



TESIS - EE185401

**PENGARUH ALAS KAKI DENGAN KELENTURAN
SOL BERBEDA TERHADAP AKTIVITAS SINYAL
EMG OTOT TUNGKAI BAWAH DAN *GROUND
REACTION FORCE* SAAT BERJALAN**

IKA WULANDARI
07111850067006

DOSEN PEMBIMBING

Dr. Adhi Dharma Wibawa, S.T., M.T.
Dr. Diah Puspito Wulandari, S.T., M.Sc.
dr. I Putu Alit Pawana, Sp.KFR (K)

PROGRAM MAGISTER

BIDANG KEAHLIAN TELEMATIKA (PETIK)

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO

FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS

INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER

SURABAYA

2020



TESIS - EE185401

**PENGARUH ALAS KAKI DENGAN KELENTURAN
SOL BERBEDA TERHADAP AKTIVITAS SINYAL
EMG OTOT TUNGKAI BAWAH DAN *GROUND
REACTION FORCE* SAAT BERJALAN**

IKA WULANDARI
07111850067006

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Adhi Dharma Wibawa, S.T., M.T.
Dr. Diah Puspito Wulandari, S.T., M.Sc.
dr. I Putu Alit Pawana, Sp.KFR (K)

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TELEMATIKA (PETIK)
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

LEMBAR PENGESAHAN TESIS

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (MT)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

IKA WULANDARI
NRP: 07111850067006

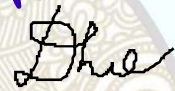
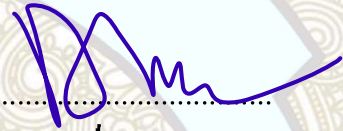
Tanggal Ujian: 3 Juli 2020
Periode Wisuda: September 2020

Disetujui oleh:
Pembimbing:

1. Dr. Adhi Dharma Wibawa, S.T., M.T.
NIP: 197605052008121003

2. Dr. Diah Puspito Wulandari, S.T., M.Sc
NIP: 198012192005012001

3. dr. I Putu Alit Pawana, Sp.KFR (K)
NIP: 197312292009041001



Penguji:

1. Eko Setijadi, S.T., M.T., Ph.D
NIP: 197210012003121002

2. Dr. Ir. Wirawan, DEA
NIP: 196311091989031011

3. Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery P., M.Eng
NIP: 195809161986011001



Kepala Departemen Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas



Dedet Candra Riawan, S.T., M.Eng., Ph.D
NIP: 197311192000031001

Halaman ini sengaja dikosongkan

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul **“PENGARUH ALAS KAKI DENGAN KELENTURAN SOL BERBEDA TERHADAP AKTIVITAS SINYAL EMG OTOT TUNGKAI BAWAH DAN GROUND REACTION FORCE SAAT BERJALAN”** adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Juli 2020



Ika Wulandari

07111850067006

Halaman ini sengaja dikosongkan

PENGARUH ALAS KAKI DENGAN KELENTURAN SOL BERBEDA TERHADAP AKTIVITAS SINYAL EMG OTOT TUNGKAI BAWAH DAN *GROUND REACTION FORCE* SAAT BERJALAN

Nama mahasiswa : Ika Wulandari
NRP : 07111850067006
Pembimbing : 1. Dr. Adhi Dharma Wibawa, S.T., M.T.
2. Dr. Diah Puspito Wulandari, S.T., M.Sc
3. dr. I Putu Alit Pawana, Sp.KFR (K)

ABSTRAK

Penggunaan berbagai jenis *walking shoes* saat ini mempengaruhi aktivitas otot dan *Ground Reaction Force*, yang dapat berimplikasi pada perubahan struktur/posisi dan fungsi pada tubuh manusia. Hal ini mendorong penelitian untuk menganalisis pengaruh dari sepatu berjalan ini, dengan berbagai bahan dan fleksibilitas sol sepatu, ketika berjalan. Penelitian ini bertujuan untuk meneliti efek dari sepatu berjalan dengan keelenturan sol berbeda pada aktivitas otot tungkai bawah dan GRF yang terjadi dalam tubuh selama berjalan. Tiga puluh pria dewasa yang sehat (usia rata-rata: $30,93 \pm 6,78$) berjalan di jalur 8,0 m yang ditanam *force plate*, dengan mengenakan tiga jenis sepatu yang berbeda yaitu Sepatu A (sol fleksibel), Sepatu B (sol mid-fleksibel) dan Sepatu C (sol kaku).

Selama berjalan, aktivitas otot gastrocnemius medialis, tibialis anterior, dan vastus medialis dari kedua kaki direkam oleh EMG melalui elektroda permukaan dan GRF direkam secara bersamaan melalui *force plate*. Empat kondisi eksperimental dianalisis: (i) *barefoot*, (ii) sepatu sol fleksibel, (iii) sepatu sol mid-fleksibel, (iv) sepatu sol kaku. Gerakan dari setiap kondisi diulang empat kali. Dalam percobaan ini, aktivitas otot dan GRF tanpa alas kaki digunakan sebagai *baseline* untuk dibandingkan dengan aktivitas otot dan GRF kondisi berjalan lainnya. Dengan hipotesis bahwa sepatu yang paling fleksibel memiliki pola aktivitas otot dan GRF paling mendekati aktivitas otot dan GRF *barefoot* saat berjalan normal.

Repeated-measures analysis of variance (RM ANOVA) digunakan untuk menganalisis perbedaan pengaruh antara kondisi berjalan. Signifikansi ditetapkan pada ($p < 0,05$). Hasil dari analisis statistik menunjukkan bahwa perbedaan signifikan terjadi untuk beberapa parameter statistik EMG seperti: *peak*, *time of peak*, durasi, dan onset untuk otot: gastrocnemius medialis, tibialis anterior, dan vastus medialis, serta Fmax1 dan Fmin dari GRF, ketika membandingkan empat kondisi eksperimental. Kesimpulan dari penelitian ini adalah parameter onset pada otot tibialis anterior dan Fmax1 pada VGRF saat berjalan menggunakan Sepatu A (sol fleksibel) memiliki pola terdekat dengan aktivitas otot dan VGRF saat berjalan *barefoot* (BF).

Kata kunci: anggota gerak bawah, berjalan, EMG, *Ground Reaction Force*, sol sepatu.

Halaman ini sengaja dikosongkan

THE INFLUENCE OF FOOTWEAR WITH DIFFERENT SOLE ON THE EMG ACTIVITY OF LOWER LIMB MUSCLE AND GROUND REACTION FORCE DURING WALKING

By : Ika Wulandari
Student Identity Number : 07111850067006
Supervisor(s) : 1. Dr. Adhi Dharma Wibawa, S.T., M.T.
2. Dr. Diah Puspito Wulandari, S.T., M.Sc
3. dr. I Putu Alit Pawana, Sp.KFR (K)

ABSTRACT

The use of currently various type of walking shoes affects muscle activity and the Ground Reaction Force on human body, which can have implications changing in structure/position and functionality. It is interesting to analyze the effect of these walking shoes with different materials and flexibility of shoe sole, during walking. This study examines the effect of these footwears on the muscle activity of the lower limb and on the GRF that occurs in the body during walking. Thirty healthy adult males (mean age: 30.93 ± 6.78) walk on 8.0 m walkway, with a force plate embedded in it, while wearing three different kind of shoes. One shoes are with flexible sole, the second one are with slightly-flexible, and the third shoes are rigid sole. All of those shoes were Skechers.

During walking, the muscle activity of gastrocnemius medialis, tibialis anterior, and vastus medialis from both legs were recorded by electromyographic (EMG) via surface electrodes and the GRF were recorded simultaneously via force plate. Four experimental conditions were assessed: (i) barefoot, (ii) the flexible sole shoe, (iii) the slightly flexible sole shoe, (iv) the rigid sole shoe. They repeated each those conditions four times. In this experiment, the muscle activity and GRF pattern of barefoot is used as the golden standard to compare with other individual muscle activity and GRF. The hypothesis is that the most flexible shoe should activate muscle activity pattern and GRF close to the barefoot muscle activity during normal walking.

Repeated-measures analysis of variance (RM ANOVA) was conducted to analyze the different effects between conditions. Significance was set at ($p < 0.05$). Results showed that significant differences happen for several statistical parameters of EMG such as: peak, time of peak, duration of peak, and onset time of peak amplitude for muscles: gastrocnemius medialis, tibialis anterior, and vastus medialis, also the first vertical peak and minimum value during peaks of GRF, when comparing the four experimental conditions. Since Barefoot is the baseline for this study, the conclusion is that onset time for tibialis anterior muscle pattern and the first vertical peak of VGRF with Shoe A (Flexible Sole) was the closest pattern to the barefoot (BF) muscle activity and GRF during normal walking.

Key words: EMG, Ground Reaction Force, lower limb, sole, walking

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Alhamdulillahirobbil'alamin, puji syukur atas ridlo dan rahmat Allah SWT, Tuhan yang Maha Kuasa, sehingga penulis bisa menyelesaikan tesis dengan judul **“PENGARUH ALAS KAKI DENGAN KELENTURAN SOL BERBEDA TERHADAP AKTIVITAS SINYAL EMG OTOT TUNGKAI BAWAH DAN GROUND REACTION FORCE SAAT BERJALAN”**.

Ucapan terima kasih yang sebesar-besarnya dan penghargaan yang setinggi-tingginya saya sampaikan kepada yang terhormat Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST, MT. selaku pembimbing pertama, Dr. Diah Puspito Wulandari, S.T., M.Sc. selaku pembimbing kedua dan dr. I Putu Alit Pawana, Sp.KFR (K) selaku pembimbing ketiga, yang dengan penuh perhatian, serta kesabaran selalu meluangkan waktu, memberikan pengarahan dan motivasi serta semangat dalam penulisan tesis ini.

Penulis dapat menyelesaikan tesis ini, juga tidak terlepas dari bantuan dan kerjasama dari berbagai pihak, maka perkenankan saya dengan sepenuh hati menyampaikan terima kasih yang tak terhingga kepada:

1. Prof. Dr. Ir. Mochamad Ashari, M.Eng., selaku Rektor Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, yang telah memberikan kesempatan dan fasilitas kepada saya untuk mengikuti dan menyelesaikan pendidikan pada Program Studi Magister Teknik Elektro.
2. Bapak Eko Setijadi, ST, MT, Ph.D, Dr. Ir. Wirawan, DEA dan Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery P., M.Eng selaku dosen penguji dalam ujian tesis yang telah memberikan saran-saran yang sangat bermanfaat bagi penulis.
3. Kementerian Komunikasi dan Informasi yang telah memberikan kesempatan mendapatkan beasiswa Program Magister (S2) Telematika/Pengelola TIK Pemerintahan (PETIK) pada Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
4. Dr. I Ketut Eddy Purnama, ST., MT., selaku Dekan Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya yang telah memberikan arahan, kesempatan dan fasilitas kepada kami untuk

mengikuti dan menyelesaikan pendidikan di Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

5. Dedet Candra Riawan, ST., M.Eng., Ph.D., selaku Kepala Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya yang telah memberikan kesempatan dan fasilitas kepada kami untuk mengikuti pendidikan pada Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
6. Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D., selaku Kepala Program Pascasarjana, Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya yang telah memberikan kesempatan dan fasilitas kepada kami untuk mengikuti pendidikan pada Program Magister (S2) Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
7. Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST, MT, selaku Koordinator Bidang Keahlian Telematika/Pengelola TIK Pemerintahan (PeTIK) sekaligus Dosen Pembimbing Akademik PETIK 2018 Departemen Teknik Elektro, atas arahan, bimbingan dan motivasinya dalam menyelesaikan perkuliahan maupun penulisan tesis ini.
8. Seluruh Pengajar dan staf Program Studi Pascasarjana Departemen Teknik Elektro, Bidang Keahlian Telematika/Pengelola TIK Pemerintahan (PeTIK), yang telah mentransfer ilmu pengetahuannya melalui kegiatan perkuliahan serta membantu kelancaran pengurusan administrasi perkuliahan dan penyelesaian tesis ini.
9. Dr. Joni Wahyuhadi, dr., Sp.BS (K), selaku Direktur Utama, drg. Florentina Joestandari, M.T. selaku Kepala Bagian, serta Ibu Ida Mayasari, S.KM, M.Kes dan Bpk. Happy Setiawan, S.Psi, M.Psi selaku Kepala Sub Bagian di RSUD Dr. Soetomo Surabaya, yang telah memberikan ijin dan kesempatan kepada penulis untuk melanjutkan pendidikan ke jenjang yang lebih tinggi, serta segala arahan dan bimbingan dalam menyelesaikan pendidikan maupun penulisan tesis ini.

10. Seluruh responden penelitian yang telah meluangkan waktu dan memberikan kerjasama yang baik, serta dr. Langgeng yang telah membantu proses pengambilan data sehingga penelitian ini dapat berjalan dengan baik.
11. Orangtuaku Panidjan dan Ponami serta Ibu Mertua Sri Puji Utami, terimakasih atas segala do'a dan dukungannya sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis ini tepat waktu.
12. Suamiku tercinta C. Wastu Lingga P. ,atas dukungan yang tiada henti selama ini, dan anak-anakku tersayang Najwa dan Fadhil, yang dengan penuh kesabaran, cinta, kasih-sayang dan do'a yang tiada henti dipanjatkan demi selesainya studi ini. Semoga keluarga kita selalu mendapat ridlo-Nya, Aamiin.
13. Keluargaku tersayang Irul, Fajar, Linda, Dhira, Khalid, Budhe dan Pakdhe, yang banyak membantu do'a dan semangat.
14. Teman-teman S2 Departemen Teknik Elektro Bidang Keahlian Telematika-PeTIK ITS Angkatan 2018, Mbak Ambar, Mbak Rahma, Mbak Novi, Mbak Luluk, Mas Jamal, Aji, Mas Henry, Mas Danang, Mas Aris, Mas Anas, Mas Sunarmo, Mas Lucan, Mas Ferry, Mas Angga, Firman, Fauzan, dan Zico yang selalu kompak dan saling mendukung, saling mendoakan baik dalam perkuliahan maupun dalam penyelesaian penulisan tesis ini.
15. Rekan-rekan Bagian Kepegawaian, RSUD Dr. Soetomo Surabaya, Mbak Ais, Rini, Yunita, Mbak Nia, Finda, Mbak Martha, Mas Ony, Mas Agus, Mas Firman, Mas Rama, Mas Indra, Pras dan teman-teman yang lain, yang selalu mendoakan dan memberi dorongan semangat sehingga penulis bisa menyelesaikan pendidikan dan penulisan tesis ini.

Semoga Allah SWT membalas kebaikan semua pihak yang telah memberi kesempatan, dukungan dan bantuan dalam menyelesaikan tesis ini. Penulis menyadari bahwa tesis ini masih jauh dari sempurna, oleh karena itu saran dan kritik yang membangun sangat diharapkan demi kesempurnaan tulisan ini, sehingga tesis ini memberikan manfaat yang baik bagi agama, bangsa dan negara.

Surabaya, Juli 2020

Penulis

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN TESIS	iii
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xv
DAFTAR GAMBAR	xvii
DAFTAR TABEL	xix
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Tujuan	3
1.4 Batasan Masalah	3
1.5 Kontribusi	4
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA	5
2.1 Kajian Penelitian Terkait	5
2.2 Analisis Gait	6
2.3 Sepatu	9
2.3.1 Fitur Sepatu	9
2.3.2 Macam-Macam Sol Sepatu dan Karakteristik Bahan Sol Sepatu ...	10
2.3.3 Skema Interaksi Kaki dan Permukaan Lintasan saat Berjalan Menggunakan Sepatu	11
2.4 Aktivitas Otot Tungkai (<i>Lower Limb Muscle</i>)	12
2.5 <i>Electromyography</i> (EMG)	15
2.5.1 Karakteristik Sinyal EMG	17
2.5.2 Faktor Timbulnya Sinyal EMG	18
2.5.3 Pengolahan Sinyal EMG	19
2.5.4 Parameter Amplitudo EMG	22

2.6	<i>Ground Reaction Force (GRF)</i>	23
2.7	Repeated Measures Analysis of Variance (RM-ANOVA)	26
BAB 3 METODE PENELITIAN		29
3.1	Persiapan Penelitian	29
3.1.1	Studi Literatur	29
3.1.2	Pemilihan Jenis Sepatu	30
3.1.3	Pemilihan Partisipan	32
3.1.4	Eksplorasi Alat	33
3.2	Pengambilan Data	36
3.2.1	Persiapan Perekaman	37
3.2.2	Perekaman Data EMG dan GRF	38
3.3	Pengolahan Data	41
3.3.1	Pengolahan Data Sinyal EMG	41
3.3.2	Pengolahan Data Sinyal GRF	44
3.4	Analisa Statistik	47
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN		49
4.1	Data Partisipan	49
4.2	Hasil Analisa Sinyal EMG	51
4.2.1	Hasil Pengolahan Sinyal EMG	51
4.2.2	Hasil Ekstraksi Fitur Sinyal EMG	53
4.2.3	Hasil Analisis Statistik Sinyal EMG	54
4.2.4	Diskusi Hasil Analisis Sinyal EMG	59
4.3	Hasil Analisa Data GRF	61
4.3.1	Hasil Pengolahan Data GRF	61
4.3.2	Hasil Ekstraksi Fitur GRF	63
4.3.3	Hasil Analisis Statistik GRF	70
4.3.4	Diskusi Hasil Analisis Data GRF	72
BAB 5 PENUTUP		75
5.1	Kesimpulan	75
5.2	Saran	75
DAFTAR PUSTAKA		77
LAMPIRAN		81

