

Skripsi Fisika

**RANCANG BUAT ELEKTROMIOGRAFI BERBASIS
OTOT *FLEXOR DIGITORUM SUPERFICIALIS* DAN
*BICEPS BRACHII***

MUTMAINNA

H21116514



**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2021**

RANCANG BUAT ELEKTROMIOGRAFI BERBASIS
OTOT *FLEXOR DIGITORUM SUPERFICIALIS* DAN
BICEPS BRACHII

SKRIPSI

Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat

Memperoleh Gelar Sarjana Sains

Pada Program Studi Fisika Departemen Fisika

Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

UNIVERSITAS HASANUDDIN

Universitas Hasanuddin

MUTMAINNA

H211 16 514

DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR

2021

LEMBAR PENGESAHAN

RANCANG BUAT ELEKTROMIOGRAFI BERBASIS OTOT *FLEXOR DIGITORUM SUPERFICIALIS* DAN *BICEPS BRACHII*

Disusun dan diajukan oleh

MUTMAINNA

H211 16 514

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka Penyelesaian Studi Program Sarjana Program Studi Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin pada tanggal 26 Februari 2021 dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

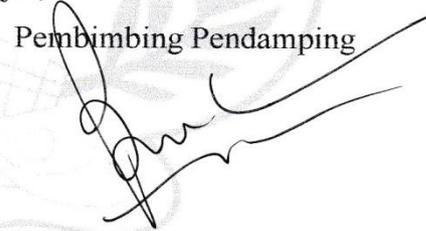
Menyetujui,

Pembimbing Utama

Pembimbing Pendamping



Prof. Dr. Arifin M.T.
NIP. 19670520 199403 1 002



Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc.
NIP. 19650305-199103 1 008

Ketua Program Studi



Prof. Dr. Arifin M.T.
NIP. 19670520 199403 1 002

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Mutmainna
NIM : H21116514
Program Studi : Fisika
Jenjang : S1

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul:

**Rancang Buat Elektromiografi Berbasis Otot *Flexor Digitorum Superficialis*
Dan *Biceps Brachii***

Adalah karya tulisan saya sendiri dan bukan merupakan pengambilan alihan tulisan orang lain bahwa skripsi yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri.

Aabila dikemudian terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhannya skripsi ini hasil karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, 26 Februari 2021

Yang Menyatakan,



(Mutmainna)

ABSTRAK

Perkembangan ilmu pengetahuan saat ini berdampak pada kemajuan teknologi khususnya dalam bidang elektronika salah satunya tentang elektromiografi (EMG). EMG merupakan suatu metode pengukuran menggunakan elektroda untuk mengetahui kontraksi sinyal listrik yang dihasilkan oleh otot. Sinyal listrik muncul saat terjadi gerakan aktif, oleh karena itu EMG digunakan sebagai alat pengontrol sistem yang dihasilkan otot. Otot berfungsi sebagai pengukuran kontraksi, relaksasi, dan sistem gerak. Sinyal listrik diperoleh dengan memasang elektroda pada permukaan kulit kemudian menyimpan data kondisi sesuai dengan peletakkannya. Penelitian ini bertujuan untuk merancang, membuat alat, menguji instrumentasi dengan variasi beban, dan menganalisis karakteristik EMG. Pemanfaatan sinyal EMG agar mengetahui kontraksi otot *Flexor Digitorum Superficialis* (FDS) dan *biceps brachii* dengan kondisi gerakan yang telah ditentukan serta beban yang bervariasi. Dipilih sepuluh orang subjek yang akan diukur dalam keadaan rileks kemudian diminta untuk mengangkat beban dengan variasi 10 N hingga 50 N. Keluaran berupa sinyal EMG dari elektroda Ag/AgCl dalam bentuk tegangan ditampilkan pada komputer. Pada aktivitas otot FDS dan *biceps brachii* rata-rata tegangan keluaran mulai dari keadaan rileks hingga beban 50 N terjadi peningkatan. Saat keadaan rileks tegangan keluaran rata-rata 0,610 V, ketika mengangkat beban 10 N menunjukkan keluaran sebesar 1,171 V, beban 20 N yaitu 1,654 V, beban 30 N senilai 2,195 V, beban 40 N adalah 2,830 V, dan pada beban 50 N sebesar 3,418 V. Hasil ini menunjukkan bahwa dengan bertambahnya massa dari beban yang dinaikkan, tegangan keluaran akan lebih besar. Karakterisasi terbaik dari empat data dihasilkan oleh pria pada otot FDS lengan kanan dengan *range* tegangan 3,012 V, sensitivitas sebesar 0,061 V/N, dan resolusi terkecil adalah 0,016 N.

Kata kunci: Elektromiografi, elektroda Ag/AgCl, otot.

ABSTRACT

The development of science today has an impact on technological advances, especially in the field of electronics, one of which is electromyography (EMG). EMG is a measurement method using electrodes to determine the contraction of the electrical signal generated by the muscles. Electrical signals appear when there is an active movement, therefore EMG is used as a means of controlling the muscle-generated system. Muscles serve as a measurement of contraction, relaxation, and movement systems. Electrical signals are obtained by attaching electrodes to the skin surface and then storing condition data according to their placement. This study aims to design, make tools, test the instrument with a variety of loads, and analyze the characteristics of the EMG. Utilization of the EMG signal to determine the muscle contraction of the Flexor Digitorum Superficialis (FDS) and biceps brachii with predetermined movement conditions and varying loads. Ten subjects were selected to be measured in a relaxed state and then asked to lift weights with a variation of 10 N to 50 N. The output is an EMG signal from the Ag / AgCl electrode in the form of a voltage displayed on a computer. In the FDS and biceps brachii muscle activity, the average output voltage ranging from a relaxed state to a load of 50 N increased. When the state is relaxed the output voltage is average 0.610 V, when lifting a load of 10 N shows an output of 1.171 V, a load of 20 N is 1.654 V, a load of 30 N is worth 2.195 V, a load of 40 N is 2.830 V, and at a 50 N load of 3.418 V. These results indicate that as the mass increases from the increased load, the output voltage will be greater. The best characterization of the four data was produced by men in the FDS muscle of the right arm with a voltage range of 3.012 V, a sensitivity of 0.061 V / N, and the smallest resolution of 0.016 N.

