

BAB 2 DASAR TEORI

2.1 Electromyograph (EMG)

Elektromiografi (EMG) adalah alat yang digunakan untuk merekam aktivitas listrik otot untuk menentukan apakah otot berkontraksi dan menampilkannya pada osiloskop sinar katoda (CRO). Elektromiografi (EMG) adalah perangkat yang merekam aktivitas listrik yang disebabkan oleh kontraksi otot. Kontraksi ini menciptakan tegangan 50 μV sampai 5 mV di otot, berlangsung 2 sampai 15 milidetik. Tentu saja, nilai ini tergantung pada posisi anatomi otot, ukuran dan posisi elektroda.. (Mustiadi, 2013)

Prinsip kerja elektromiografi (EMG) adalah mendeteksi potensial listrik yang dihasilkan oleh sel otot saat berkontraksi dan berelaksasi. Otot menghasilkan arus listrik yang sebanding dengan tingkat aktivitas otot. EMG mengubah sinyal ini menjadi grafik, suara, atau nilai numerik, yang dapat diartikan sebagai pemahaman kesehatan otot. Namun, amplitudo EMG masih akan tergantung pada faktor-faktor seperti posisi elektroda dan jenis elektroda yang digunakan. (Liou, 2015)

Pada penelitian ini sinyal EMG direkam menggunakan penghantar berupa elektroda untuk mengirimkan sinyal tubuh pada instrument EMG berjenis *surface electrodes* (elektroda yang digunakan pada permukaan kulit manusia) yang digunakan untuk merekam sinyal otot manusia.

2.2 Otot Lengan Brachii

Lengan termasuk anggota badan pada persendian tubuh manusia. Lengan memiliki tiga otot yang menopang lengan, termasuk otot bahu, otot akar lengan atas, dan otot lengan bawah. Otot-otot lengan yang terletak di ekstremitas atas tubuh manusia dibagi menjadi dua bagian, lengan atas dan lengan bawah. Otot pada lengan terletak pada ekstremitas atas pada tubuh manusia terbagi menjadi dua bagian yaitu lengan atas dan lengan bawah. Untuk otot lengan atas terdiri dari otot *dorsal* dan *ventral* sedangkan otot lengan bawah terbagi menjadi otot *radial* dan otot *dorsal*. Pada otot *dorsal* sendiri terdiri atas *muskulus tricep brachi* dan *muskulus ankoenus*. Sedangkan untuk otot *ventral* terdiri atas bagian

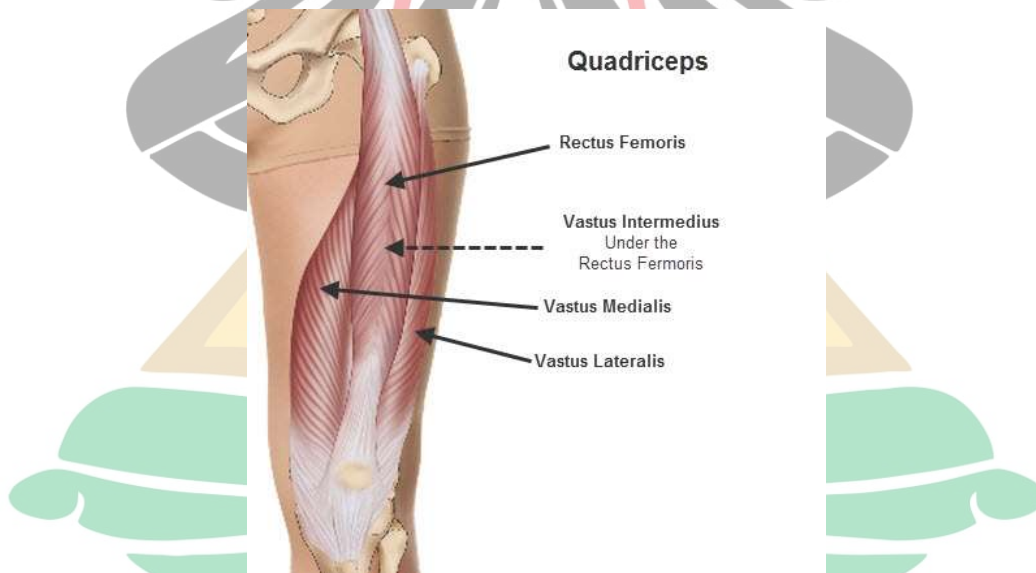
muskulus biceps brachi, *muskulus brachialis*, *muskulus kurakobrachialis*. (Bagus, 2020)