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Siklus Berjalan Normal [11]	7
Gambar 2.2 Bagian-Bagian Penyusun Sepatu[13].....	9
Gambar 2.3 Gaya yang bekerja ketika kaki berinteraksi dengan permukaan[15]	12
Gambar 2.4 Otot Tungkai [17].....	13
Gambar 2.5 Contoh alat EMG (Electromyograph 800C) [20].....	16
Gambar 2.6 Pengambilan data EMG melalui elektroda permukaan [22]	17
Gambar 2.7 Sinyal <i>raw</i> EMG [19].....	18
Gambar 2.8 <i>Full wave rectification</i> dari Raw Sinyal EMG [19].....	20
Gambar 2.9 Perbandingan algoritma <i>smoothing</i> menggunakan <i>moving average</i> dan <i>root mean square</i> [19]	21
Gambar 2.10 <i>Envelope</i> signal EMG setelah <i>filtering</i> dan <i>smoothing</i> [22]	21
Gambar 2.11 Onset, Offset dan durasi dari sinyal EMG [18].....	22
Gambar 2.12 Komponen <i>Ground Reaction Force</i> . Fx, Fy, dan Fz pada multi-axis <i>force platform</i> [25]	23
Gambar 2.13 Pola sinyal <i>Ground Reaction Force</i> normal saat menapak pada <i>mediolateral</i> (Fx), <i>anteroposterior</i> (Fy), <i>upward/vertical force</i> (Fz). Tanda panah merupakan <i>peak</i> dari setiap sinyal. [27].....	24
Gambar 2.14 Pola sinyal <i>Vertical Ground Reaction Force</i> . F1 = loading response; F2= <i>midstance valley</i> ; F3= <i>terminal stance peak</i> . [12].....	25
Gambar 3.1 Metodologi Umum Penelitian	29
Gambar 3.2 Tahap Persiapan Penelitian	29
Gambar 3.3 Sepatu dengan sol fleksibel, sol mid-fleksibel dan sol kaku.....	32
Gambar 3.4 Pengukuran aktivitas otot menggunakan MESPEC 4000 System	33
Gambar 3.5 <i>software</i> Peak Motus untuk membaca sinyal EMG	35
Gambar 3.6 <i>Force Plate</i> yang ditaman pada lintasan berjalan	35
Gambar 3.7 Antarmuka <i>software</i> Clinical Motion Analysis Xystem (CMAX) ...	36
Gambar 3.8 Proses Pengambilan Data	37
Gambar 3.9 Proses Peletakan Elektroda pada Otot Tungkai	38
Gambar 3.10 Proses Pengambilan Data EMG dan GRF	39
Gambar 3.11 Proses Pengambilan Data EMG dan GRF	41
Gambar 3.12 Proses Pengolahan Data Sinyal EMG	42
Gambar 3.13 Proses Pengolahan Data GRF	45
Gambar 3.14 Data <i>vertical</i> GRF setelah dilakukan pemotongan.....	45
Gambar 3.15 Data <i>vertical</i> GRF setelah dinormalisasi.....	46
Gambar 3.16 Analisa Kinetik [32]	47
Gambar 4.1 Stream Raw Data EMG saat berjalan <i>barefoot</i>	51
Gambar 4.2 Stream satu <i>gait cycle</i> data EMG yang telah dinormalisasi pada <i>channel</i> otot Gastrocnemius Medialis	52

Gambar 4.3 Stream satu <i>gait cycle</i> data EMG yang telah <i>threshold</i> pada <i>channel</i> otot Gastrocnemius Medialis	52
Gambar 4.4 Sinyal <i>Envelope</i> EMG saat berjalan dengan berbagai kondisi	53
Gambar 4.5 Standar Deviasi Parameter <i>Peak</i> sinyal EMG	55
Gambar 4.6 Standar Deviasi Parameter Posisi <i>Peak</i> sinyal EMG.....	56
Gambar 4.7 Standar Deviasi Parameter Durasi sinyal EMG.....	58
Gambar 4.8 Standar Deviasi Parameter Onset sinyal EMG.....	59
Gambar 4.9 Data GRF hasil perekaman menggunakan <i>force plate</i>	62
Gambar 4.10 Data <i>vertical Ground Reaction Force</i> yang telah di- <i>crop</i>	62
Gambar 4.11 Data VGRF yang telah dilakukan proses <i>smoothing</i> dan normalisasi	63
Gambar 4.12 Hasil ekstraksi fitur <i>Fmax1</i> , <i>Fmin</i> dan <i>Fmax2</i> dari VGRF	64
Gambar 4.13 Pola rata-rata <i>Vertical Ground Reaction Force</i> saat Barefoot. (a) Kaki Kanan; (b) Kaki Kiri.....	65
Gambar 4.14 Pola rata-rata <i>Vertical Ground Reaction Force</i> untuk Sepatu A. (a) Kaki Kanan; (b) Kaki Kiri.....	67
Gambar 4.15 Pola rata-rata <i>Vertical Ground Reaction Force</i> untuk Sepatu B. (a) Kaki Kanan; (b) Kaki Kiri.....	68
Gambar 4.16 Pola rata-rata <i>Vertical Ground Reaction Force</i> untuk Sepatu C. (a)Kaki Kanan: (b)Kaki Kiri.....	70
Gambar 4.17 Perbedaan Pola <i>Vertical Ground Reaction Force</i> saat berjalan barefoot dibandingkan dengan menggunakan Sepatu A, Sepatu B dan Sepatu C	71
Gambar 4.18 Standar Deviasi dari <i>Fmax1</i> , <i>Fmin</i> dan <i>Fmax2</i> dari keempat kondisi berjalan	72

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Tabel Aktivitas Otot pada <i>lower limb</i> [12]	15
Tabel 3.1 Spesifikasi sepatu yang digunakan dalam penelitian.....	31
Tabel 3.2 Peletakan masing-masing <i>channel</i> pada otot yang akan diukur	34
Tabel 4.1 Data Partisipan	50
Tabel 4.2 <i>Instance data</i> untuk masing-masing fitur.....	53
Tabel 4.3 Hasil perhitungan statistik untuk parameter <i>Peak</i> pada Gastrocnemius Medialis (GM) Tibialis Anterior (TA), dan Vastus Medialis (VM).	54
Tabel 4.4 Hasil perhitungan statistik untuk parameter Posisi <i>Peak</i> pada Gastrocnemius Medialis (GM) Tibialis Anterior (TA), dan Vastus Medialis (VM).	55
Tabel 4.5 Hasil perhitungan statistik untuk parameter Durasi pada Gastrocnemius Medialis (GM) Tibialis Anterior (TA), dan Vastus Medialis (VM).	57
Tabel 4.6 Hasil perhitungan statistik untuk parameter onset pada Gastrocnemius Medialis (GM) Tibialis Anterior (TA), dan Vastus Medialis (VM).	58
Tabel 4.7 Fmax1, Fmin, dan Fmax2 dari VGRF saat berjalan <i>Barefoot</i>	64
Tabel 4.8 Fmax1, Fmin, dan Fmax2 dari VGRF saat berjalan menggunakan Sepatu A (sol fleksibel).....	66
Tabel 4.9 Fmax1, Fmin, dan Fmax2 dari VGRF saat berjalan menggunakan Sepatu B (sol mid-fleksibel).....	67
Tabel 4.10 Fmax1, Fmin, dan Fmax2 dari VGRF saat berjalan menggunakan Sepatu C (sol kaku)	68
Tabel 4.11 Analisis statistik untuk fitur Fmax1, Fmin dan Fmax2.....	70

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kinesiologi merupakan studi ilmiah yang mempelajari tentang pergerakan tubuh manusia, dan biomekanik merupakan salah satu cabang ilmu dari kinesiologi yang melibatkan lebih spesifik tentang gerakan manusia dan penyebab terjadinya gerakan tersebut. Studi Biomekanik ini banyak digunakan oleh praktisi dari banyak bidang seperti diagnostik medis, rehabilitasi, interaksi komputer dengan manusia, *sport clinic*, serta para ahli di bidang olah raga untuk meningkatkan efisiensi gerakan para atlet [1].

Dalam menjalankan aktivitas sehari – hari, manusia akan melakukan berbagai macam gerakan, salah satunya adalah gerakan berjalan. Berjalan dan berlari merupakan bentuk paling alami dari *human locomotion*. Berjalan merupakan aktifitas gerak berpindah tempat atau memindahkan tubuh dari satu titik ke titik lainnya dengan cara melangkah menggunakan kaki secara bergantian. Gerakan berjalan merupakan suatu rangkaian dari *gait cycle*, dimana satu siklus gait (*gait cycle*), dikenal dengan sebutan langkah (*stride*), terdiri dari dua fase yaitu fase menapak (*stance phase*), di mana kaki mengenai landasan, dan fase mengayun (*swing phase*) di mana kaki tidak mengenai landasan [2]. Manusia dapat melakukan gerakan berjalan karena dipengaruhi oleh gerakan sendi dan otot [3].

Pada saat beraktivitas di luar ruangan, seseorang biasanya menggunakan alas kaki sebagai pelindung dari berbagai macam kondisi lingkungan seperti permukaan tanah yang berbatu-batu, berair, udara panas, maupun dingin. Alas kaki yang paling banyak digunakan dan beredar di masyarakat luas adalah sepatu. Biasanya, salah satu yang menjadi pertimbangan orang ketika membeli sepatu adalah bentuk sol sepatu. Berbagai jenis sepatu banyak beredar di pasaran serta digunakan untuk berbagai macam aktivitas, namun hanya beberapa jenis sepatu yang telah diteliti pengaruhnya terhadap tubuh manusia, seperti sepatu atletik atau sepatu lari, sepatu hak tinggi atau sepatu hak negatif, serta *rocker laced shoes* dan *unstable styles* [4].

Alas kaki dapat memiliki efek yang signifikan pada sistem muskuloskeletal. Salah satu sistem muskuloskeletal, yang dipengaruhi oleh alas kaki, adalah fungsi otot [5]. Evolusi konstruksi dan bahan sepatu dalam beberapa dekade terakhir, seperti kelembutan alas sepatu, midsoles berbentuk *wedge* dengan berbagai ketebalan, serta insole udara atau gel yang dianggap mendukung dan melindungi ekstremitas bawah, juga memberikan berbagai efek pada aktivitas otot saat berjalan [6,7]. Penelitian lain menganalisis efek berbagai sepatu dengan sol tertentu pada aktivitas otot selama berjalan, seperti sepatu Masai Barefoot Technologies (MBT), sepatu destabilisasi pergelangan kaki, dan *balance shoes* [4] dibandingkan dengan pada saat berjalan *barefoot*, dimana perbedaan sol sepatu tersebut mempengaruhi secara signifikan aktivitas otot Gastrocnemius Medialis, Tibialis Anterior, Vastus Medialis dan Rectus Femoris .

Penelitian terdahulu juga menunjukkan bahwa ketika kekerasan sol sepatu meningkat menyebabkan tekanan plantar meningkat. Selain itu risiko cedera dapat dialami kaki seseorang ketika menggunakan sepatu yang memiliki sol keras akibat akumulasi *Ground Reaction Force* pada kaki [8]. Pejalan kaki tanpa alas kaki menunjukkan tekanan plantar puncak yang lebih rendah dan impuls tekanan, sedangkan tekanan plantar puncak meningkat pada pengguna sepatu rutin yang berjalan bertelanjang kaki [9]. *Ground Reaction Force* (GRF) merupakan gaya yang diberikan oleh tanah pada benda bersentuhan dengannya, seperti pada saat berjalan [2].

Studi sebelumnya lebih membahas efek sol sepatu yang fleksibel tetapi secara eksklusif untuk berlari, dan kurang membahas efek sepatu dengan sol yang fleksibel untuk berjalan sehari-hari. Faktanya saat ini sepatu berjalan memiliki berbagai jenis sol yang diklaim dapat mendukung aktivitas berjalan. Sangat menarik untuk mempertimbangkan efek terhadap aktivitas otot serta *Ground Reaction Force* yang terkait dengan penggunaan sepatu berjalan, dengan berbagai bahan dan fleksibilitas sol sepatu. Oleh karena itu, perlu untuk menganalisis efek sepatu ini pada aktivitas otot tungkai bawah serta *Ground Reaction Force* selama berjalan menggunakan jenis sepatu yang digunakan sehari-hari.

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk membandingkan efek sepatu berjalan dengan outsole yang berbeda pada aktivitas otot tungkai bawah dan

Ground Reaction Force selama berjalan. Hipotesis dalam penelitian ini adalah aktivitas otot dan GRF saat berjalan menggunakan sepatu dengan sol fleksibel memiliki pola aktivitas otot dan GRF yang paling mirip dengan saat berjalan *barefoot*. Parameter EMG (peak, posisi peak, durasi dan onset) dan GRF (Fmax1, Fmin dan Fmax2) akan digunakan sebagai parameter untuk membandingkan tiga sol sepatu yang berbeda.

1.2 Rumusan Masalah

Penggunaan sepatu dapat mempengaruhi aktivitas otot dan *Ground Reaction Force* saat berjalan, bahkan penggunaan sepatu dengan sol kaku dapat meningkatkan aktivitas otot dan gaya reaksi tanah terhadap tubuh manusia. Peningkatan aktivitas otot dan GRF ini memberikan efek pada tubuh saat berjalan serta dapat meningkatkan risiko cedera. Penelitian terdahulu banyak membahas efek dari berbagai jenis sol sepatu namun untuk kegiatan berlari, dan masih sedikit yang membahas efek sol sepatu untuk kegiatan berjalan sehari-hari. Sedangkan saat ini telah banyak jenis sepatu, khususnya sepatu berjalan dengan berbagai macam sol yang diklaim dapat membantu aktivitas berjalan. Sehingga, perlu dilakukan analisis pengaruh penggunaan sepatu dengan berbagai macam kelenturan sol sepatu terhadap pola aktivitas EMG otot tungkai bawah dan *Ground Reaction Force* (GRF) terhadap tubuh saat berjalan normal.

1.3 Tujuan

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Membandingkan pengaruh sepatu berjalan dengan kelenturan sol berbeda pada aktivitas EMG otot tungkai bawah saat berjalan normal.
2. Membandingkan pengaruh sepatu berjalan dengan kelenturan sol berbeda pada *Ground Reaction Force* (GRF) saat berjalan normal.

1.4 Batasan Masalah

Untuk memfokuskan permasalahan yang akan diangkat, maka dilakukan pembatasan masalah. Batasan – batasan masalah tersebut di antaranya :

1. Penelitian sinyal EMG difokuskan pada *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, dan *Vastus Medialis* pada kaki kanan dan kaki kiri.

2. Sepatu yang digunakan dalam penelitian hanya memperhatikan bahan dari sol sepatu dengan kelenturan berbeda berdasarkan material *outsole* sepatu tersebut. Sepatu yang diujikan terdiri dari 3 (tiga) jenis sepatu yaitu Sepatu A (sol fleksibel), Sepatu B (sol mid-fleksibel) dan Sepatu C (sol kaku).
3. Subyek penelitian adalah laki – laki sehat yang berumur 18-65 tahun (usia dewasa berdasarkan WHO), dengan Indeks Masa Tubuh Normal, sejumlah 30 (tiga puluh) orang sehat yang berstatus sebagai pekerja tanpa shift malam.
4. Pengambilan data pada subyek penelitian dilakukan pada siang hari, setelah para pekerja melakukan istirahat siang.
5. Subyek mampu berjalan dengan normal tanpa bantuan alat, tidak sedang mengalami cacat atau cedera pada otot, syaraf dan tulang yang mempengaruhi kemampuan berjalan atau merasa sakit saat menggunakan sepatu.

1.5 Kontribusi

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan informasi kepada pengguna sepatu terkait pemilihan jenis sepatu yang paling mendekati kondisi saat berjalan tanpa alas kaki, yaitu jenis sepatu yang menghasilkan aktivitas otot dan GRF yang paling mendekati kondisi saat *barefoot*, sehingga memberikan rasa nyaman saat berjalan. Informasi ini juga dapat digunakan oleh industri sepatu dalam mengembangkan teknologi sepatu dengan tingkat kenyamanan yang sesuai bagi pengguna sepatu.

BAB 2

KAJIAN PUSTAKA

Pada bab ini akan dibahas secara singkat tentang kajian pustaka dan dasar teori terkait dengan penelitian yang dilakukan. Kajian Pustaka didasarkan pada penelitian yang telah dilakukan sebelumnya, selain itu dijelaskan pula beberapa dasar teori yang menunjang penelitian ini.

2.1 Kajian Penelitian Terkait

Beberapa penelitian sebelumnya terkait pengaruh keleturan sol sepatu terhadap fungsi otot (sinyal EMG) dan gaya reaksi (*Ground Reaction Force*) yang bekerja pada manusia pada saat berjalan, yang mendorong untuk dilakukan penelitian ini antara lain:

1. Penelitian dengan judul "*The influence of footwear on the electromyographic activity of selected lower limb muscle during walking*" [6], dimana peneliti membandingkan pengaruh keleturan alas kaki terhadap otot *peroneus longus*, *tibialis anterior* dan *gastrocnomeus medialis* saat berjalan normal. Peneliti menggunakan sepatu flexibel standar dan sepatu lari stabil dibandingkan dengan berjalan tanpa alas kaki dan menghasilkan kesimpulan bahwa terdapat beberapa perbedaan signifikan pada ketiga otot khususnya parameter *time of peak amplitude* pada Otot Gastrocnemius Medialis, antara berjalan *barefoot* dibandingkan dengan berjalan dengan kedua jenis sepatu. Metode untuk mengetahui adanya perbedaan yang signifikan tersebut dengan menggunakan *Repeated-Measurement Analysis of Variance (RM-ANOVA)*.
2. Pada tahun 2010, Penelitian dengan topik "*A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls*" [9], meneliti pengaruh sepatu dari masing-masing partisipan, dengan penyakit diabetik neuropatik, terhadap otot *lower limb* dan GRF saat berjalan. Analisis dilakukan terhadap otot *vastus lateralis*, *gastrocnemius lateral* dan *tibialis anterior*, serta vertical GRF dan horisontal GRF, yang menunjukkan bahwa berjalan dengan sepatu meningkatkan *peak* dari VGRF dan *horizontal propulsive force*, serta pada

penderita diabetes aktivitas EMG pada *gastrocnemius medialis* mengalami keterlambatan. Hal ini menunjukkan bahwa perubahan pada informasi sensorik plantar terjadi saat menggunakan sepatu pada individu dengan penyakit diabetes.