Keywords: *Electromyography, electrode Ag/AgCl, muscle.*

KATA PENGANTAR



Puji syukur penulis panjatkan kehadirat Allah subhanahu wata'ala yang telah melimpahkan berkah, rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini yang berjudul “Rancang Buat Elektromiografi Berbasis Otot *Flexor Digitorum Superficialis* dan *Biceps Brachii*”, yang merupakan tugas akhir untuk melengkapi persyaratan dalam menyelesaikan Pendidikan Strata Satu (S1) Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin.

Shalawat serta salam senantiasa penulis kirimkan kepada baginda Rasulullah, Muhammad Shallallahu Alaihi Wasallam, keluarga, para sahabat serta para pengikutnya.

Dalam penyelesaian skripsi ini penulis mengalami berbagai hambatan dan menyadari bahwa masih jauh dari kesempurnaan. Hal ini terjadi karena kelemahan dan keterbatasan yang dimiliki penulis. Alhamdulillah hambatan tersebut dapat teratasi tentunya tidak lepas dari dukungan, bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak. Olehnya itu, sebuah kewajiban bagi penulis dengan segala kerendahan hati untuk menghanturkan rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Orang tua tercinta Ayahanda (**H. Zaenudin**) dan Ibunda (**Hj. Rosmiati**), yang tidak pernah putus berdoa dan senantiasa memberikan dukungan, baik secara moril dan materil, semoga suatu saat Ananda dapat membalas semua kebaikan yang diberikan dan kakakku (**Nur Fitriyanti Syam**) beserta keluarga yang selalu memberikan semangat. Semoga Allah SWT, selalu memberikan nikmat kesehatan.
2. Bapak **Prof. Dr. Arifin, M.T.** Selaku ketua Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin.
3. Bapak **Prof. Dr. Arifin, M.T.** Selaku pembimbing utama dan bapak **Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc** selaku pembimbing pertama yang selalu

meluangkan waktu, pikiran, memberikan arahan, bimbingan, ilmu, bantuan, saran dan motivasi kepada penulis dalam menyelesaikan tugas akhir ini.

4. Ibu **Dr. Ir. Bidayatul Arminah, M.T.** dan ibu **Nur Hasanah, S.Si, M.Si.** sebagai tim penguji skripsi fisika yang telah meluangkan waktunya dan memberikan masukan serta saran-saran demi kesempurnaan skripsi ini.
5. Seluruh Bapak/Ibu dosen Departemen Fisika dan Fakultas MIPA yang telah mendidik dan membagi ilmunya kepada penulis.
6. Seluruh staf akademik Departemen Fisika dan Fakultas MIPA yang dengan senang hati membantu penulis dalam menyelesaikan urusan-urusan akademik. Syukron Jazakallah khairan.
7. Sahabat tercintaku **DPLUGINS** yang sedari kecil menemani hingga saat ini selalu memberikan dukungan dan motivasi sehingga penulis dapat sampai ke titik ini. Terimakasih **Dian, Cucang, Ita, Ijo, Kiya, Inar.**
8. Penghuni grup **SAYANG** yang telah menjadi saksi lika-liku dunia kampusku. Terima kasih untuk motivasi, waktu luang, kebaikan hati dan kesabaran dalam menghadapi sikap penulis. Semoga Allah SWT membalas kebaikan kalian. Terima kasih **Ekki, Fara, Hira, Lili, Sinar, Uni, Widy, Winda dan Wiwi.**
9. Teman SMA yang selalu menemani dan memberi banyak dukungan selama ini. Terimakasih **Nahrul, Ikka, dan Caho.**
10. Untuk teman **CARITA (Nidya dan Lili)** Terima kasih sudah menjadi teman curhat, teman makan, dan teman bahagia selama 2 tahun lebih.
11. Terima kasih untuk **Arief, Arya, Adit, Agung, Ulla dan Ade.** karena sudah menjadi teman cowok yang selalu ada dan selalu mau di repotkan saat penulis butuh bantuan. Semoga Allah SWT membalas kebaikan kalian.
12. Terimakasih untuk teman gadis **IHAMAFI** yang sudah memberi dukungan dari jauh dan selalu menyemangati. Terimakasih **Nobella, Caye, Anis, Nola, dan Yesi.**
13. Kawan-kawan sejawat dan seperjuangan **MIPA 2016** yang telah menemani penulis bertumbuh dan berproses di KM FMIPA UNHAS, Salam “Seperti Seharusnya”.
14. Saudara tak sedarah **HIMAFI 2016** yang telah memberikan pengalaman berharga selama ini, yang telah menemani penulis melewati masa-masa susah

dan senang dalam dunia kampus khususnya selama berproses di HIMAFI FMIPA UNHAS, salam “Melangkah Bersama Semangat”.