Gambar 2. 1 Brachii muscle. (Deaconescu, 2018)

Pada penelitian ini difokuskan pada *muskulus brachia* atau disebut juga otot lengan berkepala tiga. Untuk pangkal luar kepala ke belakang tulang pangkal lengan menuju ke bawah kemudian bersatu dengan yang lain sedangkan kepala dalam dimulai dari tulang di bawah tulang pangkal lengan. Serta kepala panjang pada tulang di bawah sendi dimana ketiganya mempunyai urat yang melekat di *olekrani*. (Aryadi, 2018)

2.3 Otot Quadriceps



Gambar 2. 2 Quadriceps muscle (Purba, et al., 2017)

Otot *Quadriceps* merupakan suatu grup otot *fleksor* pada sendi pinggul (pada *hip joint*) yang terletak pada sisi depan paha yang berfungsi sebagai gerakan

fleksi hip, ekstensi lutut. Quadriceps adalah otot myotonic atau tipe I. Jika ada patologi otot mudah memendek dan kelenturan otot juga akan menurun. *Quadriceps* adalah otot yang bertindak sebagai penstabil atau mempertahankan postur memiliki kecepatan kontraksi yang lambat, kekuatan motorik yang rendah, ketahanan terhadap kelelahan, kapasitas aerobik yang tinggi, dan cenderung tegang dan memendek ketika terjadi perubahan patologis. Mikrograf otot ini berwarna merah. (Purba, et al., 2017).

2.4 Kelelahan Otot (Muscle Fatigue)

Kelelahan otot (*muscle fatigue*) dapat didefinisikan sebagai pengurangan kinerja pada gaya maksimum dari otot. Otot menunjukkan penurunan sementara kapasitas kerja untuk melakukan tindakan fisik atau melemahnya kinerja otot akibat aktivitas yang berat. Suatu kegiatan yang membutuhkan kontraksi otot, otot yang berkontraksi lama dan kuat dalam prosesnya tidak mampu lagi meneruskan pemberian energi yang dibutuhkan serta untuk membuang metabolisme, khusus asam laktat. Asam laktat yang banyak (dari penyodium ATP) terkumpul, otot akan kehilangan kemampuan. Aliran darah akan terbatas pada otot (ketika berkontraksi), otot menekan pembuluh darah yang membawa oksigen juga sehingga memungkinkan terjadi kelelahan. Kutipan berikut mencirikan efek yang dianggap berasal dari kelelahan otot:

- Aktivitas otot yang intensif dapat menyebabkan penurunan kinerja, yang dikenal sebagai kelelahan.
- Melakukan tugas motorik dalam jangka waktu, didefinisikan sebagai penurunan kemampuan seseorang untuk mengerahkan kekuatan.
- Kelelahan diketahui dapat terlihat dalam sinyal EMG sebagai peningkatan amplitudo dan penurunan karakteristik frekuensi spektralnya.
- Sensasi kelelahan adalah kesadaran akan perubahan dalam sistem bawah sadar kontrol homeostatis.
- Ketidakmampuan untuk menghasilkan kekuatan karena penurunan sensitivitas troponin terhadap kalsium dan kekuatan otot menjadi habis sehingga otot tidak lagi menanggapi sinyal dari otak.

Variabel sinyal EMG menunjukkan perubahan *time-dependent* selama kontraksi secara konstan. Perubahan ini mencerminkan modifikasi fisiologis dari serat otot secara terus menerus yang mengacu pada sinyal *stasioner*, dan disebut sebagai manifestasi *myoelectric* dari kelelahan otot (Bagus, 2020).

