyal EMG pada kondisi relaksasi, kemudian melakukan posisi jongkok dengan sudut lutut sekitar 90° dan menahannya selama beberapa detik untuk merekam kondisi kontraksi. Pada setiap posisi, sinyal dicatat secara kontinu hingga diperoleh total 30 data pengukuran. Selama proses berlangsung, subjek diminta tidak melakukan gerakan lain agar hasil sinyal stabil, dan seluruh data direkam menggunakan *Arduino IDE* pada bagian serial monitor dan serial plotter.

2.1. Perancangan Hardware

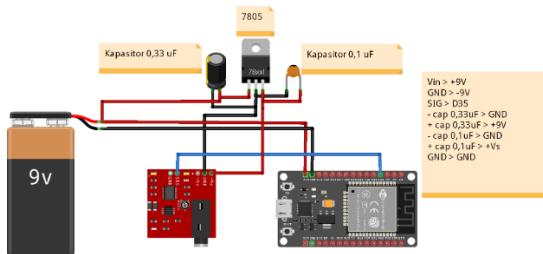
Pada diagram blok perancangan hardware pada alat ukur kelelahan otot *quadriceps* menggunakan *knee pad* berbasis EMG terdiri dari tiga bagian utama, yaitu input, proses, dan output. Pada bagian input, digunakan sensor EMG dan elektroda permukaan untuk mendeteksi aktivitas listrik otot *quadriceps*. Elektroda ini ditempelkan pada kulit di atas otot dan berfungsi sebagai penghubung antara sinyal bioelektrik tubuh dengan sensor EMG. Sinyal yang ditangkap kemudian diteruskan ke bagian proses, yaitu mikrokontroler ESP32. Mikrokontroler ini bertugas mengolah sinyal analog yang diterima dari sensor EMG melalui pin ADC (*Analog to Digital Converter*) agar dapat dianalisis lebih lanjut.

Agar sistem dapat bekerja secara portabel, ESP32 mendapat pasokan daya dari baterai. Setelah sinyal diproses oleh ESP32, data hasil konversi akan dikirimkan ke komputer melalui koneksi serial. Pada tahap **output**, sinyal elektromiografi yang telah dikonversi ditampilkan dalam bentuk grafik atau data numerik di komputer. Tampilan ini memungkinkan pengguna untuk memantau aktivitas otot *quadriceps* secara *real-time* dan melakukan analisis kelelahan otot berdasarkan perubahan pola sinyal. Dengan demikian, keseluruhan sistem ini mampu merekam, memproses, dan menampilkan sinyal EMG secara efisien dalam mendukung evaluasi terapi otot *quadriceps*.



Gambar 2.2 Diagram Blok Perancangan *Hardware*

2.2. Desain Sistem



Gambar 2.3 Desain Sistem

Tabel 2.1 Sambungan Pin Antar Rangkaian

No	Input	Output
1.	Vin	+9V
2.	GND	-9V
3.	SIG	D35
4.	-Kapasitor 0,33 μF	GND
5.	+ Kapasitor 0,33 μF	+9V
6.	-Kapasitor 0,1 μF	GND
7.	+ Kapasitor 0,1 μF	+Vs
8.	GND	GND

Rangkaian pada gambar 3.1 menunjukkan koneksi antara sensor EMG dengan mikrokontroler ESP32 yang didukung oleh catu daya eksternal 9V. Tegangan 9V dari baterai disalurkan ke regulator dan rangkaian *charge pump* untuk menghasilkan tegangan bipolar, yaitu +9V dan -9V, yang diperlukan oleh sensor EMG agar dapat berfungsi secara optimal.

Output +9V dihubungkan ke pin +Vs dan -9V ke pin -Vs pada sensor EMG, sedangkan pin GND disambungkan ke *ground* sebagai referensi tegangan sistem. Beberapa kapasitor digunakan untuk mendukung kerja rangkaian *charge pump* dan sebagai filter, yaitu kapasitor 0,33 μF dan 0,1 μF, yang masing-masing terhubung ke jalur tegangan dan *ground* untuk menstabilkan output daya. Sinyal keluaran dari sensor EMG (pin SIG) disambungkan ke pin D35 pada ESP32 agar data dapat dibaca dan diproses secara digital. Penyatuan jalur GND antar semua komponen memastikan sistem memiliki referensi tegangan yang sama, menjaga kestabilan sinyal, dan mencegah terjadinya gangguan pembacaan. Rangkaian ini dirancang agar sensor EMG dapat bekerja dengan baik dan sinyal hasil pembacaan dapat langsung diolah oleh ESP32.