15. Teman-teman **FISIKA 2016** yang telah memberikan dukungan serta semangat selama penulis menjalani studi hingga penulis menyelesaikan skripsi.
16. Kanda - kanda, teman-teman serta adik-adik **Laboratorium Elektronika dan Instrumentasi**, saya ucapkan terima kasih atas dukungan dan selalu menyemangati penulis.
17. Teman-teman KKN Unhas Gel.102, diantaranya **Kak Yusuf, Kak Ari, Rais, Meli, Ninda, Resti, Intan, dan Dinda**. Terima kasih telah menjadi keluarga baru dan memberikan kenangan indah bagi penulis sera pengalaman berharga. Terima kasih KKN Kelurahan Pasir Putih, Kecamatan Sinjai Borong, Kabupaten Sinjai.
18. Semua pihak yang membantu penulis baik secara langsung maupun tidak langsung dalam seluruh proses perkuliahan di Universitas Hasanuddin.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan, untuk itu kritik dan saran yang bersifat membangun sangatlah diharapkan. Akhir kata penulis mengharapkan semoga penelitian ini dapat berguna dan bermanfaat bagi penulis maupun pihak lain yang membutuhkan.

Makassar, Februari 2021

MUTMAINNA
H211 16 514

DAFTAR ISI

HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN JUDUL	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
PERNYATAAN KEASLIAN	iv
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vi
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI	x
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
I PENDAHULUAN	1
I.1 Latar Belakang	1
I.2 Rumusan Masalah	3
I.3 Tujuan Penelitian	3
II TINJAUAN PUSTAKA	4
II.1 Otot	4
II.2 Elektromiografi	6
II.3 Instrumentasi EMG	7
II.3.1 Rangkaian Penguat Instrumentasi	7
II.3.2 Rangkaian Kaki Kanan	8
II.3.3 Penyearah Gelombang Penuh	9
II.3.4 Penguat Membalik	9
II.4 Elektroda	10
II.5 Karakterisasi Instrumentasi EMG	10
II.6 Perangkat Tambahan	11
II.6.1 Mikrokontroler Arduino Uno	11
II.6.2 IC AD 620	12
II.6.3 IC OP07	12

III METODOLOGI PENELITIAN	14
III.1 Waktu dan Tempat Penelitian	14
III.2 Alat dan Bahan	14
III.3 Metodologi Penelitian	14
III.4 Perancangan dan Pembuatan EMG	14
III.5 Bagan Alir Penelitian	16
IV PEMBAHASAN	18
IV.1 Perancangan dan Pembuatan Instrumentasi Elektromiografi Permukaan berbasis Otot <i>Flexor Digitorum Superficialis</i> dan <i>Biceps Brachii</i>	18
IV.2 Hasil Uji Instrumentasi Elektromiografi Permukaan berbasis Otot <i>Flexor Digitorum Superficialis</i> dan <i>Biceps Brachii</i>	18
IV.2.1 Hasil Uji Instrumentasi Elektromiografi Permukaan berbasis Otot <i>Flexor Digitorum Superficialis</i>	18
IV.2.2 Hasil Uji Instrumentasi Elektromiografi Permukaan berbasis Otot <i>Biceps Brachii</i>	22
IV.3 Perbandingan Data Alat EMG dengan Rancangan EMG Berbasis Otot <i>Flexor Digitorum Superficialis</i> dan <i>Biceps Brachii</i>	26
IV.3.1 Perbandingan Data Alat EMG dengan Rancangan EMG Berbasis Otot <i>Flexor Digitorum Superficialis</i>	26
IV.3.2 Perbandingan Data Alat EMG dengan Rancangan EMG Berbasis Otot <i>Biceps Brachii</i>	28
V PENUTUP	31
V.1 Kesimpulan	31
V.2 Saran	31
DAFTAR PUSTAKA	32
LAMPIRAN	34

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Gaya pada otot lengan	4
Gambar 2.2 Kontrol penguat	8
Gambar 2.3 Rangkaian kaki kanan	8
Gambar 2.4 Penyearah gelombang penuh	9
Gambar 2.5 Penguat membalik	9
Gambar 3.1 Diagram blok rangkaian	17
Gambar 3.2 Bagan alir penelitian rancang buat EMG berbasis otot FDS dan <i>biceps brachii</i>	17
Gambar 4.1 Grafik pengukuran variasi beban dengan tegangan keluaran <i>flexor digitorum superficialis</i> lengan kanan pada instrumentasi EMG (a) wanita, (b) pria	19
Gambar 4.2 Grafik perbandingan variasi beban dengan tegangan keluaran <i>flexor digitorum superficialis</i> lengan kiri pada instrumentasi EMG (a) wanita, (b) pria	21
Gambar 4.3 Grafik pengukuran variasi beban dengan tegangan keluaran otot <i>biceps brachii</i> lengan kanan pada instrumentasi EMG (a) wanita, (b) pria	23
Gambar 4.4 Grafik perbandingan variasi beban dengan tegangan keluaran otot <i>biceps brachii</i> lengan kiri pada instrumentasi EMG (a) wanita, (b) pria	25
Gambar 4.5 Grafik pengukuran otot FDS dengan variasi beban terhadap keluaran amplitudo pada alat EMG	27
Gambar 4.6 Grafik pengukuran otot <i>biceps brachii</i> dengan variasi beban terhadap keluaran amplitudo pada alat EMG	29

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Karakteristik instrumentasi EMG berbasis otot FDS lengan kanan	20
Tabel 4.2 Karakteristik instrumentasi EMG berbasis otot FDS lengan kiri	22
Tabel 4.3 Karakteristik instrumentasi EMG berbasis otot <i>biceps brachii</i> lengan kanan	24
Tabel 4.4 Karakteristik instrumentasi EMG berbasis otot <i>biceps brachii</i> lengan kiri	26
Tabel 4.5 Karakteristik alat EMG berbasis otot FDS	27
Tabel 4.6 Karakteristik alat EMG berbasis otot <i>biceps brachii</i>	29