Kelelahan otot dianggap sebagai ketidakmampuan untuk mempertahankan tingkat kekuatan yang diinginkan untuk melakukan tugas tertentu. Menggunakan Sinyal EMG, untuk mendeteksi kelelahan otot, parameternya biasanya digunakan adalah amplitudo dan frekuensi sinyal. Ketika di tinjau dari amplitude terhadap waktu menunjukkan bahwa amplitudo EMG sinyal meningkat secara progresif sebagai fungsi waktu ketika kelelahan meningkat. (Merletti & Farina, 2016)

Terdapat beberapa indeks yang menyatakan kelelahan otot yakni dalam domain waktu dan domain frekuensi. Adapaun penjelasan terkait indeks tersebut adalah sebagai berikut:

1. *Frequency Distribution* (FD)

Banyak penelitian tentang kelelahan otot, fitur domain frekuensi biasanya digunakan untuk mengekstrak informasi dari sinyal EMG. Hingga saat ini, terdapat lebih dari 20 indeks kelelahan dalam domain frekuensi, dimana dua dari parameter yang banyak digunakan adalah frekuensi rata-rata (MNF) dan frekuensi median (MDF). Indeks kelelahan lainnya tercantum dalam Tabel 2.2 Beberapa teknik telah digunakan untuk mengekstrak informasi dari sinyal EMG seperti *fast fourier transform* (FFT), *power spectral density* (PSD), dan metode parametrik (yaitu, model AR). (Shair, 2017)

Tabel 2. 1 Indeks Kelelahan dalam Domain Frekuensi

Reference	Fatigue indices
Merletti and Lo Conte	Mean frequency (MNF)
De Luca	Median frequency (MDF)
Khanam and Ahmad	Peak frequency (PKF)
Khanam and Ahmad	Mean power (MNP)
Khanam and Ahmad	Total power (TTP)
Altaf et al.	The 1st, 2nd, and 3rd spectral moments (SM1, SM2, and SM3)

(Shair, 2017)

2. *Time Distribution* (TD).

Indeks kelelahan otot domain waktu sangat sederhana dan mudah serta melibatkan kompleksitas komputasi yang rendah atau sederhana dibandingkan dengan teknik lainnya karena tidak melibatkan transformasi apapun, yang mana dapat diperoleh langsung dari representasi waktu sinyal EMG mentah hanya dengan melakukan beberapa statistik matematika sederhana yang berkaitan dengan jumlah dan laju perubahan beberapa variabel yang mencerminkan perubahan otot di tengah kontraksi berkelanjutan. Fitur dalam domain waktu lebih umum digunakan untuk EMG pengenalan pola. Ini karena mereka mudah, dan cepat untuk menghitung karena mereka tidak memerlukan transformasi apa pun. Domain waktu adalah fitur yang dihitung berdasarkan amplitudo sinyal input. Nilai yang dihasilkan memberikan ukuran amplitudo bentuk gelombang, frekuensi, dan durasi dengan beberapa batasan (Shair, 2017).

Tabel 2. 2 Indeks Kelelahan dalam Domain Waktu

Reference	Fatigue indices
Malinzak et al.	Integrated EMG (IEMG)
Arabadzhiev et al.	Root mean square (RMS)
Suetta et al.	Mean absolute value (MAV)
Phinyomark et al.	Simple integral square (SSI)
Zardoshti-Kermani et al.	Variance of EMG (VAR)
Tkach et al.	v-order (V)
Zardoshti-Kermani et al.	Log detector (LOG)
Kiguchi et al.	Waveform length (WL)
Al Omari et al.	Average amplitude change (AAC)
Siddiqi et al.	Difference absolute standard deviation value (DASDV)
AlOmari and Liu	Myopulse percentage rate (MYOP)
Phinyomark et al.	Willison amplitude (WAMP)
Rogers et al.	Slope sign change (SSC)
Phinyomark et al.	Histogram of EMG (HIST)
Al-Quraishi et al	Autoregressive coefficient (AR)
Chang et al.	Cepstral coefficient (CC)

(Shair, 2017)