3. Penelitian dengan tema “*Barefoot vs common footwear : A systematic review of the kinematic, kinetic, and muscle activity difference during walking*” [10], dimana peneliti melakukan studi literatur untuk melakukan investigasi pengaruh alas kaki terhadap *gait* seseorang, khususnya dari unsur kinematik, kinetik dan aktivitas otot pada saat berjalan. Berdasarkan penelitian tersebut, pejalan kaki tanpa alas kaki menunjukkan tekanan plantar puncak dan impuls tekanan yang lebih rendah dibandingkan dengan saat menggunakan alas kaki saat berjalan. Penggunaan alas kaki ini berpengaruh terhadap kinematik dan kinetik gaya berjalan secara kronis dan akut.

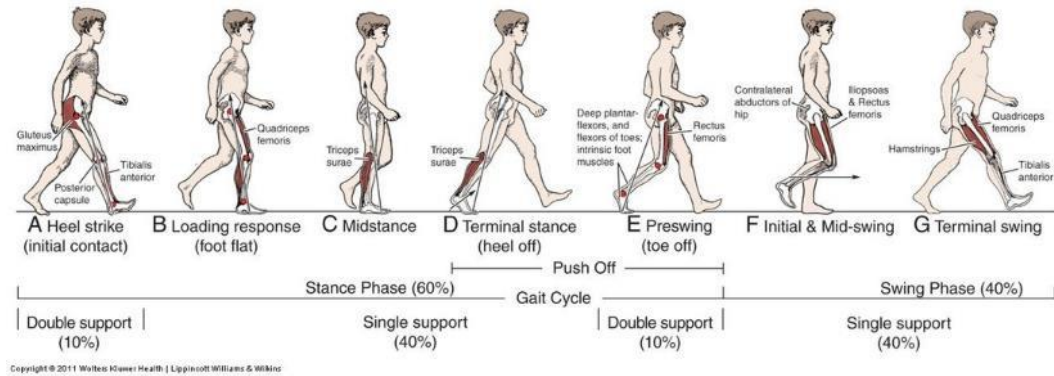
2.2 Analisis Gait

Gait merupakan pergerakan yang diperoleh melalui perpindahan anggota tubuh manusia [11]. Sedangkan berjalan merupakan gerakan anggota tubuh berulang-ulang ke arah depan dengan mempertahankan *stance stability* [12]. Gerakan berjalan tersebut dikontrol oleh susunan saraf pusat dengan melibatkan serangkaian interaksi antara tungkai bawah multisegmen dan total masa tubuh.

Siklus berjalan (*gait cycle*) didefinisikan sebagai gerakan berjalan yang berulang secara berturut dalam interval waktu tertentu [12]. Siklus berjalan dihitung sejak salah satu kaki menginjak tanah hingga kaki tersebut menginjak tanah kembali. Setiap satu siklus berjalan dibagi menjadi 2 (dua) fase, yaitu fase menapak (*stance phase*) dan fase mengayun (*swing phase*). Ada pula yang menambahkan satu fase lagi yaitu fase dua kaki di lantai (*double support*) yang berlangsung singkat. Fase *double support* ini akan semakin singkat jika kecepatan jalan bertambah, bahkan pada berlari fase *double support* ini sama sekali hilang, dan justru terjadi fase dimana kedua kaki tidak menginjak lantai.

Gait Cycle ditunjukkan pada Gambar 2.1. Distribusi Fase menapak (*stance phase*) sebanyak 60% dari satu siklus berjalan, dimulai dari *heel strike/heel on*, *foot flat*, *mid stance*, *heel off* dan diakhiri dengan *toe off*. Sedangkan fase mengayun

(*swing phase*) adalah fase mengayunkan kaki dari landasan dan terdistribusi sebanyak 40% dari satu siklus berjalan, dimulai dari *toe off*, *swing* dan diakhiri dengan *heel strike* (*accelerasi*, *mid swing*, *decelerasi*).



Gambar 2.1 Siklus Berjalan Normal [11]

Tahapan dari masing-masing fase terdiri atas :

1. *Stance Phase* (Fase Menapak) :

a. *Initial Contact* (0-2% GC)

Fase *initial contact* merupakan moment saat tumit menyentuh landasan. Fase ini merupakan awal dari fase menapak dengan posisi *heel strike* dimana seluruh *centre of gravity* berada pada tingkat terendah dan seseorang berada pada posisi yang paling stabil. Pada fase ini kedua kaki menyentuh landasan sehingga terjadi posisi *first double support*. Ketika tumit menyentuh landasan mengindikasikan bahwa tungkai akan bergerak, sedang tungkai yang lain berada pada posisi *terminal stance*.

b. *Loading Response* (0-10% GC)

Fase *loading response* atau *foot flat* merupakan tahap kedua dari fase menapak. Awal fase dilakukan dengan menyentuh landasan dan dilanjutkan sampai tungkai yang lain siap untuk diangkat dan diayunkan. Berat tubuh berpindah ke depan tungkai. Fase ini merupakan fase awal pada tahap satu tungkai menapak (*single limb stance*). Ketika tungkai pada posisi *foot flat*, tungkai lain berada pada posisi mengayun (*preswing*).

c. *Midstance* (10-30% GC)

Fase ini merupakan paruh pertama dari gerakan satu tungkai menapak (*single limb stance*), dimulai saat mengangkat tungkai dan dilanjutkan sampai

berat tubuh berpindah pada kaki yang lain dengan posisi lurus. Ketika tungkai mulai bergerak ke depan, tungkai yang berlawanan mulai bergerak pada fase *mid-swing*.

d. *Terminal Stance* (30-50% GC)

Fase ini menyempurnakan *single limb support*. Pada fase *terminal stance* atau *heel off*, tungkai yang mengayun pada fase *midstance* selesai melakukan ayunan, tumit dari tungkai yang menapak ke landasan berada pada posisi terangkat (*heel off*) dan tungkai yang lain berada pada posisi mengayun (*terminal swing*). Pada fase ini, *centre of gravity* berada di depan kaki yang menapak ke landasan.

e. *Preswing* (50-60% GC)

Preswing atau *toe off* merupakan tahapan terakhir dari fase menapak. Fase ini dimulai dengan *initial contact* dari tungkai yang berlawanan dan diakhiri dengan *ipsilateral toe-off*. Fase *preswing* merupakan fase *second double support* dimana kedua kaki berada kembali pada posisi menapak di landasan.

2. *Swing Phase* (Fase Mengayun) :

a. *Initial Swing* (60-73% GC)

Initial swing adalah fase pertama pada fase mengayun, merupakan pergantian dari fase menapak berubah menjadi fase mengayun dan hampir sepertiga dari keseluruhan fase ini. Dimulai ketika kaki diangkat dari landasan dan diakhiri mengayun ketika tungkai yang lain pada posisi *stance phase*.

b. *Mid Swing* (73-87% GC)

Fase kedua pada fase mengayun dimulai saat ayunan anggota gerak bawah yang berlawanan dari tungkai yang menumpu dan berakhir ketika tungkai mengayun ke depan dan tibia pada posisi vertikal.

c. *Terminal Swing* (87-100% GC)

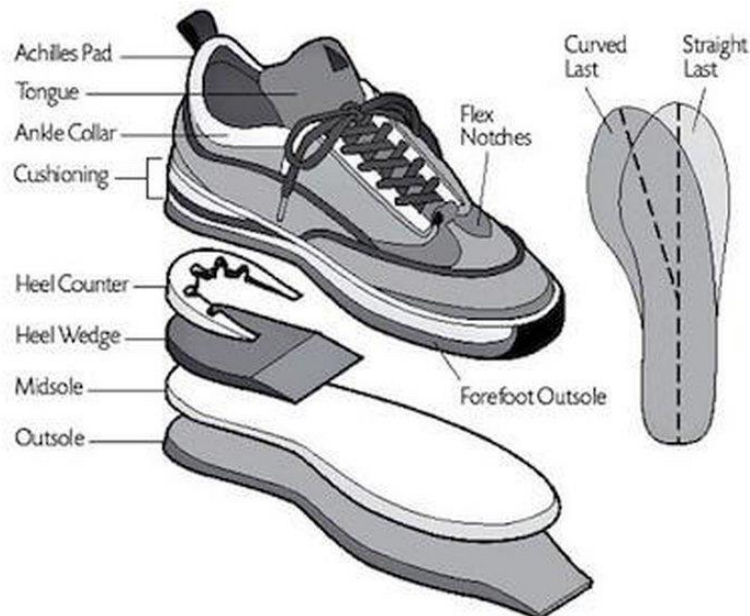
Fase terakhir dari fase mengayun dimulai dengan *vertical tibia* dan diakhiri dengan tumit kaki menyentuh landasan. Sedangkan tungkai yang lain berada pada posisi *terminal stance*.

2.3 Sepatu

Menurut KBBI, sepatu merupakan pembungkus kaki yang terbuat dari kulit (karet dan sebagainya) dilengkapi dengan bagian telapak dan tumit yang tebal dan keras. Sepatu merupakan salah satu jenis alas kaki (*footwear*) yang digunakan untuk melindungi kaki dari berbagai kondisi lingkungan sekitar saat berjalan, berlari maupun beraktivitas sehari-hari. Fitur Sepatu merupakan bagian-bagian penyusun sepatu dengan fungsi masing-masing bagian tersebut.

2.3.1 Fitur Sepatu

Fitur sepatu merupakan bagian-bagian yang menyusun sebuah sepatu, yang terdiri atas [13] :



Gambar 2.2 Bagian-Bagian Penyusun Sepatu[13]

1. Upper
 - a. Vamp, merupakan bagian yang menutupi bagian atas punggung kaki, yang menyambung ke bagian lidah sepatu (tongue)
 - b. Tongue, berada pada bagian tengah sepatu yang mirip dengan lidah, biasanya empuk dan berada dibalik tali sepatu. Tongue ini berfungsi untuk memberikan kenyamanan kaki saat menggunakan sepatu bertali.
2. Insole
Insole berada di posisi dalam sepatu. Insole merupakan bagian pendukung dan bantalan pada kaki untuk meredam beban tubuh sehingga nyaman digunakan.

Insole berbentuk melingkar sesuai dengan ukuran telapak kaki. Biasanya insole dapat dilepas dan dicuci.

3. Midsole

Midsole adalah bagian sepatu yang berada dibagian bawah namun berada di atas outsole. Biasanya pada bagian outsole ini diaplikasikan teknologi-teknologi yang berfungsi meredam tekanan yang dihasilkan ketika kita berjalan. Midsole berfungsi memberikan kenyamanan, sebagai peredam (*shock absorption*)

4. Outsole

Outsole merupakan bagian sepatu paling bawah yang menyentuh dan bergesekan dengan permukaan tanah.

5. Toe Box

Toe Box merupakan tempat dimana jari-jari kaki kita berada. Toe Box yang cukup dan bulat membantu untuk menghindari kapalan.

6. Roll Bar

Roll Bar memberikan kestabilan pada kaki, jika kaki cenderung menggulung ketika menyentuh tanah

2.3.2 Macam-Macam Sol Sepatu dan Karakteristik Bahan Sol Sepatu

Macam-macam sol sepatu yang umum digunakan dalam produksi sepatu sehari-hari antara lain [14]:

1. Sol Karet (Rubber Sole)

Sol karet merupakan jenis sol yang terbuat dari bahan karet dengan karakteristik lentur dan kuat. Sol karet sering digunakan untuk sepatu olahraga, sepatu safety atau sepatu lapangan. Sol karet hanya memiliki kekurangan yakni mudah patah karena teksturnya yang lembut serta lebih licin dibandingkan sol bahan lain dan lebih berat.

2. Sol Polyurethane

Sol Polyurethane (PU) memiliki karakteristik karakteristik anti-slip, ringan dan lebih tahan terhadap minyak dibandingkan dengan sol berbahan lain. Sehingga sepatu dengan sol Polyurethane memiliki harga jual cukup tinggi. Kekurangan dari sol Polyurethane ini yaitu mempunyai expired date.

3. Sol Ethyl Vinyl Acetate (EVA)

Sol EVA bersifat lembut dan fleksibel. Material EVA biasanya juga digunakan untuk bagian luar sepatu karena sifatnya yang sangat lembut dan fleksibel. EVA dihasilkan dari PU yang dipadatkan menjadi busa lembut dan dicetak. Kelembutan dan fleksibilitas EVA membuat material ini disebut sebagai penahan guncangan terbaik, dan biasanya diaplikasikan pada sepatu-sepatu olahraga umum yang membutuhkan kenyamanan bagi para penggunanya.

4. Sol Thermo Plastic Rubber (TPR)

Sol TPR merupakan jenis sol sepatu yang dibuat dari perpaduan bahan plastik dan karet. Sehingga bahan sol ini kurang elastis namun menjadikan sepatu dengan sol ini menjadi kedap air dan tidak licin.

5. Sol Polyvinyl Chloride (PVC)

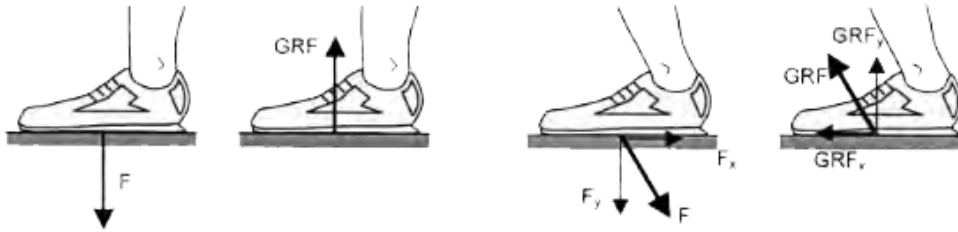
Sol PVC terbuat dari lebih banyak bahan plastik dan sedikit karet. Jenis sol ini sering digunakan dalam sepatu high heels atau pantofel. Kelebihan dari Sol PVC ini adalah ringan dan keras. Sedangkan kekurangan dari jenis sol ini yaitu licin dan kurang elastis.

6. Sol Sponge

Sol Sponge biasanya dipadukan dengan bahan lain yang lebih keras. Sering digunakan untuk jenis sepatu olahraga atau sandal yang dimana memiliki bobot lebih ringan.

2.3.3 Skema Interaksi Kaki dan Permukaan Lintasan saat Berjalan Menggunakan Sepatu

Pada saat seseorang sedang berjalan, kaki akan mengalami kontak dengan tanah akan memberikan sejumlah gaya tertentu secara vertikal ke bawah menuju tanah [2]. Gaya yang terjadi pada tubuh tersebut terdiri atas tiga arah ortogonal. *Force plate* biasanya dipasang pada lintasan untuk merekam gaya-gaya yang bekerja antara permukaan lintasan/tanah dan permukaan plantar kaki (sol, untuk pengukuran menggunakan sepatu) pada saat fase menapak (*stance phase*). Gambar 2.3 menunjukkan interaksi antara kaki dengan menggunakan sepatu dengan permukaan lintasan saat berjalan.



Gambar 2.3 Gaya yang bekerja ketika kaki berinteraksi dengan permukaan[15]

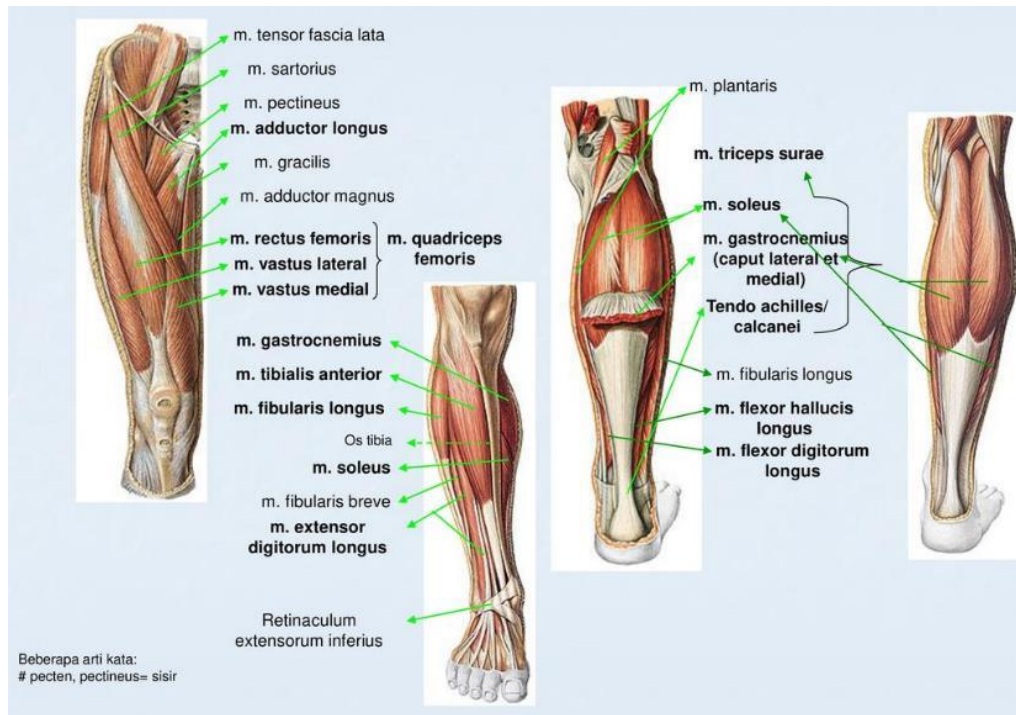
Pada saat permukaan sepatu menyentuh tanah, seseorang menerapkan gaya vertikal terhadap tanah, dan tanah memberikan gaya reaksi tanah terhadap orang tersebut. Ketika mulai berjalan (*fase initial contact*), gaya vertikal dan horisontal diterapkan dan tanah akan memberikan gaya yang sama terhadap tubuh sehingga seseorang dapat berjalan.

2.4 Aktivitas Otot Tungkai (*Lower Limb Muscle*)

Otot adalah sebuah jaringan dalam tubuh manusia dan hewan yang berfungsi sebagai alat gerak aktif yang menggerakkan tulang [16]. Jaringan otot termasuk dalam sistem muskuloskeletal sebagai salah satu bagian dari sistem pergerakan tubuh manusia. Dalam siklus gait, aktivitas otot merupakan salah satu variabel dalam aktivitas siklik bersama dengan variabel perpindahan dan *ground reaction force* [1]. Jaringan otot terdiri dari sel-sel otot yang juga mengandung jaringan ikat. Otot memiliki sel-sel yang tipis dan panjang, yang bekerja dengan cara mengubah lemak dan glukosa menjadi gerakan dan energi panas. Otot-otot dalam tubuh manusia diklasifikasikan menjadi tiga jenis yaitu otot lurik, otot polos dan otot jantung [16].