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Alat dan bahan	35
Lampiran 2. Pengukuran kontraksi otot menggunakan elektromiografi	36
Lampiran 3. Data tegangan keluaran pada pengukuran otot FDS lengan kanan menggunakan instrumentasi elektromiografi	37
Lampiran 4. Data tegangan keluaran pada pengukuran otot FDS lengan kiri menggunakan instrumentasi elektromiografi	37
Lampiran 5. Data tegangan keluaran pada pengukuran otot <i>biceps brachii</i> lengan kanan menggunakan instrumentasi elektromiografi	38
Lampiran 6. Data tegangan keluaran pada pengukuran otot <i>biceps brachii</i> lengan kiri menggunakan instrumentasi elektromiografi	38
Lampiran 7. Data tegangan keluaran pada pengukuran otot FDS menggunakan alat elektromiografi	39
Lampiran 8. Data tegangan keluaran pada pengukuran otot <i>biceps brachii</i> menggunakan alat elektromiografi	39

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Perkiraan tingkat aktivasi otot adalah salah satu aplikasi yang paling umum dari rekaman elektromiografi (EMG) [1]. EMG adalah alat yang digunakan secara luas untuk mewakili hubungan antara produksi kekuatan dan aktivitas listrik otot [2]. Hubungan antara amplitudo EMG dan gaya isometrik adalah hasil dari kontribusi saraf dan otot yang kompleks membuat hubungan kekuatan EMG berguna dalam memberikan wawasan tentang aktivasi unit motorik dan strategi aktivasi otot [3].

Tangan merupakan salah satu bagian dari tubuh manusia yang paling luar biasa. Kemampuan yang berasal dari fisiologi tangan, otot yang rumit digabung dengan sistem otot, dan ligamen yang canggih. Berkat kemampuannya sehingga bisa menghasilkan artikulasi yang kompleks dan ekspresif. Otot menjadi salah satu jaringan yang menggerakkan bagian tubuh serta ada pula yang khusus memompa jantung, jaringan otot menjadi salah satu yang paling banyak mengisi tubuh manusia. Adapun ciri otot yaitu kontraktilitas, eksitabilitas, ekstensibilitas, dan elastisitas. Semakin banyak serabut otot yang terangsang maka kontraksinya akan semakin kuat. Proses kontraksi bermula dari perintah otak ke sumsum belakang yang akan mengatur kontraksi otot. Variasi fisiologis pada membran serat otot menyebabkan sinyal mioelektrik. Teknik yang digunakan untuk membaca dan menganalisis sinyal mioelektrik disebut elektromiografi (EMG) [4]. EMG digunakan untuk merekam aktivitas listrik pada otot yang sinyalnya diperoleh dengan menggunakan elektroda. Ada dua macam elektroda yaitu elektroda invasif dan elektroda non invasif. [5]. Elektroda permukaan adalah pendekatan non-invasif yang digunakan untuk mengukur konsentrasi listrik yang dapat dianalisis melalui pemrosesan sinyal [6]. Elektroda permukaan pada EMG adalah penghubung antara jaringan dan sistem perekaman. Sifat yang dihasilkan tergantung pada jenis, konfigurasi, dan bahan pada elektroda. Jenis elektroda dipilih secara cermat berdasarkan sinyal yang akan direkam dan cara rekaman

tersebut ditafsirkan [1]. Sinyal EMG berada dalam kisaran $\pm 500 \mu\text{V}$, dan rentang konten frekuensi dari 6 Hz hingga 600 Hz yang rentang frekuensi dominannya dari 20 Hz hingga 150 Hz. Dua jenis gangguan terkandung oleh sinyal ini, kebisingan sekitar berasal dari perangkat elektromagnetik dan memiliki berbagai komponen frekuensi, namun 50 Hz atau 60 Hz adalah komponen frekuensi yang dominan. Suara transduser dihasilkan di persimpangan elektroda kulit. Elektroda mengubah arus ionik dari otot menjadi arus listrik dan selama proses itu dihasilkan dua jenis suara transduser [7].

Telah banyak dilakukan penelitian mengenai elektromiografi permukaan, seperti penelitian oleh M. A. Norizan dkk. (2015) perekaman sinyal pada kontraksi otot terkhusus di *Flexor Digitorum Superficialis* (FDS) untuk mengukur kekuatan genggam tangan pada sudut pergelangan tangan yang berbeda [5]. Penelitian M. A. Norizan dkk. (2017) di tahun yang berbeda meneliti mengenai pembukaan dan penutupan tangan robot berdasarkan kekuatan genggam tangan manusia [6]. Penelitian Manuela Besomi dkk. (2019), tentang pencatatan, analisis data dan pelaporan studi elektromiografi dan panduan pemilihan keputusan mengenai yang dapat digunakan ketika memilih elektroda yang paling tepat pada aplikasi elektromiografi [1]. Penelitian di atas menunjukkan bahwa EMG dapat menjadi sebuah media untuk merekam aktivitas sinyal otot. Namun penelitian tersebut masih terbatas pada kekuatan genggam otot FDS, oleh karena itu pada penelitian ini dilakukan pengembangan rancang buat EMG pada otot FDS dan *biceps brachii* melalui variasi beban yang diberikan.

Potensial tegangan dihasilkan karena perbedaan impedansi antara permukaan elektroda dan kulit, serta tegangan bolak-balik dihasilkan karena fluktuasi impedansi antara kulit dan elektroda. Elektroda permukaan Argentum klorida (Ag/AgCl) dipilih untuk mengurangi gangguan tersebut [8]. Untuk menghilangkan suara-suara ini, sinyal EMG harus diproses baik dengan menggunakan perangkat lunak seperti Matlab atau menggunakan teknik instrumentasi. Keluaran dari proses ini adalah sinyal EMG yang dapat digunakan untuk analisis lebih lanjut. Dalam penelitian ini, satu objek yaitu otot yang akan digunakan adalah otot FDS yang terletak pada lengan bawah dan otot *biceps*

brachii pada lengan atas. Otot tersebut dipilih untuk mengukur kekuatan tangan saat mengangkat beban. Selain itu, FDS, dan *biceps brachii* adalah bagian yang paling berperan terhadap pergerakan lengan[9].