2.5 Low-Pass Filter

Filter Digital dicirikan oleh fungsi transfer. Analisis matematis dari fungsi transfer dapat menggambarkan bagaimana cara menanggapi segala masukan. Sehingga tercipta filterisasi yang terdiri dari spesifikasi berkembang sesuai dengan masalahnya. salah satunya adalah *Low Pass Filter* atau sering disingkat dengan LPF adalah filter atau penyaring yang melewatkan sinyal frekuensi rendah

dan menghambat atau memblokir sinyal Frekuensi tinggi. Dengan kata lain, LPF akan menyaring sinyal frekuensi tinggi dan meneruskan sinyal frekuensi rendah yang diinginkannya. Sinyal yang dimaksud ini dapat berupa sinyal listrik seperti sinyal audio atau sinyal perubahan tegangan. LPF yang ideal adalah LPF yang sama sekali tidak melewatkan sinyal dengan frekuensi diatas frekuensi *cut-off* (f_c) atau tegangan OUPUT pada sinyal frekuensi diatas frekuensi *cut-off* sama dengan 0V. Dalam bahasa Indonesia, *Low Pass Filter* ini sering disebut dengan Penyaring Lolos Bawah atau Tapis Pelewat Rendah. (Kho, 2018)

2.6 Sliding Window

Sliding Window adalah protokol yang ditetapkan dalam tumpukan protokol ISO-OSI. Protokol *sliding window* ini mengasumsikan komunikasi dua arah. Ide dasar dari protokol *sliding window* adalah pengirim dan penerima kemudian menyimpannya di dalam sebuah frame yang diharapkan atau jendela sebagai acuan. Pengirim menyimpan nilai dari nilai yang diharapkan, sedangkan penerima menyimpan nilai dari frame penerima yang diharapkan. Ketika frame tersebut sudah berisikan nilai yang diharapkan, penerima melanjutkan ke frame selanjutnya. Protokol *sliding window* telah banyak digunakan di banyak protokol komunikasi populer seperti TCP, HDLC dan SPX. Protokol ini dapat memastikan transfer data yang benar dari saluran komunikasi berkualitas buruk di mana paket dapat digandakan, dihilangkan, atau dipesan ulang. (Bansal & Yadav, 2012)

Penentuan nilai pada jendela pertama kali ditetapkan dalam hal nilai sampel sinyal dan melewatkannya melalui sinyal. Algoritmanya adalah mengambil jendela geser pertama dari sinyal dan melakukan yang kemudian melakukan *feature extraction* spektrum DFT dari sinyal dan menyimpan nilai-nilai dalam matriks yang menunjukkan konten frekuensi setiap jendela terhadap waktu. (Kilby & Prasad, 2013)

Protokol *sliding window* terdapat dasar-dasar acuan protocol ini. antara lain adalah *Sender* dan *Receiver* sebagai komponen utama, *Messages and Channels* untuk mentransmisikan *frame* nilai yang diniginkan. *Sequence Numbers* adalah urutan mengirimkan frame dalam urutan yang sama. *Sending and Receiving Windows* untuk mempertahankan jendela pengiriman dengan nomor urut

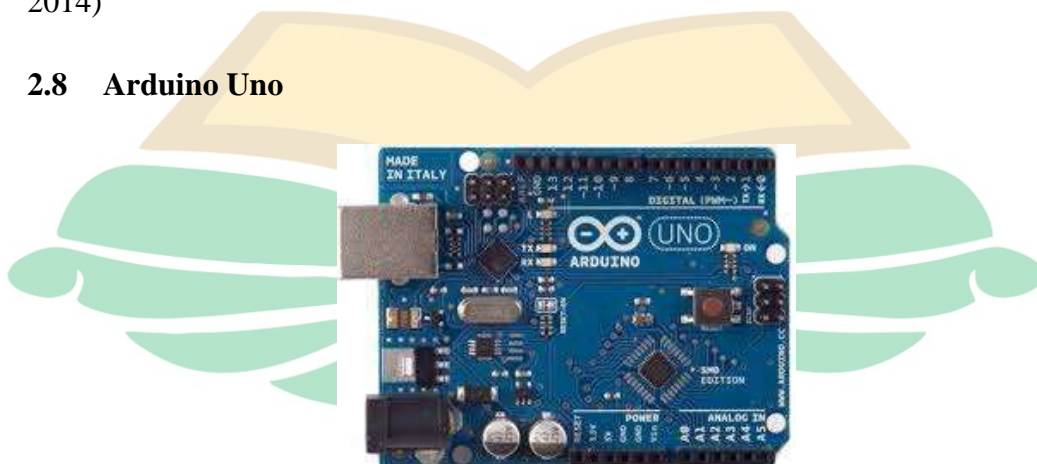
berurutan yang sesuai dengan frame yang diizinkan untuk dikirim. (Bansal & Yadav, 2012)