Otot yang menggerakkan kaki saat berjalan adalah otot tungkai. Berdasarkan SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), yaitu Program Penelitian dan Kesehatan Biomedis (BIOMED II) dari Uni Eropa. Pada saat berjalan, otot tungkai terdiri atas tungkai bagian atas dan tungkai bagian bawah. Otot tungkai bagian atas mulai dari paha sampai lutut, terdiri dari *rectus femoris*, *vastus medialis*, *vastus lateralis*, *biceps femoris*, dan *semitendinosus*. Sedangkan otot tungkai bagian bawah terletak antara lutut dan mata kaki, terdiri atas *gastrocnemius medialis*, *gastrocnemius lateralis*

dan *tibialis anterior*. Gambar 2.4 menunjukkan letak otot-otot penyusun anggota gerak bawah (*lower limb*).



Gambar 2.4 Otot Tungkai [17]

Aktivitas otot pada setiap fase gait dijelaskan pada Tabel 2.1. Berikut ini aktivitas otot pada setiap fase dalam siklus gait [12]:

a. *Initial Contact*

Pada saat tumit menyentuh landasan (*initial contact*), terjadi *ankle* pada posisi *dorsi flexion*, *knee* pada posisi *extention* (lurus), dan *hip* pada posisi *flexion* (menekuk) sebesar 30°. *Dorsiflexion* pada *ankle* tergantung pada mobilitas dari sendi dan kontrol aktif dari otot pretibial (*tibialis anterior*). Otot *quadriceps* yang aktif menyebabkan *knee extention*. *Hip flexion* mengaktifkan otot hamstring dan *single joint muscles* (gluteus maximus dan adductor magnus).

b. *Loading Response*

Pada fase *loading response*, terjadi *plantar flexion* pada *ankle*, *flexion* pada *knee*, dan *flexion* pada *hip*. Pada fase ini terjadi aktivitas otot paling besar karena ketiga *plane* harus dikontrol. *Pretibial* berfungsi sebagai *shock absorber* pada *ankle plantar flexion*. Saat *knee flexion*, aktivitas otot *quadriceps* berkurang.

Aktivitas pada otot *hamstring* berkurang karena aksi dari *knee* namun aktivitas dari *gluteus maximus* bertambah.

c. *Midstance*

Pada awal fase *midstance*, *ankle* pada posisi *plantarflexion*, dan bergerak ke arah *dorsiflexion* pada akhir fase *midstance*. Posisi *knee* dari *flexion* menjadi netral. Otot *triceps surae* menahan laju *tibial advancement* menyebabkan stabilitas lutut. *Hip flexion* pada awal *midstance* dan turun menjadi *extention*. Otot *soleus* dan *quadriceps* menjadi aktif

d. *Terminal Stance*

Pada fase *terminal stance*, *ankle* berubah dari *dorsiflexion* menjadi. *Hip* pada posisi *extention* saat *terminal stance*. Otot *Gastrocnemius* yang menegang menginisiasi terjadinya *knee flexion*.

e. *Preswing*

Pada saat *preswing*, pada *ankle* terjadi *plantarflexion*, pada *knee* terjadi *pasif flexion*, dan pada *hip* terjadi *flexion* setelah terjadi ekstensi pada *terminal stance*. Reaksi *quadriceps* kecil dan terjadi jika dibutuhkan. Aktivitas otot *soleus* dan *gastrocnemius* menurun intensitasnya untuk mengimbangi pengurangan *weight-bearing demand* saat *double limb support* terhadap beban yang ditopang anggota tubuh lainnya.

f. *Initial Swing*

Pada awal fase *initial swing*, terjadi *dorsiflexion* dan selanjutnya terjadi *plantarflexion* dengan cepat pada *ankle*. Pada *knee* dan *hip* terjadi *flexion*. Otot *iliacus*, *short head* pada *biceps*, dan *pretibial* menjadi aktif.

g. *Midswing*

Pada saat *midswing*, *hip flexion* meningkat, *knee flexion* berkurang dan *vertical ankle* netral. Relaksasi dari otot *flexor* pada *knee* sehingga terjadi *extention*. Pada *ankle* terjadi *dorsiflexion*, otot *tibialis anterior* dan otot *pretibialis* lainnya bereaksi. Pada *hip* terjadi *maximum flexion*.

h. *Terminal swing*

Saat *terminal swing*, pada *ankle* terjadi *dorsiflexion* diawal *terminal swing* dan menjadi *platarflexion* di akhir saat kaki turun. *Extention* terjadi pada *knee*, otot *quadriceps* menghasilkan gaya yang dibutuhkan untuk *extention*. *Hip* masih pada

posisi *flexion*, *hamstrings* mengalami kontraksi. Otot *hamstring*, *quadriceps* dan *pretibial* menjadi aktif.

Tabel 2.1 Tabel Aktivitas Otot pada *lower limb* [12]

Otot	Fase							
	<i>Initial contact</i>	<i>Loading response</i>	<i>Mid-stance</i>	<i>Terminal stance</i>	<i>preswing</i>	<i>Initial swing</i>	<i>Mid-swing</i>	<i>Terminal swing</i>
<i>Rectus Femoris</i>	√	√				√		
<i>Vastus Medialis</i>	√	√						√
<i>Vastus Lateralis</i>	√	√						√
<i>Bicep Femoris</i>	√					√	√	√
<i>Semitendinosus</i>	√	√						√
<i>Gastrocnemius Medialis</i>			√	√				
<i>Gastrocnemius Lateralis</i>			√	√				
<i>Tibialis Anterior</i>	√	√				√	√	√

2.5 Electromyography (EMG)

Electromyography (EMG) adalah studi tentang fungsi otot melalui analisis sinyal listrik yang dipancarkan selama otot berkontraksi (*myoelectric*) [18]. Perangkat atau alat yang digunakan untuk merekam sinyal *myoelectric* disebut dengan *electromyograph*. Elektromiograf mengukur sinyal listrik (*myoelectric*) yang dihasilkan oleh sel otot ketika kontraksi, dan juga ketika sel pada posisi diam. Unit fungsional dari kontraksi otot disebut unit motor, yang terdiri dari neuron motor alfa tunggal dan semua serat otot yang lemah. Serat otot ini berkontraksi ketika aksi potensial (impuls) saraf motorik yang memasoknya mencapai *threshold* depolarisasi.

Penggunaan EMG secara luas, selain untuk studi fisiologis dan biomekanik dasar, EMG kinesiologis digunakan sebagai alat evaluasi untuk penelitian terapan, fisioterapi / rehabilitasi, pelatihan olahraga dan interaksi tubuh manusia dengan produk industri dan kondisi kerja [19]. Fungsi lain dari pengukuran sinyal EMG antara lain memungkinkan untuk “melihat” otot secara langsung, dapat mengukur kinerja otot, membantu pengambilan keputusan sebelum dan sesudah operasi, membantu pasien untuk “menemukan” masalah pada otot dan melatih otot mereka, serta memungkinkan untuk melakukan analisis aktivitas olahraga.



Gambar 2.5 Contoh alat EMG (Electromyograph 800C) [20]

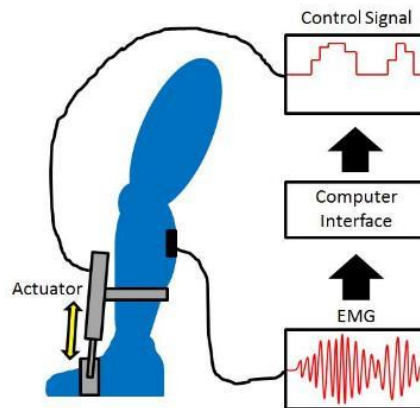
Sama seperti instrumentasi pada umumnya, EMG memiliki sebuah sensor yang digunakan untuk mengukur potensial pada otot yakni disebut elektroda, elektroda perekaman EMG ini dibagi menjadi dua [21] jenis yakni:

1. EMG intramuskuler, konsentris untuk mengukur aktivitas unit motoris tunggal.
2. EMG kulit/permukaan, untuk mengukur unit-unit motoris

EMG intramuskuler diperoleh dengan memasukkan elektrode jarum monopolar atau konsentris melalui kulit ke dalam jaringan otot. Elektrode yang ditanam memberikan sinyal yang lebih baik dan langsung dari sumber otot yang diinginkan. Namun, proses pemasangannya harus melalui operasi bedah sehingga kurang disukai dan dihindari. Negara bagian AS tertentu membatasi kinerja EMG jarum oleh orang yang bukan dokter. EMG permukaan (elektrode yang tidak ditanam atau diletakkan di permukaan) lebih banyak digunakan. EMG permukaan mungkin dapat mendeteksi penyakit neuromuskuler dan seiring berkembangnya teknologi olahraga EMG permukaan digunakan untuk meningkatkan kinerja atlet. Hanya saja, sinyal yang diperoleh tidak sebagus yang ditanam serta sering kali dipengaruhi oleh sinyal dari otot-otot yang di sekitarnya atau dikenal dengan *crosstalk*.

Proses untuk memperoleh sinyal EMG paling sering dilakukan dengan cara meletakkan secara langsung elektrode ke membran kulit. Namun hasil dari EMG permukaan ini dipengaruhi oleh *noise* dari sinyal otot di sekitarnya. Salah satu cara untuk mengatasi *noise*, adalah menggunakan differential amplifier, yang mana prinsipnya membuang sinyal yang sama dari dua elektrode dan menguatkan

beda sinyal dari keduanya. Sinyal yang sama mewakili sinyal yang berasal dari lokasi yang jauh dari pendeteksian sinyal, sedangkan beda sinyal mewakili area langsung dari permukaan yang dideteksi. Jadi, sinyal EMG lokal akan dikuatkan dan akan dibuang.



Gambar 2.6 Pengambilan data EMG melalui elektroda permukaan [22]

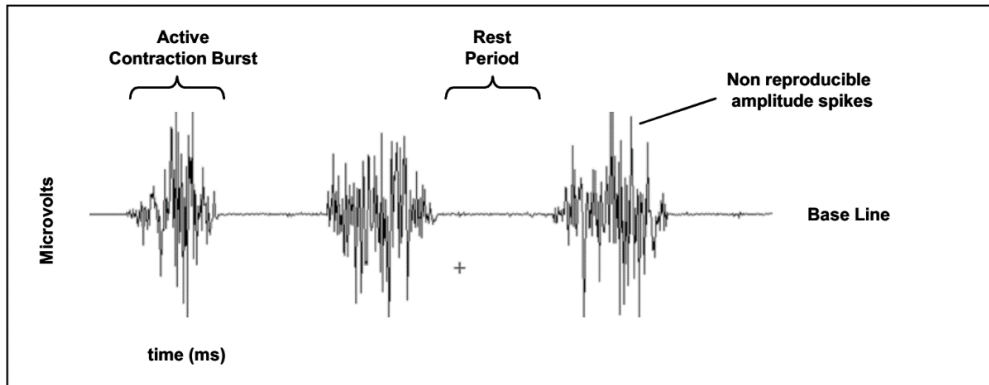
Selain *noise* akibat daya listrik, *noise* juga dapat disebabkan oleh artefak selama pengambilan data. Sumber utama dari *noise* ini biasanya dari pergerakan kabel yang menghubungkan elektrode dan penguat, dan elektrode dengan kulit. *Noise* ini biasanya berada pada rentang frekuensi 0 sampai 20 Hz. *Noise* jenis ini dapat dikurangi dengan perancangan peralatan elektronika yang baik. Selain itu, sebuah band-pass filter dapat ditambahkan di akhir sistem akuisisi data untuk mendapatkan sinyal EMG yang berada pada kisaran frekuensi 20 – 500 Hz.

2.5.1 Karakteristik Sinyal EMG

Karakteristik dari sinyal otot EMG yang umumnya dianalisa mempunyai range frekuensi antara 20 Hz sampai 500 Hz dan range tegangan antara 0.4 volt sampai 5 volt. Terdapat amplitudo yang tinggi lagi apabila terjadi kontraksi. Sinyal yang ditangkap EMG terkesan acak, karena proses kontraksi dan relaksasi tiap-tiap otot gerak pada area tertentu tidak terjadi secara bersamaan.

Sinyal elektrik otot memiliki *membrane voltage* sekitar -90 milivolts [18]. Potensi membran yang terukur berkisar antara kurang dari 50 microvolts sampai dengan 30 milivolts yang tergantung dari jenis otot yang diamati. Sedangkan rata-rata tingkat pengulangan dari unit motor otot gerak adalah sekitar 7 – 20 Hz,

tergantung dari ukuran otot, kerusakan saraf sebelumnya dan faktor lainnya. Kerusakan pada otot gerak dapat diperkirakan berkisar antara 450 sampai dengan 780 milivolts



Gambar 2.7 Sinyal *raw* EMG [19]

2.5.2 Faktor Timbulnya Sinyal EMG

Berapa faktor yang mempengaruhi timbulnya sinyal EMG, antara lain :

a. Excitability of Muscle Membrane

Rangsangan serat otot melalui kontrol saraf merupakan faktor utama dalam fisiologi otot. Perbedaan ion antara ruang dalam dan luar sel otot membentuk potensi istirahat dalam membran serat otot (sekitar -80 sampai -90 mV ketika istirahat). Hal ini disebabkan perbedaan konsentrasi dari ion dan akan menimbulkan transportasi ion (ion pumps) yang menghasilkan muatan intraseluler negatif dibandingkan dengan permukaan eksternal. Aktivasi sel tanduk anterior motor alfa (diinduksi oleh sistem saraf pusat atau refleks) menghasilkan konduksi eksitasi sepanjang saraf motorik [19].

b. Muscle Fiber Action Potential

Pada saat terjadi kontraksi otot, otot akan menebal dan memendek. Sel saraf motorik akan mengirim pesan ke sel tubuh untuk mempersiapkan pembakaran energi yang diperlukan ketika otot sedang bekerja untuk proses kontraksi maupun relaksasi. Setiap ujung cabang motor neuron dan serat otot akan membentuk *motor endplate*. Satu impuls saraf akan menghasilkan suatu potensial *end plate* dan apabila potensial ini mencapai ambang batas maka terjadilah potensial aksi (*action potential*) yang tersebar di sepanjang serat otot dan kemudian menimbulkan

kontraksi otot. Sinyal yang dihasilkan akan dapat diukur jika sebuah serabut otot adalah aktif dalam suatu waktu disebut *Muscle Fiber Action Potential* (MFAP) [19].

c. Potensial Aksi Unit Motor

Unit fungsional terkecil untuk menggambarkan kontrol saraf dari proses kontraksi otot disebut Unit Motor [19]. Potensial aksi unit motor (*Motor Unit Action Potential*) merupakan banyaknya potensial aksi yang direkam oleh elektroda yang ditancap atau ditempel pada bagian otot tertentu. Ketika aktivasi dari sebuah neuron motor alpha (*alpha motor neuron*) menyebabkan kontraksi serabut otot, sejumlah signal, sebagai kontribusi dari potensial aksi serabut otot yang biasanya diukur. Aktivitas listrik ini disebut potensial aksi unit motor (MUAP).

2.5.3 Pengolahan Sinyal EMG

2.5.3.1 “Raw” Sinyal EMG

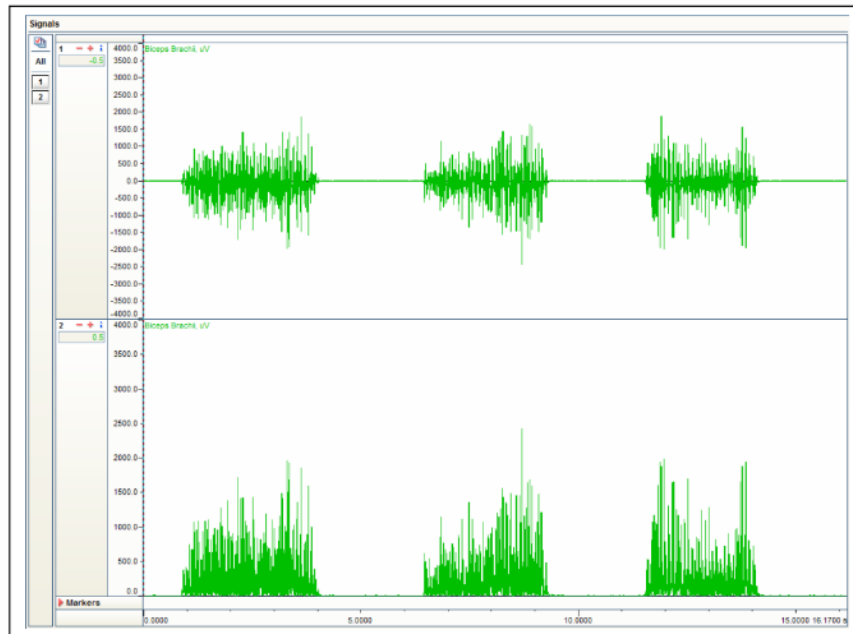
Sinyal listrik yang dihasilkan, tanpa filter dan belum diproses yang terdeteksi oleh MUAP superposisi disebut raw sinyal EMG (Gambar 2.5). Raw sinyal EMG merupakan bentuk asli sinyal EMG yang dicirikan dengan puncak positif dan negatif. Nilai amplitudo dan frekuensi dari sinyal ini akan memberikan informasi tentang kontraksi dan relaksasi otot.

Ketika otot rileks, *baseline* EMG *noise-free* dapat terlihat. *Noise* sinyal EMG mentah tergantung dari banyak faktor, terutama kualitas amplifier EMG, *noise* dari lingkungan sekitar dan kualitas kondisi pendeteksian. Otot yang rileks tidak akan menghasilkan aktivitas EMG yang signifikan. Secara alamiah, lonjakan sinyal EMG mentah berbentuk acak, sehingga belum bisa diperoleh pola sinyal yang tepat dan siap untuk diproses. Untuk memperoleh data EMG yang siap diproses, maka harus dilakukan filter EMG. Filter EMG dapat dilakukan dengan menerapkan *smoothing algorithm* (seperti *moving average*) atau pemilihan amplitudo yang tepat (seperti memperbaiki area bawah kurva), sehingga sinyal yang *non-reproducible* dapat dihilangkan atau diminimalkan [19].