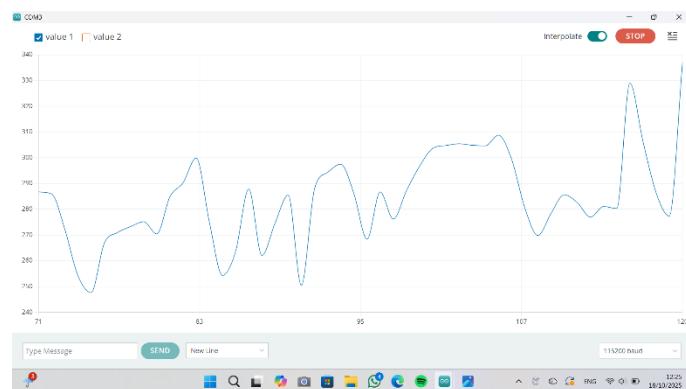
3. Hasil dan Pembahasan

3.1. Hasil Pengujian

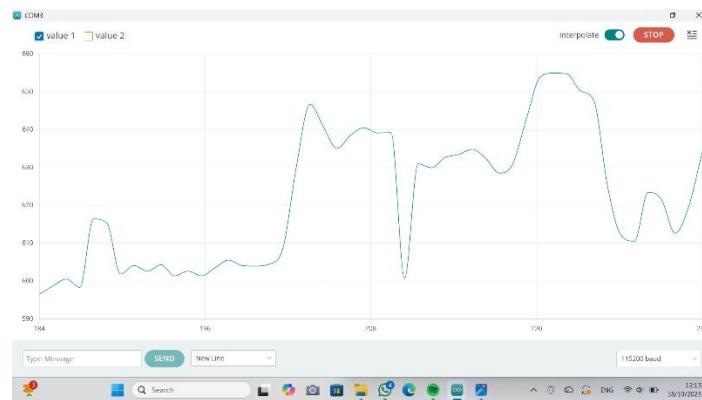
Tabel 3.1 Hasil Pengukuran EMG Pada Otot *Quadriceps*

Pengujian	Relaksasi (mV)	Kontraksi (mV)
1.	285.77	597.58
2.	283.70	625.15

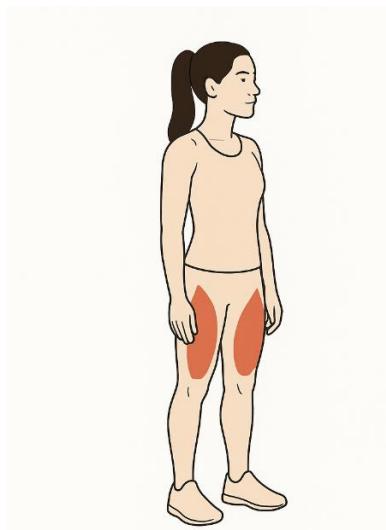
Pengujian	Relaksasi (mV)	Kontraksi (mV)
3.	282.89	640.24
4.	281.31	657.20
5.	277.84	657.52
6.	276.93	644.42
7.	278.22	649.91
8.	277.70	643.00
9.	277.37	645.00
10.	278.31	648.22
11.	276.61	653.10
12.	273.57	650.27
13.	272.18	649.50
14.	271.52	655.05
15.	264.64	644.34
16.	257.69	647.36
17.	264.64	637.90
18.	280.08	639.79
19.	260.22	607.24
20.	280.15	604.44
21.	275.73	602.86
22.	303.29	648.22
23.	312.11	651.47
24.	316.45	653.70
25.	317.84	641.59
26.	320.11	644.88
27.	321.16	641.61
28.	330.16	648.54
29.	312.78	643.23
30.	315.04	645.60