Berdasarkan pemaparan di atas maka penelitian ini menggunakan gabungan rangkaian dengan komponen yang mendukung dalam proses pengambilan data medis agar mendapatkan keluaran paling sesuai untuk mengetahui tingkat kontraksi otot berdasarkan variasi beban yang digunakan. Keunggulan dari metode ini adalah akan mengurangi gangguan agar memperoleh keluaran yang layak, pengukuran yang sederhana, tidak memerlukan biaya mahal dalam perancangan, tingkat sensitivitas tinggi, dan rancangan tersebut dapat dikembangkan kembali untuk aplikasi prostesis dan exoskeleton di masa depan.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, maka rumusan masalah dari penelitian ini yaitu:

1. Bagaimana perancangan dan pembuatan elektromiografi permukaan?
2. Bagaimana pengujian alat elektromiografi permukaan terhadap variasi beban?
3. Bagaimana karakterisasi elektromiografi permukaan?

1.3 Tujuan Penulisan

Tujuan dilaksanakannya penelitian ini antara lain:

1. Merancang dan membuat elektromiografi permukaan.
2. Menguji rancangan elektromiografi permukaan terhadap variasi beban.
3. Menganalisis karakteristik elektromiografi permukaan.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

II.1 Otot

Otot adalah sebuah jaringan yang memiliki kemampuan melakukan kontraksi sehingga dapat menimbulkan gerakan. Sistem muskular terdiri dari tendon, otot, dan ligamen. Ada beberapa fungsi dari sistem otot yaitu pergerakan, pertahanan postur, penopang tubuh, dan produksi panas [10]. Beberapa prinsip dasar kontraksi berlaku sama untuk ketiga jenis otot yang berbeda [11].

Kontraksi otot dapat menghasilkan gaya yang cukup untuk menggerakkan organ-organ gerak. Kontraksi otot terjadi akibat adanya sinyal dikirim oleh otak melalui saraf neuron motorik dan serabut otot yang membuat sebuah motor unit. Setiap otot terdiri dari beberapa motor unit dengan tipe serabut yang berbeda. Setiap neuron motorik berfungsi menerima sinyal tunggal yang menghasilkan kontraksi pada motor unit tunggal. Tegangan dapat dihasilkan oleh otot pada saat terjadi kontraksi. Penambahan beban otot diikuti pula dengan peningkatan kekuatan otot. Kekuatan otot juga bergantung pada letak dan arah kekuatan itu dihasilkan [12].

Gaya merupakan konsep umum yang secara intuisi dirasakan oleh seseorang. Ada gaya yang bekerja pada tubuh dan gaya yang bekerja di dalam tubuh. Gaya yang bekerja pada tubuh dapat diketahui apabila menabrak suatu objek. Sedangkan, gaya yang berada di dalam tubuh seringkali tidak diketahui padahal gaya itu ada. Misalnya gaya otot yang menyebabkan darah mengalir dan paru-paru yang memperoleh udara [13]. Gaya otot terletak antara titik tumpu dan gaya berat. Gambaran dari gaya otot dapat dilihat pada Gambar 2.1 berikut.



Gambar 2.1 Gaya pada otot lengan

Berdasarkan gambar 2.1 di atas, O merupakan simbol untuk titik tumpuan, M adalah gaya otot serta W sebagai gaya berat. Gaya berat W dan gaya otot M dirumuskan sebagai berikut [14].

$$KM = \frac{M}{W} \quad (2.1)$$

Oleh karena momen gaya terhadap titik tumpu sama dengan 0 maka,

$$\begin{aligned} W \times I_W &= 0 \\ M \times I_M &= 0 \\ W \times I_W &= M \times I_M \quad (2.2) \\ \frac{W}{M} &= \frac{I_W}{I_M} \\ KM &= \frac{W}{M} = \frac{I_W}{I_M} \end{aligned}$$

Dimana:

M : gaya otot

W : Gaya berat

I_M : Momen gaya otot

I_W : Momen gaya berat

Ada berbagai macam jenis otot dalam tubuh manusia, misalnya saja pada lengan terdapat 35 otot bertanggung jawab untuk pergerakan tangan manusia yang kompleks, otot yang bekerja salah satunya yaitu FDS dan *biceps brachii* [4]. Otot FDS adalah otot fleksor ekstrinsik pada jari tangan. FDS sebelumnya dikenal sebagai *Flexor Digitorum Sublimis*, adalah fleksor ekstrinsik terbesar pada lengan bawah yang membentuk lapisan otot menengah antara kelompok otot dangkal dan otot dalam dari lengan bawah. FDS berisi empat komponen dengan tendon pada setiap jari yang sesuai dan fleksor primer dari sendi *interphalangeal proximal* atau PIP di falang tengah juga membantu dalam fleksi sendi *metacarpophalangeal* atau MCP [15].

Otot FDS memiliki 2 asal, kepala humeroulnar berasal dari epikondilus medial humerus dan proses koronoid ulna. Kepala radial berasal dari bagian atas aspek volar dari poros radial. FDS terpisah menjadi 2 bidang serat otot yaitu

superfisial dan bidang dalam. Bidang superfisial membelah untuk memasok tendon untuk jari tengah dan jari manis sedangkan bidang dalam pada bagian otot untuk bergabung dengan superfisial yang berhubungan dengan tendon jari manis kemudian membelah untuk memasok tendon indeks dan jari kelingking. Pada telapak tangan, FDS cenderung ke dasar phalangeal tengah dari digit 2 sampai 5, pada permukaan volar tangan [16].