2.5.3.2 Full Wave Rectification

Rectification merupakan suatu teknik untuk menjadikan semua amplitudo negatif menjadi positif dengan merefleksikan puncak negatif terhadap garis

baseline. *Rectification* dilakukan dengan membuat semua nilai negatif dalam sinyal EMG dijadikan nilai absolut atau positif. Gambar 2.6. menunjukkan hasil dari proses *full wave rectification*.



Gambar 2.8 *Full wave rectification* dari Raw Sinyal EMG [19]

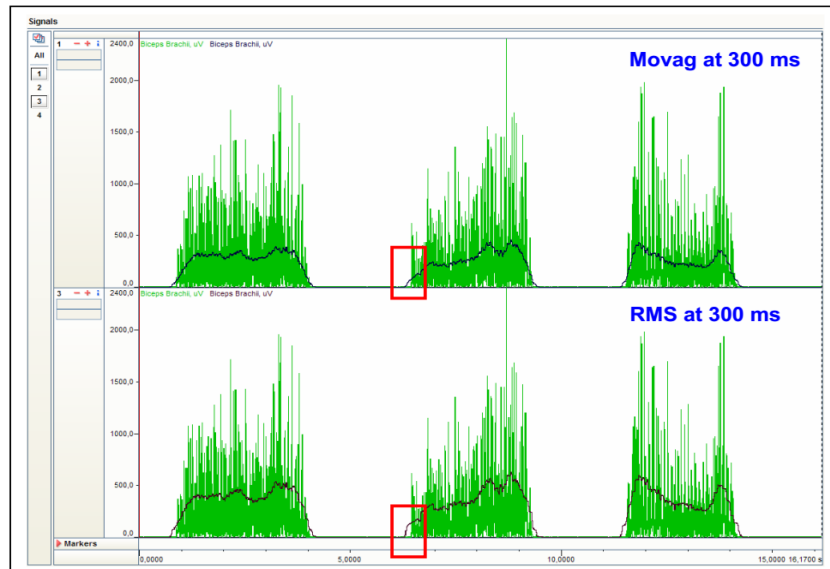
2.5.3.3 *Smoothing*

Smoothing dilakukan pada sinyal EMG setelah *Full Wave Rectification*. Algoritma *smoothing* diberikan untuk memperoleh bentuk sinyal *envelope* sinyal yang lebih baik. Bagian raw sinyal EMG yang *non-reproducible* akan dihilangkan atau dikurangi melalui proses ini. Sehingga diperoleh bentuk *linier envelope* dari sinyal EMG dengan menghilangkan ujung amplitudo sinyal yang curam. Algoritma yang digunakan untuk proses *smoothing* antara lain *moving average* (MA) dan *root mean square* (RMS).

Moving Average merupakan suatu teknik *smoothing* dengan teknik *windowing* yaitu menggerakkan *time window* sepanjang sinyal EMG. Jika menggunakan sinyal yang telah direktifikasi (diabsolutkan) disebut dengan *Average Rectified Value* (AVR) dan berfungsi sebagai “*estimator of the amplitude behavior*” (SENIAM). Besar *time window* ditentukan oleh pengguna. Rumus untuk menghitung *moving average* adalah :

Root Mean Square (RMS) merupakan teknik menghitung *square root* (akar kuadrat) dari raw sinyal EMG. RMS akan merefleksikan *mean power* dari

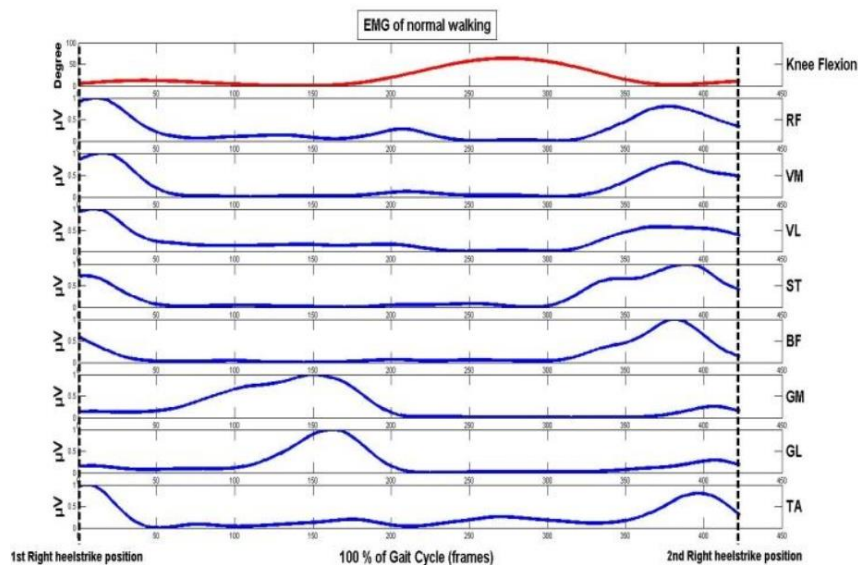
sinyal. Kedua algoritma ini memiliki time window tertentu. Gambar 2.7 menunjukkan perbedaan amplitudo dari sinyal EMG dengan besar *time window* yang sama menggunakan *moving average* dan *root mean square*.



Gambar 2.9 Perbandingan algoritma *smoothing* menggunakan *moving average* dan *root mean square* [19]

2.5.3.4 Envelope EMG Signal

Setelah dilakukan *filtering* dan *smoothing*, sinyal EMG menjadi sinyal *envelope* (selubung). Envelope dari sinyal raw EMG digunakan untuk mengetahui waktu aktif otot dan mengukur level aktivasi. Bentuk *envelope signal* dari otot tungkai saat berjalan setelah dilakukan *filtering* ditunjukkan dalam Gambar 2.8.



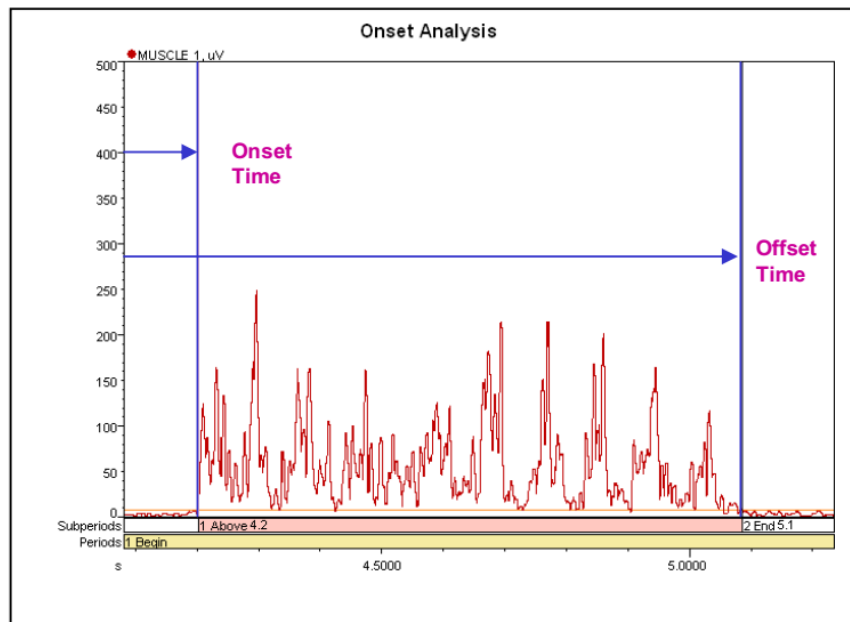
Gambar 2.10 *Envelope* signal EMG setelah *filtering* dan *smoothing* [22]

2.5.4 Parameter Amplitudo EMG

Keuntungan menggunakan EMG daripada modalitas lain untuk menilai aktivasi otot, seperti MRI atau *ultrasound*, adalah kemampuan untuk menyelidiki aktivitas otot secara bersamaan dengan tindakan *weight-bearing* dinamis seperti berjalan [23]. Hal ini memungkinkan interpretasi aktivitas otot yang spesifik pada fase berbeda dari siklus gait. Berbagai macam parameter EMG yang berhubungan dengan aktivitas otot antara lain variabel temporal (waktu) dan intensitas. Variabel temporal meliputi onset, durasi, dan waktu untuk aktivitas maksimum. Variabel intensitas termasuk analisis wavelet, *integrated and normalized peak amplitude*.

2.5.4.1 Onset dan offset sinyal EMG

Gagasan utama parameter Onset adalah untuk menghitung berapa lama otot perlu dihidupkan, berapa lama otot bertahan dan berapa banyak EMG digunakan dalam periode onset. Beberapa teknik yang digunakan untuk menentukan titik onset dan offset dari sinyal EMG antara lain melalui inspeksi visual dan algoritma komputasi. Titik onset dan offset dimulai dari 20 % dari amplitudo maksimal sinyal EMG seperti ditunjukkan pada Gambar 2.9.



Gambar 2.11 Onset, Offset dan durasi dari sinyal EMG [18]

2.5.4.2 Durasi

Durasi merupakan panjang waktu dari sinyal EMG ketika otot aktif (onset) setelah dilakukan *threshold* sampai dengan titik offset selama *gait cycle*. Jumlah

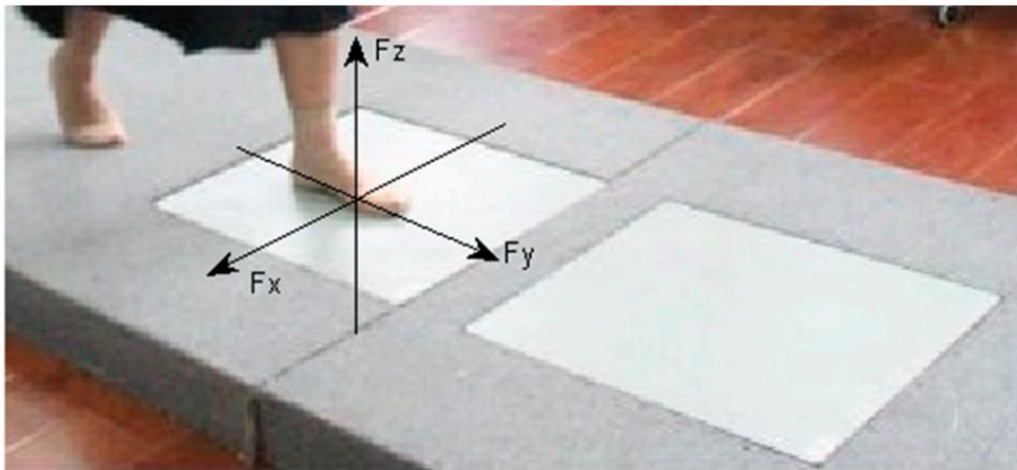
durasi dipengaruhi oleh banyaknya otot yang aktif selama berjalan. Gambar 2.9 menunjukkan durasi beserta titik onset dan offset dari sinyal EMG dalam satu *gait cycle*.

2.5.4.3 *Peak dan Time Of Peak*

Peak merupakan salah satu dari parameter sinyal EMG. Nilai *peak* sinyal EMG hanya bermakna untuk kurva rata-rata karena bahkan untuk *rectified* EMG yang telah *dismoothing*, masih terlalu bervariasi. Modifikasi perhitungan *single peak* adalah dengan perhitungan puncak rata-rata.

2.6 *Ground Reaction Force (GRF)*

Dalam ilmu fisika, khususnya dalam biomekanik, *Ground Reaction Force* (gaya reaksi tanah) adalah gaya yang diberikan oleh tanah pada benda yang bersentuhan dengannya [24]. *Ground Reaction Force* (GRF) ini memiliki intensitas yang sama dan berlawanan arah dengan yang dialami oleh anggota tubuh yang menahan beban [12]. Pada saat berat badan jatuh dan bergerak melintasi kaki yang menopang, gaya vetikal, horisontal dan rotator dihasilkan pada lantai dengan instrumen yang tepat.



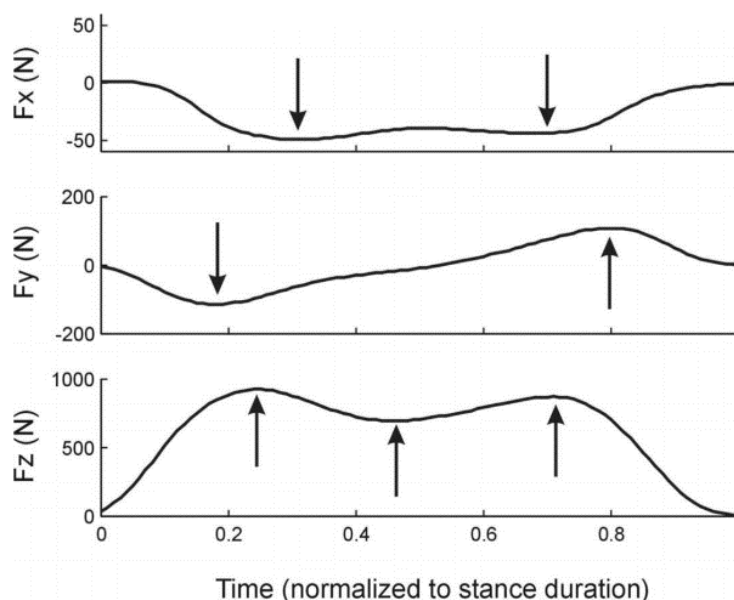
Gambar 2.12 Komponen *Ground Reaction Force*. F_x , F_y , dan F_z pada multi-axis *force platform* [25]

Sesuai dengan hukum ketiga Newton, yang menyatakan bahwa jika suatu gaya, yang disebut aksi, bertindak atas suatu benda, maka gaya yang sama dan berlawanan, yang disebut reaksi, akan bertindak atas benda lain. Gaya yang diberikan oleh tanah secara konvensional disebut sebagai reaksi, meskipun, karena perbedaan antara aksi dan reaksi benar-benar arbitrer, pada prinsipnya, sama-sama

dapat diterima. Analisa kinetik dari gaya berjalan dapat dilakukan dengan mengukur gaya atau GRF pada lantai saat berjalan.

Pengukuran GRF dilakukan dengan *force plate* atau *force platform* yang dilatakan di tengah lintasan berjalan. Output yang dihasilkan oleh *force plate* yaitu grafik GRF terhadap waktu. Penggunaan *force plate* untuk melihat perbedaan gaya pada saat berjalan telah dilakukan oleh. Penelitian berjalan diatas *force plate* telah dilakukan dengan subjek menggunakan traditional running shoes, low profile running shoes, dan tanpa alas kaki, yang menghasilkan perbedaan gaya saat berjalan [26].

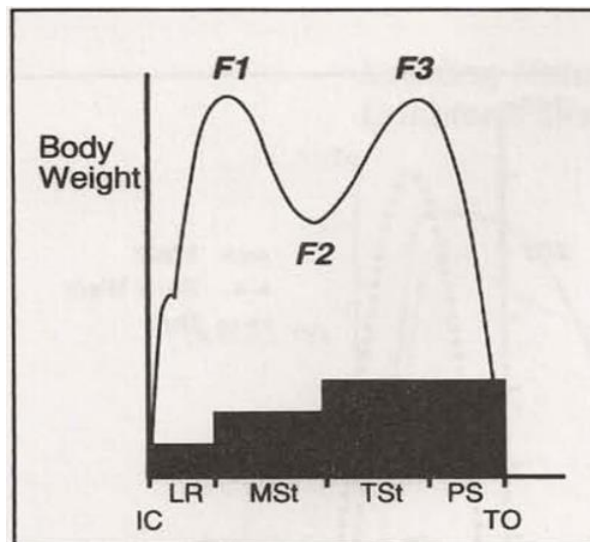
Pada setiap sudut *force plate* memiliki tiga set sensor pada sudut kanan (orthogonal) untuk mengukur beban vertikal (*vertical load*), gaya geser horisontal (*horizontal shear*) ke arah depan, dan arah mediolateral. Pada saat berjalan pada lintasan dengan *force plate*, harus dipastikan setiap subyek berjalan secara alamiah, tidak disengaja untuk memperlambat atau menargetkan melangkah tepat di atas *force plate*, sehingga diperoleh GRF yang mewakili kemampuan berjalan alami dari subyek tersebut. Penargetan subyek terhadap *force plate* ini dapat dihindari dengan menyamakan *force plate* dengan lantai, atau memfokuskan perhatian subyek pada dinding jaih di depan saat berjalan.



Gambar 2.13 Pola sinyal *Ground Reaction Force* normal saat menapak pada mediolateral (F_x), anteroposterior (F_y), upward/vertical force (F_z). Tanda panah merupakan *peak* dari setiap sinyal. [27]

Hasil pengukuran dari *force plate* yang paling banyak diaplikasikan adalah *vertical load* (beban vertikal), *horizontal shear* (pergeseran horisontal), pola vektor, torsi joint, dan penentuan pusat tekanan (*center of pressure*). Pola gaya vertikal pada fase menapak normal (*normal stance phase*) yang dihasilkan oleh kecepatan berjalan 82m/menit memiliki dua *peak* yang dipisahkan oleh lembah (*valley*) (Gambar 2.11). Pada kecepatan berjalan ini, nilai puncak mendekati 110% dari berat badan, sementara gaya pada lembah sekitar 80% dari berat badan.

Umumnya gaya vertikal ini disebut sebagai F1, F2 dan F3 (Gambar 2.12). puncak pertama (F1) terjadi pada permulaan posisi *midstance* sebagai respons untuk menopang berat tubuh selama *loading response*. Pada saat ini pusat gravitasi tubuh jatuh dengan cepat, sehingga menambah efek berat badan. Pada akhir *midstance*, lembah (F2) terbentuk oleh munculnya pusat gravitasi ketika tubuh bergerak maju di atas kaki yang diam. Lembah ini ditekankan oleh momen dari ayunan, *contralateral limb*, yang hanya sedikit menyentuh *force plate*. Puncak kedua (F3) yang terjadi pada saat *terminal stance*, sekali lagi menunjukkan akselerasi ke bawah dan penurunan pusat gravitasi ketika berat badan jatuh ke kaki depan saat posisi *terminal stance*. Oleh karena itu, gaya vertikal di atas mewakili percepatan penekanan berat badan pada anggota gerak dan berpindah ke kaki depan pada saat *terminal stance*.