2.7 Sinyal Stasioner

Data *time series* dapat dikategorikan menjadi data yang stasioner atau non stasioner. Data *time series* dikatakan stasioner jika rata-rata dan variansinya konstan. Stasioner terjadi apabila tidak terjadi kenaikan atau penurunan secara tajam pada data. Kestasioneran juga dapat dilihat dengan plot PACF dan ACF. Jika nilai koefisien korelasi menurun secara cepat seiring meningkatnya lag maka data dapat dikatakan stasioner. Stasioner dibagi menjadi dua yaitu stasioner dalam mean (rata-rata) dan stasioner dalam variansi. Jika data stasioner dalam *mean* maka terjadi fluktuasi data 10% berada di sekitar suatu nilai rata-rata yang konstan. (Hanke & Wichern, 2014)

Apabila dilihat dari plot ACF maka nilai autokorelasi dari data stasioner akan turun menuju nol sesudah *time lag* (selisih waktu) kedua, ketiga dan seterusnya. Sedangkan data stasioner dalam varian adalah data yang dari waktu ke waktu mempunyai fluktuasi yang tetap atau konstan dan tidak berubah-ubah. Secara visual dapat dilihat dengan menggunakan plot *time series* yaitu dengan melihat fluktuasi data dari waktu ke waktu. Jika data tidak stasioner dalam mean untuk menstasionerkan dilakukan pembedaan (*differencing*). Proses *differencing* dapat dilakukan dengan mengurangkan suatu data dengan data sebelumnya untuk beberapa periode sampai data stasioner. Sedangkan jika data nonstasioner dalam varian maka perlu dilakukan transformasi agar data stasioner. (Hanke & Wichern, 2014)

2.8 Arduino Uno



Gambar 2. 3 Arduino uno. (Datasheet. 2016)

Arduino Uno adalah sebuah *board* mikrokontroler yang didasarkan pada ATmega328. Arduino Uno mempunyai 14 pin digital *input/output* (6 diantaranya dapat digunakan sebagai *output* PWM), 6 inut analog, sebuah ozilator kristal 16 MHz, sebuah koneksi USB, sebuah *power jack* sebuah ICSP *header* dan sebuah tombol *reset*. Arduino Uno memuat semua yang dibutuhkan untuk menunjang mikrokontroler, mudah menghubungkannya ke sebuah computer dengan sebuah kabel USB atau mensuplainya dengan sebuah adaptor AC ke DC atau menggunakan baterai untuk memulainya (Adriansyah, 2013)

2.9 Myoware Muscle Sensor (AT-04-001)

Myoware Muscle Sensor (AT-04-001) adalah suatu sensor EMG yang difungsikan untuk menangkap aktivasi otot melalui potensial listrik, disebut sebagai *electromyography* (EMG). Modul *Myoware Muscle Sensor* ini bekerja dengan cara mengukur sinyal listrik pada otot dan mengirimkannya ke arduino atau ke platform yang lain. Sinyal akan bekerja dengan baik dengan *analog-to-digital converter* (ADC) pada mikrokontroler. (Bagus, 2020)



Gambar 2. 4 Myoware muscle sensor (AT-04-001). (Datasheet. 2015)

Dengan sensor ini kita dapat melekatkan elektroda secara langsung ke modul *Myoware* ini tanpa menggunakan kabel tambahan. Sensor ini dirancang untuk digunakan langsung dengan mikrokontroler. Oleh karena itu, output utama sensor ini bukanlah sinyal EMG *raw* melainkan sinyal yang diperkuat, disearahkan, dan integrasi (EMG's *envelope*). Namun sensor ini masih bisa mengeluarkan sinyal *raw* EMG (Bagus, 2020).