Otot *biceps brachii* merupakan salah satu skeletal dimana jika dilihat melalui mikroskop cahaya terdapat serat lintang yaitu adanya pita atau garis gelap dan garis terang yang tersusun secara bergantian, otot ini merupakan jenis otot volunter dimana dipersyarafi oleh sistem saraf somatik dan berada di bawah pengaruh kesadaran manusia. Otot *biceps brachii* salah satu penggerak tubuh yang fungsi utamanya untuk melakukan gerakan fleksi elbow dan juga membantu dalam melakukan gerakan supinasi pada lengan bawah dimana akan lebih kuat bekerja pada posisi fleksi sendi elbow. Otot *biceps brachii* merupakan jenis otot tipe satu dimana otot ini mempunyai fungsi sebagai stabilisasi, bekerja secara aerobik, kontraksinya lambat landai, tidak mudah lelah, dan waktu kontraksinya 85 m/s [16].

II.2 Elektromiografi

Elektromiografi (EMG) merupakan teknik pemeriksaan dan perekaman sinyal yang terjadi dalam aktivitas otot. Sinyal yang dihasilkan dari proses kontraksi disebut elektromiograf. Elektromiografi diperoleh dari penggunaan instrumen elektromiograf yang akan menghasilkan rekaman bernama elektromiogram. Aktivitas pada otot dapat menghasilkan sinyal listrik sehingga elektromiograf dapat menangkap potensi listrik melalui aktivitas saat otot bergerak aktif maupun dalam keadaan tidak bergerak. Asal mula terjadinya sinyal listrik dihasilkan dari proses polarisasi dan depolarisasi 2 ion yaitu Natrium dan Potasium dalam sel otot. Proses terjadinya tegangan dibagi menjadi 3 bagian yaitu penegangan otot (polarisasi), pelepasan otot (depolarisasi) dan kondisi istirahat [16].

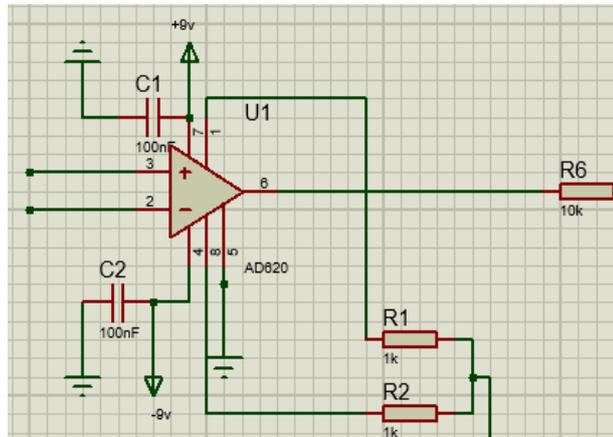
II.3 Instrumentasi EMG

Instrumentasi EMG merupakan alat pencatat sinyal bioelektrik yang diperoleh dari sinyal akibat kontraksi otot. Instrumentasi ini terdiri dari beberapa bagian yang disusun secara berurutan. Pada bagian awal dimulai dari rangkaian penguat instrumentasi, rangkaian penjumlah tak membalik, dan penyearah gelombang [17].

II.3.1 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Penguat instrumentasi merupakan diferensial dengan impedansi masukan yang tinggi dan keluaran tunggal. Biasanya penguat instrumentasi digunakan untuk memperkuat sinyal differensial yang kecil. Tidak semua penguat instrumentasi dapat mencapai tingkat kinerja yang tinggi, namun hanya perangkat terbaik yang dapat mencapai spesifikasi *Comon Mode Rejection Ratio* (CMRR) atau perbandingan penolakan moda tunggal sebesar 120 dB. Sedangkan penguat differensial standar memiliki penguatan sistem kontrol tertutup (*gain loop* tertutup) yang ditentukan oleh umpan balik resistif eksternal yang terhubung antara terminal keluaran dan satu terminal masukan baik positif atau negatif, penguat instrumentasi memiliki resistor umpan balik internal yang efektif terisolasi dari terminal masukan sebagai sinyal yang diterapkan di dua masukan diferensial V_1 dan V_2 [18].

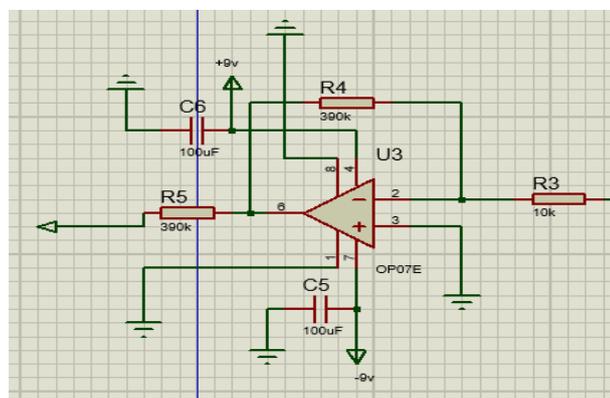
Penguat instrumentasi memiliki sebuah parameter disebut perbandingan penolakan moda tunggal yang diartikan sebagai respon rasio untuk sinyal moda normal dan respon untuk moda umum dengan amplitudo yang sama. perbandingan penolakan moda tunggal biasanya ditentukan dalam desibel dengan kisaran masukan moda umum adalah level tegangan dimana masukan dapat bervariasi. Penguat instrumentasi biasanya menggunakan kontrol penguat yang memiliki perbandingan penolakan moda tunggal tak hingga. Namun kenyataannya, perbandingan penolakan moda tunggal pada penguat operasional berkisar antara 40 dB hingga 200 dB. Sinyal gangguan biasanya masuk pada dua sisi perbandingan penolakan moda tunggal tinggi dan akan semakin kecil saat $V_1 = V_2$, maka idealnya $V_0 = 0$ V [5]. Rangkaian kontrol penguat dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.2 Kontrol penguat