Gambar 2.14 Pola sinyal *Vertical Ground Reaction Force*. F1 = loading response; F2=midstance valley; F3=terminal stance peak.[12]

Besarnya kekuatan vertikal berubah dengan variasi dalam kecepatan gait [28]. Berjalan dengan kecepatan lebih lambat (<60m/menit) mengurangi momentum, dan percepatan vertikal, yang menyebabkan penurunan deviasi kedua puncak dan lembah dari berat badan. Hal ini menyebabkan puncak menjadi datar dan sejajar dengan berat badan. Sebaliknya, pada saat berjalan cepat, puncak menjadi lebih tinggi dan lembah menjadi lebih rendah. Pada saat berlari, puncak menjadi 2.5 kali berat badan. Oleh karena itu, pemuatan anggota tubuh adalah penentu beban puncak, dan laju ini dipengaruhi oleh kecepatan berjalan.

2.7 Repeated Measures Analysis of Variance (RM-ANOVA)

Penelitian tentang pengaruh penggunaan berbagai alas kaki terhadap aktivitas otot menggunakan Repeated Measures Analysis of Variance (RM-ANOVA) telah dilakukan untuk membandingkan efek dari sepatu fleksibel dan sepatu lari pada aktivitas otot tungkai bawah saat berjalan [6]. Penelitian tersebut menguji secara berulang aktivitas otot individu yang sama ketika berjalan dengan kondisi berbeda, yaitu *barefoot* dan saat menggunakan dua jenis sepatu, untuk menentukan perbedaan yang signifikan antar kondisi berjalan.

Repeated Measure Analysis of Variance (RM-ANOVA) merupakan metode analisis statistik dimana subyek yang sama diukur dengan perlakuan berbeda lebih dari satu kali untuk menentukan apakah perubahan signifikan terjadi secara statistik, atau ketika peserta yang sama berpartisipasi dalam semua kondisi percobaan [29]. Desain penelitian RM ANOVA ini, di mana subjek diukur dua kali atau lebih pada variabel dependen. Ini berarti bahwa setiap subjek akan menjadi kontrolnya sendiri.

One-way repeated-measures ANOVA membandingkan beberapa nilai *mean* kondisi berbeda dari partisipan yang sama. Pada *repeated-measures ANOVA* terdapat asumsi tambahan yaitu *sphericity*. Asumsi ini perlu dipertimbangkan ketika Anda memiliki tiga atau lebih kondisi tindakan berulang.

Pada *repeated-measures ANOVA* dikenai asumsi normalitas [29], yakni sampel-sampel yang diperoleh berasal dari populasi-populasi yang berdistribusi normal. Andy Field (2009:573) menyatakan pada *repeated-measures ANOVA* masih memberikan hasil yang valid, ketika terjadi pelanggaran asumsi. Meskipun demikian terdapat metode alternatif lain (nonparametrik), yakni uji Friedman.

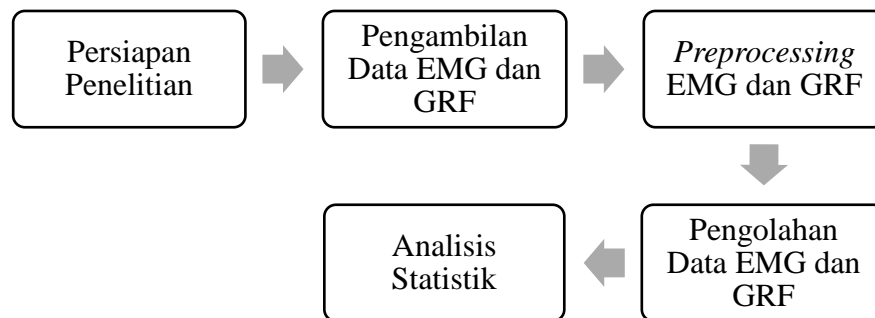
Selain asumsi normalitas, terdapat asumsi kesamaan varians (*sphericity*), yakni varian populasi untuk masing-masing kelompok sama (*variances of the differences between conditions are equal*). Uji kebulatan (*sphericity*) menggunakan uji Mauchly, jika nilai pada kolom berlabel Sig. kurang dari 0,05 maka asumsi tersebut dilanggar. Jika signifikansi uji Mauchly lebih besar dari 0,05 maka asumsi kebulatan telah terpenuhi. Setelah memilih baris yang sesuai, jika nilai pada kolom berlabel Sig. kurang dari 0,05, maka nilai rata-rata kelompok berbeda secara signifikan.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 3

METODE PENELITIAN

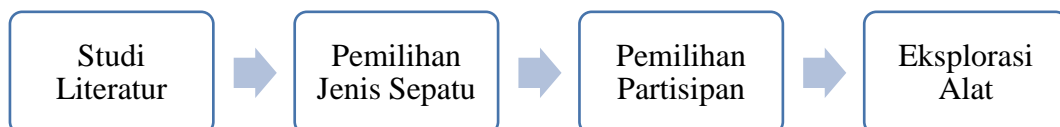
Metodologi penelitian secara umum dalam penelitian ini dibagi menjadi 5 (lima) tahapan penelitian yaitu persiapan, perekaman data EMG dan GRF, preprocessing data EMG dan GRF, pengolahan data EMG dan GRF, dan analisis statistik, seperti dijelaskan dalam Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Metodologi Umum Penelitian

3.1 Persiapan Penelitian

Tahapan persiapan penelitian sebagaimana pada Gambar 3.2 terdiri dari 4 hal, yaitu studi literatur, pemilihan jenis sepatu, pemilihan partisipan, eksplorasi alat. Tahapan ini sangat penting untuk persiapan sebelum pengambilan data.



Gambar 3.2 Tahap Persiapan Penelitian

3.1.1 Studi Literatur

Studi literatur dilakukan untuk memperdalam ilmu tentang penelitian ini dengan mempelajari literatur sebanyak mungkin sesuai dengan tujuan penelitian. Termasuk cara pengolahan sinyal EMG dan GRF, penentuan parameter untuk analisa gait serta analisis statistik yang digunakan dalam pengolahan data EMG dan GRF.

3.1.2 Pemilihan Jenis Sepatu

Tiga jenis sepatu yang digunakan dalam penelitian ini dipilih berdasarkan asumsi pragmatis (kami memilih jenis sepatu yang kami yakini dipakai oleh banyak orang). Semua sepatu yang digunakan dalam penelitian ini adalah produk Skechers USA, Inc (Skechers Incorporated, California, USA), dimana berdasarkan Market Realist (2015), Skechers menjadi produk nomor satu untuk sepatu kasual dan sepatu kerja di Amerika Serikat.

Tiga jenis sepatu yang digunakan pada penelitian ini adalah :

1. Sepatu A (sol fleksibel)

Sepatu dengan sol fleksibel yang digunakan adalah Skechers Elite flex - Aelhill Men's Sneakers Shoes, dimana sepatu ini menggunakan 100% material Ethylene-vinyl Acetate (EVA) pada bagian *outsole* yang memiliki karakteristik paling lembut dan fleksibel dibandingkan dengan material lain.

2. Sepatu B (sol mid-fleksibel)

Sepatu dengan sol mid-fleksibel yang digunakan adalah Flex Advantage 3.0-Morwick, dimana menggunakan material *outsole* 32% Rubber + 68% Ethylene-vinyl Acetate (EVA), sehingga sedikit lebih berat dan sedikit fleksibel dibandingkan sepatu A.

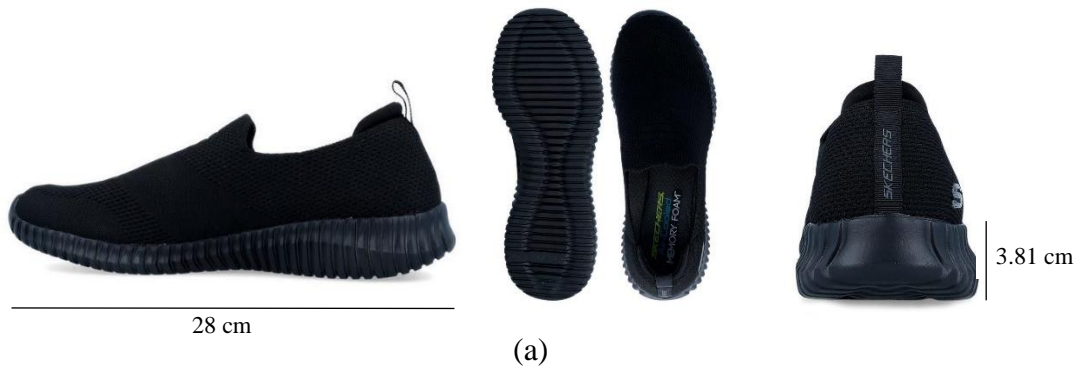
3. Sepatu C (sol kaku)

Sepatu dengan sol yang kaku yang digunakan adalah Heston Rogic. Sepatu ini menggunakan material *outsole* 100 % TR yang bersifat kurang elastis dan lebih kaku dibandingkan Sepatu A dan Sepatu B.

Semua sepatu dilengkapi dengan insole *Air Cooled Memory Foam*. Sepatu dalam penelitian ini hanya menggunakan satu ukuran sepatu tersebut yaitu 43 (Eropa) atau 10 (US) karena keterbatasan dana untuk membeli beberapa variasi ukuran sepatu. Sehingga partisipan dipilih dengan panjang telapak kaki masing-masing subyek yang sesuai dengan ukuran sepatu tersebut. Ketiga jenis sepatu yang digunakan tersebut sesuai dengan Gambar 3.3. Sedangkan spesifikasi dari sepatu-sepatu tersebut dijelaskan pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1 Spesifikasi sepatu yang digunakan dalam penelitian

Spesifikasi	Sepatu A (Sol Fleksibel)	Sepatu B (Sol Mid-Fleksibel)	Sepatu C (Sol Kaku)
Material <i>Outsole</i>	Ethylene-vinyl acetate (EVA) 100%	32% Rubber + 68% Ethylene-vinyl acetate (EVA)	100 % TPR <i>based on the surface area</i>
Material <i>Upper Shoe</i>	Synthetic + TEX 99.31% (Polyester) 0.69% (TPU)	78.3% Textiles(Polyester) + 21.7% Synthetic (TPU)	51.6% <i>Action Leather</i> + 38.7% Polyurethane+9.7% net (100% Polyester)
Fitur <i>Shock Absorption</i>	<i>Elite Flex midsole</i>	<i>Lightweight flexible shock absorbing midsole</i>	<i>Shock absorbing supportive low profile midsole with textured side designs</i>
Fitur <i>Motion-control</i>	Nil	<i>Dual side elastic fabric panels for easy slip-on fit</i>	Nil
Perkiraan tinggi hak sepatu	1 1/2 inch heel	Flat 1 cm	Flat 2 cm
Berat sepatu	250g	283g	680g





Gambar 3.3 Sepatu dengan sol fleksibel, sol mid-fleksibel dan sol kaku.
 (a) Skechers Elite flex - Aelhill Men's; (b) Skechers men's flex advantage 3.0;
 (c) Skechers Heston – Rogic.

3.1.3 Pemilihan Partisipan

Penelitian ini dilakukan pada subyek orang sehat yang direkrut di lingkungan RSUD Dr. Soetomo Surabaya, serta menggunakan peralatan penelitian yang ada di rumah sakit tersebut. Sesuai dengan kode etik RSUD Dr. Soetomo, setiap penelitian kesehatan yang melibatkan manusia di lingkungan rumah sakit harus melalui uji kelaikan etik (*ethical clearance*) oleh Komite Etik Penelitian Kesehatan RSUD Dr. Soetomo Surabaya. Uji kelaikan etik ini dilakukan untuk memastikan prosedur penelitian yang dilakukan berjalan mengikuti prinsip etik penelitian kesehatan, yaitu melindungi harkat dan martabat manusia (subyek penelitian), maksimalkan manfaat dan meminimalkan risiko serta berjalan atas prinsip kejujuran dan kerahasiaan subyek.

Partisipan pada penelitian ini merupakan orang sehat berjenis kelamin laki-laki sejumlah 30 (tiga puluh) orang dengan kriteria inklusi :

1. Subyek mampu berjalan normal tanpa bantuan bantuan maupun dukungan dari orang lain atau alat apapun;
2. Berusia dewasa antara 18-65 tahun (klasifikasi usia dewasa menurut WHO).

Sedangkan untuk kriteria eksklusi dari penelitian adalah subyek penelitian tidak boleh :

1. memiliki rasa sakit/nyeri pada bagian anggota gerak bawah yang menyebabkan berjalan secara abnormal;
2. memiliki kelainan cacat bawaan yang mempengaruhi pergerakan tungkai saat berjalan yang menyebabkan rasa sakit saat menggunakan sepatu saat berjalan;

3. memiliki trauma pada tungkai bawah yang menyebabkan ketidakseimbangan dalam berjalan atau menyebabkan rasa sakit saat menggunakan sepatu;
4. memiliki gejala penyakit makrovaskular dan/atau penyakit neuromuskuler atau kondisi apa pun yang memengaruhi kemampuan subyek untuk berjalan (didiagnosis oleh Dokter Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi).

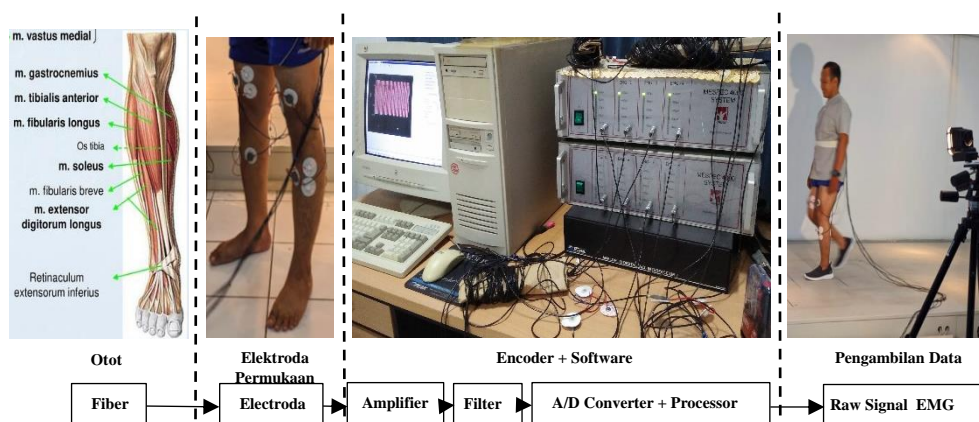
Dalam penelitian ini, pemilihan partisipan dilakukan menggunakan metode *purposive sampling* di lingkungan RSUD Dr. Soetomo Surabaya, dengan memperhatikan kriteria inklusi dan eksklusi di atas.

3.1.4 Eksplorasi Alat

Pada penelitian ini, alat yang digunakan untuk mengukur sinyal elektromiografi adalah MESPEC 4000 System dengan Peak Motus software (Peak Performance Technologies Inc., USA). Sedangkan untuk pengukuran *Ground Reaction Force* menggunakan *Force Plate* yang telah ditanam di tengah lintasan berjalan, dengan software CMAX untuk pembacaan data GRF.

3.1.4.1 Eksplorasi Alat EMG

Alat yang digunakan untuk mengukur sinyal EMG adalah MESPEC 4000 System. Penelitian ini menggunakan Alat MESPEC 4000 System yang terdapat di Laboratorium Gait & Motion Analysis Instalasi Rehabilitasi Medik RSUD Dr. Soetomo Surabaya. Alat ini dilengkapi 8 (delapan) channel dengan kabel yang terhubung ke elektroda permukaan yang dipasang otot gerak bawah yaitu otot Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis dan Vastus Medialis kaki kanan dan kiri.



Gambar 3.4 Pengukuran aktivitas otot menggunakan MESPEC 4000 System

Perangkat pengukuran aktivitas otot yang diperlukan dalam penelitian ini antara lain:

1. Seperangkat Electromyogram dengan merk MESPEC 4000 System;
2. Seperangkat komputer dengan software Peak Motus (Peak Performance Technologies Inc., USA);
3. Elektroda Permukaan (*surface electrode*) merek One Dot.

Kabel EMG Preamplified (gain = 1000) dihubungkan ke elektroda di setiap lokasi otot dan dihubungkan dengan amplifier sistem MESPEC 4000 (20-500 Hz (-3dB)). Sinyal EMG direkam menggunakan konverter *Analog to Digital (A/D) interface unit*, dihubungkan ke komputer dengan laju sampling pengukuran sebesar 800 Hz per *channel* (saluran). Perangkat lunak Peak Motus (Peak Performance Technologies Inc., USA) digunakan untuk akuisisi data dan pemrosesan data. Peletakan elektroda permukaan yang menghubungkan setiap *channel* pada masing-masing otot dipetakan pada Tabel 3.2.