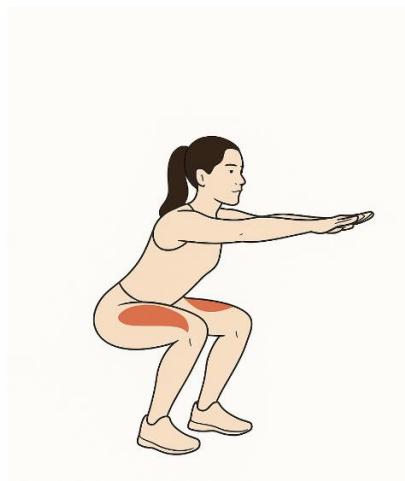
Gambar 3.1 Grafik Otot Relaksasi



Gambar 3.2 Grafik Otot Kontraksi



Gambar 3.3 Otot Relaksasi



Gambar 3.4 Otot Kontraksi

3.1. Pembahasan

Hasil pengujian sebanyak 30 kali menunjukkan bahwa nilai sinyal EMG pada kondisi relaksasi berada pada kisaran 260.22–321.16 mV, sedangkan pada kontraksi mencapai 597.58–

670.44 mV. Amplitudo sinyal yang jauh lebih tinggi pada fase kontraksi menunjukkan adanya peningkatan aktivitas listrik otot akibat lebih banyaknya unit motorik yang aktif untuk menahan beban tubuh saat jongkok.

Nilai relaksasi yang tidak mendekati nol menandakan adanya aktivitas tonus otot yang tetap berlangsung untuk menjaga kestabilan postur. Sementara fluktuasi kecil pada nilai kontraksi (± 40 mV) mengindikasikan munculnya kelelahan otot ringan akibat kontraksi berulang.

Secara keseluruhan, hasil ini menunjukkan bahwa alat EMG mampu merekam dan membedakan aktivitas otot pada kondisi kontraksi dan relaksasi dengan jelas, serta memiliki potensi untuk digunakan dalam pemantauan tingkat kelelahan otot secara *real-time*.

4. Kesimpulan

Penelitian ini berhasil merancang dan menguji alat ukur aktivitas otot *quadriceps* berbasis sinyal elektromiografi (EMG) yang mampu membedakan kondisi kontraksi dan relaksasi secara akurat. Hasil pengujian pada subjek perempuan menunjukkan perbedaan amplitudo sinyal yang signifikan antara fase kontraksi dan relaksasi, menandakan sistem bekerja stabil dan mampu merekam aktivitas listrik otot dengan baik. Alat ini berpotensi digunakan untuk pemantauan aktivitas atau kelelahan otot secara *real-time*, dengan prospek pengembangan melalui penambahan jumlah subjek uji serta integrasi teknologi IoT agar pemantauan dapat dilakukan secara jarak jauh dan lebih praktis.

Referensi

- [1] E. R. W. Aldia Agri Nugraha, "Sistem Pendekripsi Kelelahan Otot pada Biceps Brachii Menggunakan Fitur Root Mean Square dan Klasifikasi Random Forest," *Jurnal Pengembangan Teknologi Informasi dan Ilmu Komputer*, vol. 8, p. 3, Juli 2017.
- [2] R. M. E. a. J. Duchateau, "Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function," *J. Physiol*, vol. 586, pp. 11-23, 2008.
- [3] T. E. H. e. al, "Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: A Prospective Study," *Am. J. Sports Med*, vol. 33, pp. 493-501, 2005.
- [4] A. A. M. N. R. Kurnia Putri Utami, "Efek Contrast Bath Dibandingkan Ice Bath Pada Pemulihan Kekuatan Otot Pemain Futsal," *Physiotherapy & Health Science*, pp. 13-23, September 2020.
- [5] A. H. Putri, "Penatalaksanaan Fisioterapi Pada Pasca Rekonstruksi Anterior Cruciate Ligament (Acl)Dextra Dengan Transcutaneous Setting Electrical Nerve Stimulation (Tens), Cryotherapy Dan Terapi Latihan," *Karya Tulis Ilmiah*, Mei 2022.
- [6] M. S. A. Q. Y. A. I. a. S. W. A. Rochmania, "Hubungan Usia, Masa Kerja dan Kelelahan Kerja dengan Keluhan Gangguan Otot Rangka Akibat Kerja (GOTRAK) pada Pekerja PT. X," *Jurnal Sulolipu*, vol. 24, pp. 173-183, 2024.