II.3.2 Rangkaian Kaki Kanan

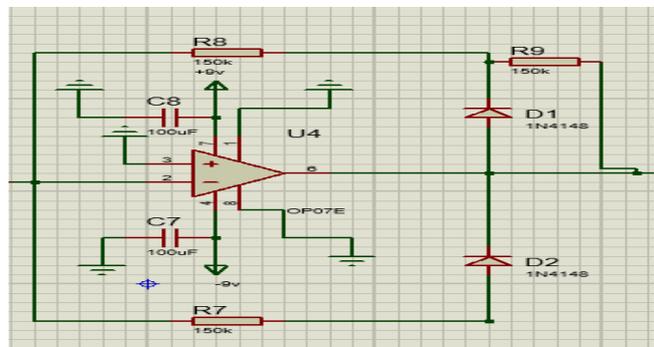
Rangkaian kaki kanan atau *Driven Right Leg* (DRL) adalah rancangan listrik yang sering ditambahkan ke penguat sinyal biologis untuk mengurangi gangguan. Penguat sinyal biologis seperti EKG (elektrokardiogram), EEG (elektroensefalogram) atau rangkaian EMG biasanya mengukur sinyal listrik yang sangat kecil yang dipancarkan oleh tubuh, seringkali sekecil beberapa mikrovolt. Sayangnya, tubuh pasien juga dapat bertindak sebagai antena yang menerima interferensi elektromagnetik, terutama suara 50/60 Hz dari saluran listrik. Gangguan ini dapat mengaburkan sinyal biologis, membuatnya sangat sulit untuk diukur. Rangkaian kaki kanan digunakan untuk menghilangkan gangguan interferensi dengan secara aktif membatalkan interferensi [19]. Pada Gambar 2.2 ditunjukkan rangkaian kaki kanan.



Gambar 2.3 Rangkaian kaki kanan

II.3.3 Penyearah Gelombang Penuh

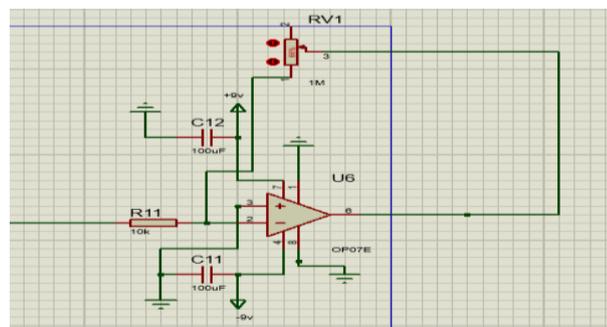
Penyearah gelombang yaitu ketika diberi arus bolak-balik, arus yang mengalir melalui dioda pertama saat signal arus listrik setengah gelombang tersebut dirubah menjadi positif (+) sementara ketika arus setengah gelombang mengalir melalui dioda kedua negatif (-). Jenis rangkaian yang mengalirkan arus listrik pada kedua sisi setengah gelombang disebut penyearah gelombang penuh [20]. Dapat dilihat pada Gambar 2.3 yang menunjukkan rangkaian dari penyearah gelombang penuh.



Gambar 2.4 Penyearah gelombang penuh

II.3.4 Penguat Membalik

Seperti namanya, keluaran dari penguat terbalik dibandingkan dengan sinyal input. Sinyal keluaran terbalik berarti memiliki pergeseran fasa 180° dibandingkan dengan sinyal masukan. Sebuah penguat yang memberikan pergeseran fasa 180° antara input dan output disebut penguat pembalik [21]. Gambar 2.4 menunjukkan skema rangkaian dari penguat pembalik.



Gambar 2.5 Penguat pembalik

II.4 Elektroda

Ada dua jenis penggunaan elektroda dalam EMG yang biasa digunakan yaitu elektroda permukaan dan elektroda intramuskular (jarum atau kawat halus). Elektroda permukaan ditempelkan pada permukaan kulit sedangkan elektroda intramuskular menggunakan jarum atau kawat halus yang disuntikkan ke dalam kulit [5].

Elektroda yang digunakan dalam perangkat medis mentransfer energi arus ionik menjadi arus listrik dalam tubuh. Arus ini dapat diperkuat dan telah terbukti membantu dalam mendiagnosis berbagai penyakit. Elektroda medis terdiri dari pasta timah, logam dan elektroda. Elektroda medis dilanjutkan dengan kuantifikasi arus ion internal dan menghasilkan diagnosis berbagai gangguan okular, saraf, jantung, dan otot. Perangkat ini bekerja melalui penyediaan kontak listrik antara peralatan yang digunakan untuk memantau kegiatan dari pasien [22].

Elektroda yang biasanya digunakan untuk merekam sinyal EMG ialah elektroda permukaan. Elektroda permukaan dapat merekam potensi dari otot atau saraf elektroda-elektroda ini biasanya terdiri dari dua cakram logam persegi atau bundar (timah atau perak) dengan kabel timah yang menempel. Ketika elektroda permukaan digunakan, impedansi antara elektroda dan kulit harus dikurangi untuk mendapatkan rekaman yang memuaskan secara teknis biasanya dapat dicapai dengan menerapkan gel elektroda di bawah elektroda. Elektron kemudian dengan kuat menempel pada kulit dengan pita perekat. Ketika elektroda sekali pakai digunakan, kontak kulit yang kuat dapat dengan mudah dicapai tanpa pita perekat [22].