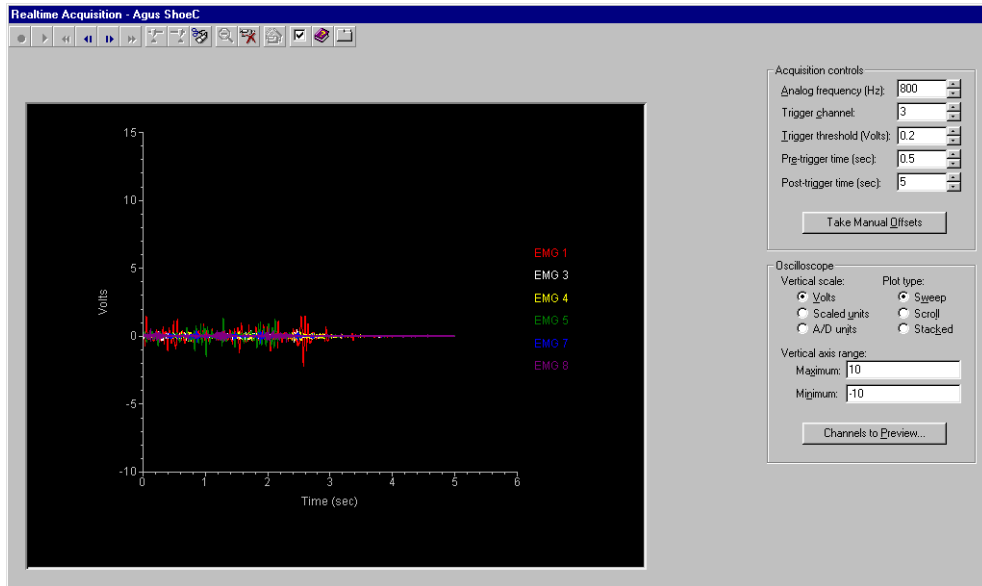
Tabel 3.2 Peletakan masing-masing *channel* pada otot yang akan diukur

Channel	Otot yang direkam
CH1	L. Vastus Medialis
CH3	L. Tibialis Anterior
CH4	L. Gastrocnemius Medialis
CH5	R. Vastus Medialis
CH7	R. Tibialis Anterior
CH8	R. Gastrocnemius Medialis

*R: Right (Kanan), *L.:Left (Kiri)

Data sinyal EMG yang terbaca pada *software* Peak Motus (Gambar 3.5) berupa data numerik yang disalin dalam format WordPad dan dikonversi dalam format ASCII sehingga dapat diproses lebih lanjut menggunakan Matlab. Data EMG yang akan digunakan adalah data selama 1 (satu) *gait cycle*, dimana penentuan siklus gait tersebut menggunakan video (inspeksi visual) yang terekam selama pengambilan data GRF. Siklus gait dimulai saat kontak awal kaki kanan dengan landasan sampai dengan kaki tersebut menyentuh landasan kembali. Kemudian dari inspeksi itu, aliran data EMG dipotong menjadi data EMG satu siklus gaya berjalan.

Hanya satu siklus gait pertama dari aliran data EMG yang akan diproses pada penelitian ini. Semua pemrosesan data EMG diproses pada Matlab 2018.



Gambar 3.5 software Peak Motus untuk membaca sinyal EMG

3.1.4.2 Eksplorasi Alat Pengukur GRF (Force Plate dan CMAX)

Pengukuran *Ground Reaction Force* pada saat *stance phase* (fase menapak) dalam analisis gait dilakukan menggunakan *force plate* atau *force platform* ditanam pada lintasan berjalan sepanjang 8.0 meter di Laboratorium Gait & Motion Analysis. *Force plate* adalah sebuah plat metal yang memiliki satu atau banyak sensor yang menghasilkan output berupa gaya yang dikenai pada *plate*. *Force Plate* yang ditanam dalam lintasan berjalan ditunjukkan dalam Gambar 3.6.



Gambar 3.6 Force Plate yang ditanam pada lintasan berjalan

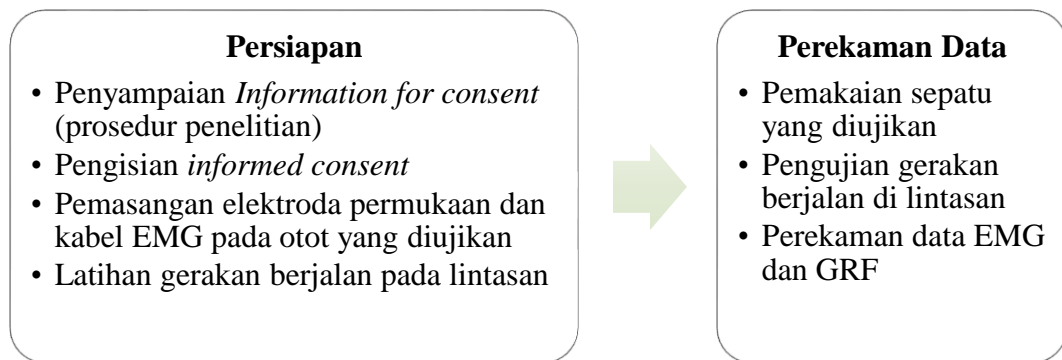
Pengukuran GRF ini dilakukan menggunakan AMTI *force plate* Biomechanics Force Platform (1000 Hz), ORG-5 model, dilengkapi dengan kamera video digital ini yang ditempatkan 3 meter di sebelah *force plate*, tegak lurus dengan bidang frontal. Data GRF yang telah terekam dalam rekaman video analisis gerakan dalam Clinical Motion Analysis Xsystem (CMAX) *software*. Fitur yang dihasilkan dari pengukuran software ini antara lain besar gaya vertikal (F_z), gaya *mediolateral* (F_x), dan gaya *anteroposterior* (F_y) dari GRF. Data yang tersimpan dalam CMAX dapat disimpan pada media lain dalam bentuk text (.txt) yang selanjutnya dapat diolah dan dianalisis. Antarmuka *software* CMAX seperti pada Gambar 3.7.



Gambar 3.7 Antarmuka *software* Clinical Motion Analysis Xsystem (CMAX)

3.2 Pengambilan Data

Proses pengambilan data sinyal EMG dan GRF ini dibagi menjadi 2 tahap, yaitu tahap persiapan dan tahap perekaman data. Pada tahap persiapan dijelaskan tentang prosedur penelitian yang akan dilakukan kepada peserta. Pada tahap perekaman data, subyek penelitian melakukan gerakan berjalan dengan memakai tiga jenis sepatu yang diujikan sambil berjalan di atas lintasan yang sudah tertanam *force plate* dengan elektroda yang telah menempel pada masing-masing otot. Prosedur pengambilan data dijelaskan pada Gambar 3.8.



Gambar 3.8 Proses Pengambilan Data

Sesuai dengan prosedur penelitian di Laboratorium Gait Instalasi Rehabilitasi Medik, RSUD Dr. Soetomo, proses pengambilan data didampingi langsung oleh dr. I Putu Alit Pawana, Sp. KFR, yaitu dokter spesialis Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi RSUD Dr. Soetomo, selaku Pembimbing Klinis dan Penanggung Jawab laboratorium, serta dokter PPDS (Program Pendidikan Dokter Spesialis) Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi. Mulai dari persiapan penelitian, pemasangan elektroda sampai dengan perekaman sinyal EMG dan GRF pada subyek penelitian.

3.2.1 Persiapan Perekaman

Sebelum memulai proses pengambilan data, para partisipan dipersiapkan terlebih dahulu dengan memberikan informasi tentang penelitian, hal apa yang harus dilakukan oleh partisipan serta proses pemasangan elektroda. Partisipan diberikan penjelasan dan pengarahan tentang prosedur penelitian melalui *information for consent*. Setelah memahami informasi tersebut, partisipan mengisi dan menandatangani *informed consent* sebagai bukti kesediaan menjadi subyek penelitian sesuai dengan prosedur yang telah ditentukan, tanpa ada paksaan dari pihak lain.

Kemudian partisipan akan dipasang elektroda permukaan, yang telah terhubung dengan kabel dari tiap *channel*, pada otot *Gastrocnemius Medialis*, *Tibialis Anterior*, dan *Vastus Medialis* pada kaki kiri dan kanan. Proses pemasangan ini dilakukan oleh PPDS untuk menjaga keakuratan peletakan elektroda pada otot yang telah ditentukan, serta memastikan kabel elektroda terpasang dengan alat

EMG dengan benar dan memonitornya melalui komputer seperti ditunjukkan pada Gambar 3.9. dibawah ini.



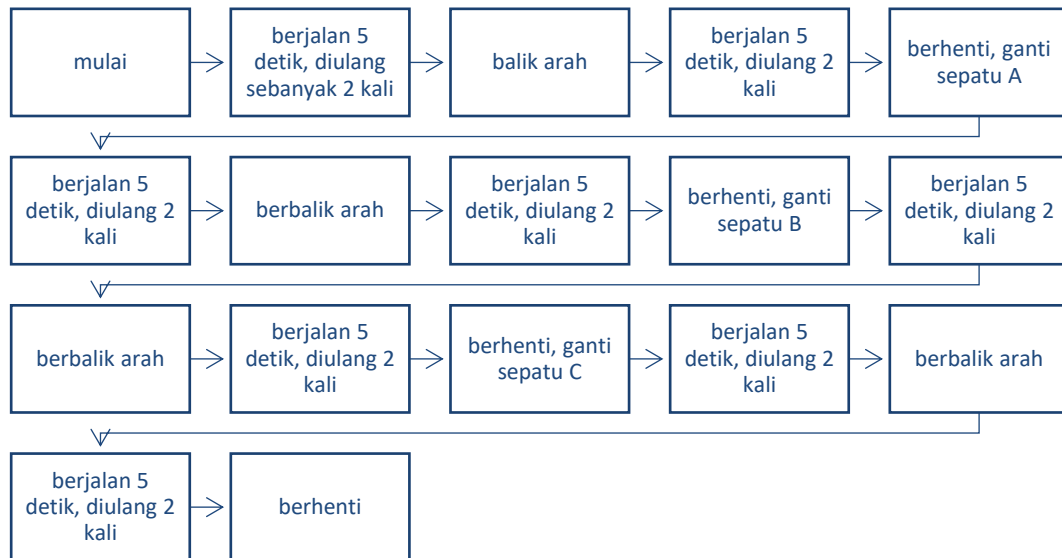
Gambar 3.9 Proses Peletakan Elektroda pada Otot Tungkai

Setelah dilakukan proses pelekatan elektroda dan pemasangan kabel dari tiap *channel*, partisipan diminta untuk tenang dan mencoba berjalan tanpa alas kaki secara normal pada lintasan berjalan yang telah ditentukan. Partisipan diminta untuk melakukan pembiasaan berjalan pada lintasan karena adanya kabel EMG yang menempel memungkinkan partisipan tidak berjalan secara normal. Partisipan diminta berjalan senormal mungkin serta disiapkan titik mulai berjalan, agar partisipan dapat berjalan normal dan dapat menyentuh *force plate* dengan tepat di tengah lintasan, tanpa “ditargetkan” oleh partisipan. Hal ini dilakukan agar data EMG dan GRF yang didapatkan adalah data berjalan yang benar-benar normal.

3.2.2 Perekaman Data EMG dan GRF

Alat EMG dan *force plate* dioperasikan pada komputer yang berbeda, namun waktu pengambilan sinyal dilakukan bersamaan pada saat partisipan berjalan. Proses perekaman data ini juga dibantu oleh dokter spesialis dan dokter residen Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi. Data yang direkam adalah data berjalan normal tanpa alas kaki (*baseline*) dan data berjalan normal saat menggunakan sepatu yang telah ditentukan (sepatu dengan sol fleksibel, mid-fleksibel, dan kaku).

Masing-masing data yang diambil, baik *baseline* dan berjalan saat memakai ketiga jenis sepatu, dilakukan selama 5 (lima) detik sebanyak 4 kali tahap pengambilan. Dari 5 detik pengambilan sampel hanya diambil satu siklus gait. Satu kali siklus gait dihitung pada saat *initial contact* (kaki kanan menyentuh landasan pertama kali) sampai dengan kaki kanan tersebut menyentuh landasan kembali. Alur perekaman data secara singkat dapat dilihat pada Gambar 3.10.



Gambar 3.10 Proses Pengambilan Data EMG dan GRF

Langkah yang dilakukan dalam rangka pengambilan data masing-masing subyek antara lain :

1. Pengukuran EMG dan GRF saat berjalan normal tanpa alas kaki (*baseline*)
 - a. Subyek berjalan normal tanpa alas kaki selama 5 detik atau sampai tercapai 1 (satu) *gait cycle* ke arah depan di lintasan berjalan sepanjang 8 meter.
 - b. Kemudian mundur kembali ke titik awal dan berhenti sejenak, setelah itu berjalan normal seperti langkah pertama dan berjalan lagi ke arah depan selama 5 detik.
 - c. Setiap satu kali gerakan berjalan dilakukan pengamatan melalui video pada aplikasi CMAX untuk memastikan subyek telah menyentuh *force plate* saat berjalan. Jika belum tepat menyentuh *force plate*, akan diulangi dari awal sampai mendapat data yang valid.

- d. Setelah didapat 2 data gerakan berjalan, subyek berbalik arah dan mengulangi langkah *a* dan *b* di atas. Kemudian berhenti setelah didapatkan total 4 gerakan berjalan tanpa alas kaki.
2. Pengukuran dengan tiga jenis sepatu
 - a. Setelah proses pengukuran berjalan normal tanpa alas kaki, dilakukan proses pengukuran data berjalan normal saat menggunakan ketiga jenis sepatu.
 - b. Subyek mengenakan sepatu A (sol fleksibel) dan bersiap untuk berjalan di lintasan. Sebelum pengambilan data, subyek diminta berjalan-jalan menggunakan sepatu A untuk pembiasaan serta menentukan titik awal berjalan, agar saat berjalan dapat menginjak *force plate*.
 - c. Subyek mengambil posisi berdiri dimulai dari titik awal yang telah ditentukan, kemudian berjalan normal ke arah depan selama 5 detik di lintasan sepanjang 8.0 meter. Gerakan ini diulang sekali lagi dengan mundur ke posisi awal dan berhenti sejenak, lalu berjalan ke arah depan di lintasan selama 5 detik.
 - d. Setiap satu kali gerakan berjalan dilakukan pengamatan melalui video pada aplikasi CMAX untuk memastikan subyek telah menyentuh *force plate* saat berjalan. Jika belum tepat menyentuh *force plate*, akan diulang dari awal sampai mendapat data yang valid.
 - e. Setelah didapat 2 data gerakan berjalan dengan sepatu A, subyek berbalik arah dan mengulangi langkah *b* dan *c* di atas, hingga didapat 2 gerakan tambahan. Kemudian berhenti setelah didapatkan 4 data gerakan berjalan menggunakan sepatu A.
 - f. Setelah mendapatkan 4 data gerakan berjalan menggunakan sepatu A (sol fleksibel), subyek diminta untuk mengganti dengan model sepatu B (sol mid-fleksibel) dan mengulangi gerakan berjalan seperti langkah *b, c, d* dan *e* di atas. Kemudian dilanjutkan dengan berjalan menggunakan model sepatu C (sol kaku).

Setiap subyek melakukan gerakan 4 kali untuk setiap kondisi berjalan, sehingga dari seluruh subyek didapat 480 data (30 subyek*4 kondisi*4 kali gerakan) untuk masing-masing data EMG dan data GRF. Risiko yang dapat terjadi

saat pengambilan data ini adalah subyek bisa saja terjatuh karena terjerat kabel yang menghubungkan dengan alat EMG. Proses perekaman data seperti pada Gambar 3.11 berikut ini.



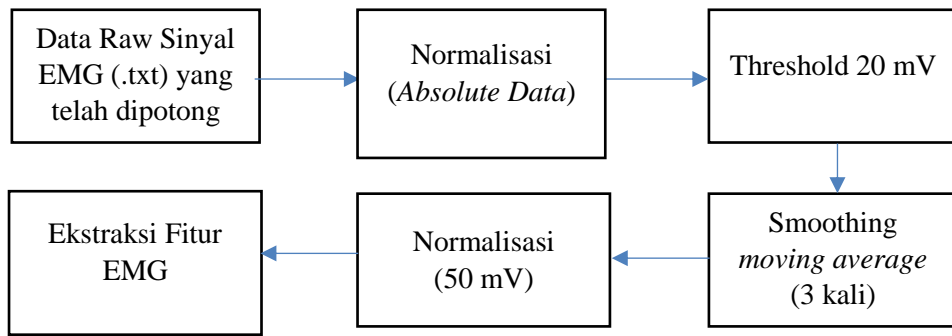
Gambar 3.11 Proses Pengambilan Data EMG dan GRF

3.3 Pengolahan Data

Tahap pengolahan data secara umum dibagi menjadi pra-proses, normalisasi, smoothing, ekstraksi fitur dan analisis data baik untuk sinyal EMG dan *Ground Reaction Force*. Pengolahan Data akan dijelaskan masing-masing untuk Sinyal EMG dan GRF.

3.3.1 Pengolahan Data Sinyal EMG

Data raw sinyal EMG didapatkan dari perekaman alat EMSPEC 4000 System dan akuisisi data Peak Motus software (Peak Performance Technologies Inc., USA). Output dari proses pengambilan data ini adalah data raw sinyal EMG dengan *sample rate* 800 Hz, sehingga dari 5 detik gerakan berjalan didapatkan 4000 sampe data. Data yang diambil berupa data raw sinyal EMG untuk otot Gastrocnemius Medialis, Tibialis Anterior dan Vastus Medialis berupa data numerik yang disalin dalam WordPad kemudian disalin dalam format .txt untuk kemudian dilakukan proses pengolahan data menggunakan Matlab 2018. Proses pengolahan data EMG dapat dilihat pada Gambar 3.12.



Gambar 3.12 Proses Pengolahan Data Sinyal EMG

Sebelum data raw sinyal EMG diolah, dilakukan pemotongan (*croppirng*) secara manual data raw sinyal EMG dengan dasar pemotongan menggunakan inspeksi video (*software* Kinovea) untuk mengetahui kapan mulai dan berakhirnya satu siklus gait gerakan berjalan yang telah diambil. Dimulai dari kaki kanan menyentuh landasan sampai dengan kaki tersebut menyentuh landasan kembali. Sehingga diperoleh data 1 *gait cycle* untuk kemudian diolah dalam penelitian ini. Pemotongan ini dilakukan di Ms. Excel untuk kemudian disalin ke dalam format .txt.

3.3.1.1 Normalisasi Data

Normalisasi data raw sinyal EMG diperlukan untuk mendapatkan pola sinyal yang diharapkan serta menghilangkan *skin artefact* yang ada. Proses normalisasi ini dilakukan dengan proses **norm**, dimana setiap titik data dalam satu *stream* diabsolutkan menggunakan rumus :

$$A_k = |x_t| \quad (3.1)$$

dimana k adalah instance data pada dataset dan t adalah index nilai pada deretan data pada fungsi waktu.