2.10 Zigbee

ZigBee adalah standar komunikasi data tingkat tinggi dari IEEE 802.15.4 pada alat konsumen pribadi maupun skala bisnis. ZigBee terdiri atas beberapa *sub stack* dan satu *application layer* yang mendefinisikan bagian modul perangkat lunak yang berhubungan dengan *wireless personal area networks* (WPANs). *Stack* pertama didefinisikan berdasarkan pada karakteristik dari standarisasi IEEE 802.15.4 termasuk lapisan fisik dan MAC (*Physical and Media Access Control Layer*). Pada *Stack* kedua dikembangkan oleh ZigBee Alliance dan termasuk dalam lapisan jaringan yang mendukung topologi penjaluran pilihan keamanan yang diadopsi *costumer*. (Arkan Fardhan, 2014)



Gambar 2. 5 XBee Module komponen yang menggunakan protokol ZigBee. (Datasheet, 2016)

IEEE802.15.4 menjelaskan ZigBee adalah protocol jaringan nirkabel yang memiliki karakteristik daya dan data *rate* rendah, tingkat keamanan tinggi, bebas lisensi dan pengoperasian yang sangat mudah. Salah satu implementasi dari teknologi ZigBee ini adalah pada sistem monitoring perumahan dan komponen yang menerapkan protokol ZigBee salah satunya adalah XBee seperti yang di tunjukkan pada dibawah ini. (Piyare, 2016)

2.11 Penelitian Sebelumnya

Berikut adalah hasil rangkuman dari penelitian terdahulu yang memiliki keterkaitan dengan penelitian yang akan dilakukan yang dijelaskan pada halaman selanjutnya:.

Tabel 2. 3 Penelitian Terdahulu

Peneliti	Judul	Metode	Hasil
(Shair, 2017)	<i>EMG Processing Based Measures of Fatigue Assessment during Manual Lifting</i>	Menggunakan sinyal (EMG) untuk memantau kondisi otot menggunakan metode TFD dalam mempresentasikan indeks kelelahan dalam domain waktu, frekuensi, dan frekuensi waktu.	Mendapatkan bahwa <i>bilinear</i> TFD dapat bekerja lebih baik daripada TFD linier seperti STFT, spektrogram, dan WT karena faktanya tidak menderita efek noda yang disebabkan oleh jendela fungsi.
(Shing-Hong, et al., 2019)	<i>An EMG Patch for the Real-Time Monitoring of Muscle-Fatigue Conditions During Exercise</i>	Menggunakan sepasang elektroda yang dihubungkan dengan <i>microcontroller unit</i> STM32L432KC dan <i>Accelerometer</i> menggunakan <i>BLE Module</i>	Sinyal EMG yang direkam dengan <i>EMG patch</i> dan sistem pengukuran fisiologis pada saat bersamaan. Nilai rata-rata <i>root-mean-square</i> adalah 2,86 0,86 Hz dan 2,56 0,47 Hz untuk yang pertama dan kedua kalinya
(Bagus, 2020)	<i>Analisis Sinyal Electromyography (EMG) Pada Otot Biceps Brachii Untuk Mendeteksi Kelelahan Otot Dengan Metode Median Frekuensi</i>	Menggunakan <i>MyoWare muscle sensor</i> untuk merekan sinyal frekuensi EMG menggunakan metode median frekuensi.	Saat Otot belum mengalami kelelahan frekuensinya lebih besar dari pada saat otot mengalami kelelahan. Waktu lelah pada otot lengan kanan mengalami kelelahan pada saat waktu 90 detik sampai 150 detik sedangkan otot lengan kiri mengalami kelelahan saat waktu 60 detik sampai 150 detik.

(Penulis.2021)