II.5 Karakterisasi Instrumentasi EMG

Secara umum terdapat beberapa karakterisasi instrumentasi, yaitu sebagai berikut [23,24]:

- a. *Range*, merupakan selisih keluaran maksimum dan keluaran minimum. *Range* dapat dirumuskan sebagai berikut [23,24]:

$$\Delta = V_{max} - V_{min} \quad (2.3)$$

Dengan V_{max} sebagai tegangan keluaran maksimum dan V_{min} sebagai tegangan keluaran minimum.

- b. Sensitivitas, juga menunjukkan besar kepekaan terhadap nilai yang diukur. Untuk instrumentasi dengan *output* tegangan, sensitivitas dapat dirumuskan sebagai berikut [24]:

$$S = \frac{V_{max} - V_{min}}{M_{max} - M_{min}} \quad (2.4)$$

dengan M_{max} sebagai beban maksimum dan M_{min} sebagai beban minimum.

- c. Resolusi, merupakan nilai perubahan terkecil yang terukur pada instrumentasi. Resolusi untuk instrumentasi dapat dirumuskan sebagai berikut [24]:

$$R = \frac{N}{S} \quad (2.5)$$

dengan N adalah skala terkecil dari alat ukur dan S adalah nilai sensitivitas dari instrumentasi.

Ketiga karakteristik di atas digunakan untuk mengetahui kinerja dari penggunaan instrumentasi EMG.

II.6 Perangkat Tambahan

II.6.1 Mikrokontroler Arduino Uno

Mikrokontroler merupakan kepingan mikrokomputer yang berupa sebuah *Integrated Circuit* (IC) secara fisik. Mikrokontroler banyak ditemukan dalam sistem yang kecil, murah, dan tidak membutuhkan perhitungan yang sangat kompleks seperti dalam aplikasi *Personal Computer* (PC) misalnya *mikrowave*, *keyboard*, *remot*, *robot*, dan lainnya. Mikrokontroler berisikan bagian utama yaitu *Central Processing Unit* (CPU), *Random Access Memory* (RAM), *Read Only Memory* (ROM), dan port Masukan/Keluaran (I/O) [2]. Prototipe elektronika dalam keping mikrokontroler yang bersifat sumber dan perangkat keras terbuka yaitu arduino atau genuino. Sampai saat ini perangkat lunak arduino terus berkembang, begitu pula dengan papan arduino. Perusahaan arduino pun telah membebaskan bagi siapapun yang ingin mengembangkan arduino baik melalui program maupun papan arduino itu sendiri [25].

Setiap pin pada arduino UNO dapat digunakan sebagai masukan atau keluaran dengan menggunakan fungsi dari *pinMode*, *digitalWrite*, dan *digitalRead*. Pin I/O beroperasi dengan tegangan kerja sebesar 5 V atau 3,3 V *Direct Current* (DC) atau arus searah bergantung dari pengaturan pada terminal IOREF(*Input Output Reference*) dimana pin ini akan memberikan referensi tegangan yang beroperasi pada mikrokontroler. Setiap pin dapat menghasilkan dan menerima arus sebesar 20 mA dan mempunyai resistor internal dengan nilai resistansi yang berkisar antara 20 K Ω hingga 50 K Ω [25].

II.6.2 IC AD 620

AD620 adalah penguat instrumentasi dengan biaya rendah dan akurasi tinggi yang hanya membutuhkan satu resistor eksternal untuk mengatur kenaikan 1 hingga 10.000. Selain itu, AD620 memiliki fitur 8 pin rangkaian terpadu garis kecil dan kemasan standar yang lebih kecil dari rancangan diskrit dan menawarkan daya yang lebih rendah (hanya arus pasokan maksimum 1,3 mA), menjadikannya cocok untuk aplikasi bertenaga baterai, portabel (atau jarak jauh) [26].

IC AD620, dengan akurasi tinggi non-linear maksimum 40 ppm, perbedaan tegangan rendah 50 μ V, dan perbedaan penyimpanan 0,6 μ V / $^{\circ}$ C, sangat ideal untuk digunakan dalam sistem akuisisi data presisi, seperti timbangan timbangan dan antarmuka transduser. Selain itu, kebisingan yang rendah, arus masukan bias yang rendah, dan daya rendah dari AD620 membuatnya cocok untuk aplikasi medis, seperti EMG dan monitor tekanan darah [26].

II.6.3 IC OP07

OP07 memiliki perbedaan tegangan masukan yang sangat rendah (maksimum 75 μ V untuk OP07) yang diperoleh dengan memotong kepingan menjadi potongan yang lebih kecil. Perbedaan tegangan rendah ini umumnya menghilangkan kebutuhan untuk pengosongan eksternal. OP07 juga memiliki fitur arus masukan rendah sebesar \pm 4 nA dan penguatan pada sistem kontrol terbuka tinggi sebesar 200 V / mV. Rendahnya perbedaan dan penguatan sistem

kontrol terbuka tinggi membuat OP07 sangat berguna untuk aplikasi instrumentasi dengan penguatan yang besar [27].

Kisaran tegangan masukan lebar ± 13 V minimum dikombinasikan dengan perbandingan penolakan moda tunggal tinggi 106 dB dan impedansi masukan tinggi memberikan akurasi tinggi dalam konfigurasi rangkaian tidak membalik. Linieritas yang sangat baik dan akurasi perolehan dapat dipertahankan bahkan pada keuntungan sistem kontrol tertutup yang tinggi. Stabilitas perbedaan dan penguatan dengan waktu atau variasi suhu sangat baik. Keakuratan dan stabilitas OP07 bahkan pada penguatan tinggi, dikombinasikan dengan kebebasan dari pembatalan eksternal telah menjadikan OP07 standar industri untuk aplikasi instrumentasi. [27].