3.3.1.2 Threshold

Setelah proses normalisasi, *stream* data EMG pada masing-masing *channel* diproses menggunakan *threshold* 20 mV, yaitu nilai tegangan umum pada kondisi rileks [22]. Proses ini menetapkan ambang batas terhadap sinyal EMG yang akan digunakan, yaitu sinyal EMG yang bernilai di bawah 20 mV dijadikan nol dan mengembalikan nilai data lebih dari sama dengan 20 mV dalam *stream* data. Sehingga terbentuklah *stream* data yang memiliki nilai lebih dari nol. Nilai ini merupakan representasi dari otot yang sedang aktif.

3.3.1.3 Smoothing

Proses *smoothing* dilakukan untuk menghaluskan set data untuk menghilangkan *noise*, agar didapatkan pola penting dalam data. Salah satu algoritma *smoothing* yang paling umum adalah "moving average". Algoritma *smoothing* paling sederhana “*unweighted sliding-average smooth*”[30]. Metode ini menggantikan setiap titik dalam sinyal dengan rata-rata "m" titik yang berdekatan, di mana "m" adalah bilangan bulat positif yang disebut "*smooth width*", atau biasa disebut konvolusi. Biasanya “m” adalah bilangan ganjil. Rumus sederhana untuk *moving average* adalah :

$$S_j = \frac{x_{t-1} + x_t + x_{t+1}}{3} \quad (3.2)$$

dimana,

x_t : titik data pada aliran data sinyal asal

S_j : instance / hasil data vektor dari proses *smoothing*

Pada penelitian ini dilakukan proses *smoothing* sebanyak tiga kali dengan nilai konvolusi 51. Setelah dilakukan *smoothing*, selanjutnya sinyal yang telah dihaluskan tersebut dinormalisasi 50 mV sehingga didapatkan sinyal envelope.

3.3.1.4 Ekstraksi Fitur

Setelah proses *cropping*, normalisasi, *threshold*, dan *smoothing* di atas, akan diperoleh bentuk *envelope* sinyal EMG selama berjalan dari setiap oto tungkai. Sinyal envelope tersebut memiliki pola amplitudo yang berbeda-beda untuk masing-masing otot. Perbedaan level amplitudo ini menjadi ciri setiap otot setelah mendapat perlakuan berbeda (penggunaan sepatu) saat berjalan. Dari sinyal *envelope* inilah didapatkan fitur-fitur sinyal EMG yang akan dilakukan analisis data. Metode ekstraksi fitur yang digunakan dalam penelitian ini adalah *Graph Feature Extraction*. Fitur yang akan digunakan dalam penelitian ini antara lain :

a. Peak

Nilai *peak* menunjukkan tingkat maksimum getaran yang terjadi pada satu titik waktu tertentu. Rumus untuk menghitung *peak* amplitudo sinyal EMG adalah nilai maksimal dari *stream* data sinyal envelope.

b. Onset dan Offset

Onset merupakan titik awal kenaikan tegangan pada sinyal EMG atau sering disebut sebagai titik awal terjadinya kontraksi otot. Sedangkan offset adalah titik akhir penurunan tegangan pada sinyal EMG atau disebut juga dengan titik akhir terjadi relaksasi otot.

c. Durasi Sinyal EMG

Durasi merupakan panjang waktu dari sinyal EMG ketika otot aktif sampai terjadi relaksasi otot. Nilai durasi dihitung sebagai

$$\text{durasi} = \text{nilai indeks onset} - \text{nilai indeks offset} \quad (3.3)$$

d. Mean dan Standar Deviasi

Masing – masing fitur tersebut di atas akan dihitung nilai *mean* dan standar deviasi untuk masing-masing otot dari empat jenis gerakan berjalan dengan menggunakan rumus di bawah ini

Mean :

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (3.4)$$

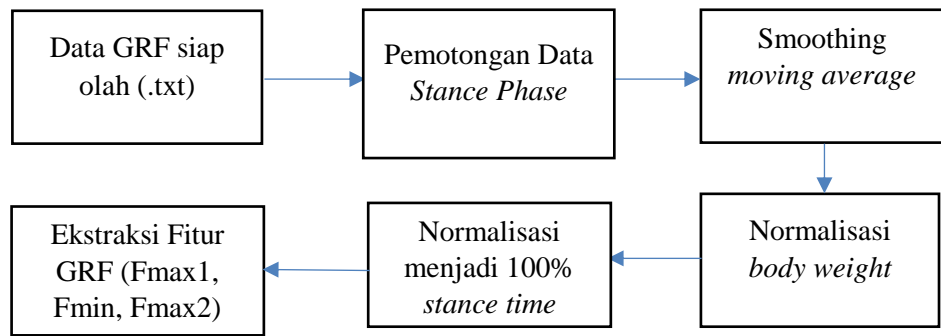
Standar Deviasi :

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{(n-1)}} \quad (3.5)$$

Untuk selanjutnya dilakukan analisis statistik.

3.3.2 Pengolahan Data Sinyal GRF

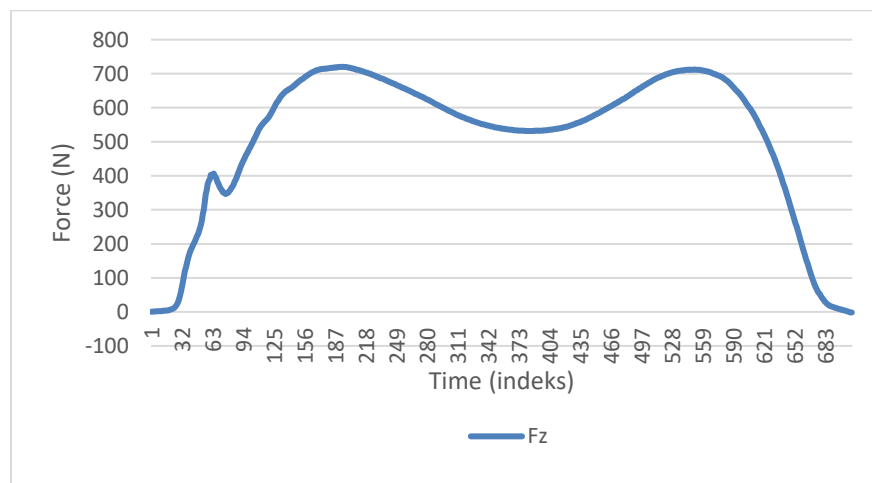
GRF didapatkan dari *software* Clinical Motion Analysis Xsystem (CMAx) berupa data numerik yang yang disimpan dalam format .txt, untuk kemudian diolah menggunakan Ms. Excel. Secara garis besar, proses pengolahan data GRF terdiri dari pemotongan data, normalisasi terhadap berat subyek, normalisasi menjadi 100% *stance phase*, *smoothing*, dan ekstraksi fitur *vertical* GRF, seperti pada Gmabar 3.13.



Gambar 3.13 Proses Pengolahan Data GRF

3.3.2.1 Pemotongan Data

Setelah dilakukan akuisisi data GRF, dilakukan *cropping* secara manual (inspeksi visual grafik) dengan memotong grafik yang menunjukkan gaya vertikal GRF (F_z) yang aktif saat *stance phase*, menggunakan Ms. Excel. Grafik hasil pemotongan data *vertical* GRF (F_z) seperti pada Gambar 3.14 berikut.



Gambar 3.14 Data *vertical* GRF setelah dilakukan pemotongan

3.3.2.2 Smoothing

Proses *smoothing* dilakukan dengan menggunakan algoritma *moving average* untuk menghilangkan *noise* pada data tersebut. *Moving average* filter sangat baik ketika digunakan untuk analisa sinyal dalam domain waktu. Formula untuk melakukan *moving average* seperti pada persamaan 3.2 di atas.

3.3.2.3 Normalisasi Data

Setelah proses *smoothing*, dilakukan proses normalisasi data VGRF. Normalisasi data *vertical* GRF dilakukan dua kali yaitu normalisasi terhadap berat

badan masing-masing subyek dan normalisasi *stance time*. Normalisasi terhadap berat badan dilakukan untuk mengurangi kontribusi perbedaan ukuran tubuh terhadap varians di antara subjek. Bahkan setelah normalisasi, beberapa peneliti mencatat bahwa pengukuran kekuatan puncak dapat tetap berkorelasi signifikan dengan berat badan [31]. Ukuran GRF umumnya dalam satuan *bodyweight* (BW). Normalisasi *vertical* GRF terhadap BW menggunakan rumus berikut ini

$$BW_k = \frac{Fz_i}{m.g} \tag{3.6}$$

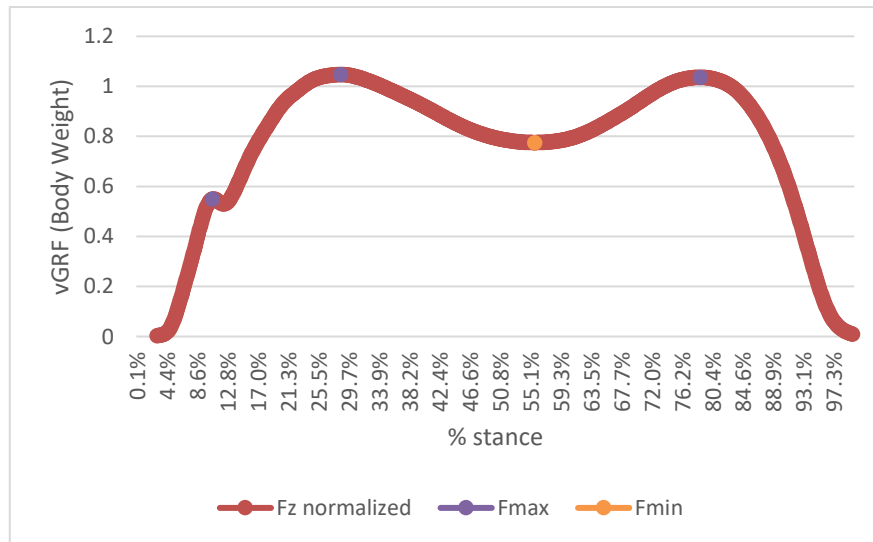
BW_k = hasil normalisasi terhadap *body weight* indeks ke k

Fz_i = gaya GRF vertikal indeks ke i (N)

m = massa masing-masing subyek (kg)

g = percepatan gravitasi (9.81 kg·m/s²)

Setelah dilakukan normalisasi terhadap *body weight*, dilakukan normalisasi *stance time*, yaitu mengubah GRF dalam satuan waktu (detik) menjadi *stance time* 0–100%. Pada *stance time* 0–40% akan dicari F_{max1} dengan mencari nilai Fz maksimum. Sedangkan F_{min} merupakan nilai Fz minimum antara *stance time* 40-60% dan F_{maks2} merupakan nilai Fz maksimum pada *stance time* 60-100%. Grafik data VGRF yang telah dinormalisasi dijelaskan pada Gambar 3.15.

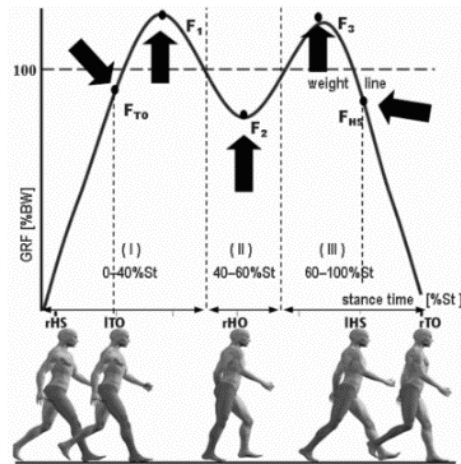


Gambar 3.15 Data *vertical* GRF setelah dinormalisasi

3.3.2.4 Ekstraksi Fitur

Analisis kinetik yang digunakan dalam penelitian ini sesuai dengan penelitian Winiarski tahun 2009 [32]. Fitur yang akan dicari dari penelitian ini antara lain :

- Fmax1** atau F1, yaitu nilai maksimum yang berada antara 0-40% *stance phase* (ST).
- Fmin** atau F2, yaitu nilai minimum antara dua *peak* yang berada antara 40-60% *stance phase* (ST)
- Fmax2** atau F3, yaitu nilai maksimum yang berada antara 60-100% *stance phase* (ST).



Gambar 3.16 Analisa Kinetik [32]

3.4 Analisa Statistik

Analisis statistik pada penelitian ini dilakukan dengan menggunakan *software* IBM SPSS Statistics 26. Untuk menganalisis perbedaan pengaruh berbagai jenis alas kaki saat berjalan, digunakan Repeated Measures Analysis of Variance (RM-ANOVA) yang akan mengevaluasi signifikansi dalam perbedaan variabel dependen (parameter EMG dan GRF) di seluruh variabel independen (keempat kondisi berjalan). Signifikansi ditetapkan pada ($p < 0,05$).

RM-ANOVA merupakan Analisis Varians di mana subjek diukur lebih dari satu kali untuk menentukan apakah perubahan signifikan secara statistik telah terjadi, misalnya, dari pretest ke posttest [33]. Pada penelitian ini setiap subyek

diukur 4 kali secara berurutan dengan kondisi berjalan *barefoot* (BF), menggunakan sepatu A (sol fleksibel), menggunakan sepatu B (sol mid-fleksibel), dan menggunakan sepatu C (sol kaku). Subyek diberikan perlakuan dengan berjalan dalam berbagai kondisi (*barefoot*, menggunakan Sepatu A, Sepatu B, dan Sepatu C) untuk kemudian diukur aktivitas otot EMG dan GRF dari untuk masing-masing kondisi berjalan tersebut. Ini berarti bahwa setiap subjek akan menjadi kontrolnya sendiri. Desain penelitian ini menggunakan *one-way repeated-measures* ANOVA.

Dalam analisis statistik RM-ANOVA dilakukan *multiple pair-wise comparisons* yaitu membandingkan beberapa nilai mean dari paramter EMG dan GRF dari keempat kondisi berjalan (Barefoot, Sepatu A (sol fleksibel), Sepatu B (sol mid-fleksibel), dan Sepatu C (sol kaku)). Dari hasil analisis tersebut diketahui perbedaan signifikan pada aktivitas otot dan GRF antar kondisi berjalan.

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini akan dijelaskan tentang hasil penelitian pengaruh kelenturan sol sepatu terhadap aktivitas EMG dan *Ground Reaction Force* pada anggota gerak bawah saat berjalan normal. Hasil dari tahapan penelitian mulai dari pengambilan data partisipan, *pre-processing* data sinyal EMG dan GRF, pengolahan data dan ekstraksi fitur sinyal EMG dan GRF, sampai dengan tahap analisis statistik pengaruh dari berbagai jenis sepatu yang diujikan terhadap aktivitas EMG dan *Ground Reaction Force* pada anggota gerak bawah saat berjalan normal.

Proses analisis statistik data EMG dan GRF menggunakan metode Repeated Measures Analysis of Variance (RM-ANOVA) dengan signifikansi $p < 0.05$, yang bertujuan untuk menguji apakah ada perbedaan secara nyata (signifikan) dari berbagai pengukuran yaitu kondisi berjalan menggunakan Sepatu A (sol fleksibel), Sepatu B (sol mid-fleksibel) dan Sepatu C (sol kaku) dibandingkan saat berjalan tanpa alas kaki (*barefoot*). Dari proses analisis statistik ini dapat diketahui pengaruh jenis sepatu dengan kelenturan sol berbeda yang digunakan saat berjalan, dimana sepatu yang paling fleksibel memiliki pola aktivitas otot yang mendekati aktivitas otot saat berjalan tanpa alas kaki. Hasil yang telah diperoleh pada tiap tahapan penelitian akan dijabarkan sesuai eksperimen yang telah dilakukan.

4.1 Data Partisipan

Proses pengambilan data dilakukan menggunakan alat EMG dan *force plate* yang ada di Laboratorium Gait & Motion Analysis, Instalasi Rehabilitasi Medik, RSUD Dr. Soetomo Surabaya. Penelitian yang melibatkan obyek manusia harus melalui dan lolos uji kelaikan etik (*ethical clearance*) oleh Komite Etik Penelitian Kesehatan RSUD Dr. Soetomo. Sertifikat kelaikan etik seperti pada halaman lampiran. Proses pengambilan data penelitian selalu didampingi Dokter Spesialis dan dokter residen Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi. Penelitian ini melibatkan 30 (tiga puluh) partisipan laki-laki sehat yang telah memenuhi kriteria inklusi dan eksklusi.

Data antropometrik subyek penelitian dengan rata-rata usia 30.93 tahun \pm 6.78, rata-rata berat badan 64.41 kg \pm 10.28, rata-rata tinggi badan 166.6 cm \pm 5.98, dan rata-rata panjang telapak kaki 26.08 cm \pm 0.43 yang dijabarkan pada Tabel 4.1. Semua partisipan akan menggunakan sepatu ukuran 43 (Ukuran Eropa).

Tabel 4.1 Data Partisipan

Subyek	Usia (th)	Berat badan (kg)	Tinggi Badan (cm)	Panjang Telapak Kaki (cm)	Frekuensi Penggunaan Sepatu rutin per hari (jam)	Panjang Langkah (cm)
S1	37	70	170	26.5	7-9	35.28
S2	42	60	165	25.5	7-9	34.24
S3	33	70	168	26	3-5	34.86
S4	41	64,5	170	26.5	7-9	35.28
S5	30	68	165	26	5-7	34.24
S6	33	70	174	26.5	7-9	36.11
S7	37	75	166	26	7-9	34.45
S8	27	76	167	26	7-9	34.65
S9	30	54	165	26	5-7	34.24
S10	33	72	160	25.5	1-3	33.20
S11	21	50	165	26	3-5	34.24
S12	33	72	170	26.5	7-9	35.28
S13	22	59	170	26.5	5-7	35.28
S14	21	72	165	26	3-5	34.24
S15	37	84	178	27	7-9	36.94
S16	33	60	157	25.5	7-9	32.58
S17	28	56	169	26.4	1-3	35.07
S18	34	81	174	26.7	7-9	36.11
S19	25	78	157	26	7-9	32.58
S20	38	70	180	26.8	7-9	37.35
S21	34	63	165	26	7-9	34.24
S22	39	55	160	25.5	1-3	33.20
S23	25	59	173	26.5	5-7	35.90
S24	22	47	153	25.5	0,5-1	31.75
S25	21	45	161	25.5	0,5-1	33.41
S26	22	58	163	25.5	1-3	33.82
S27	38	65	165	26	1-3	34.24
S28	26	53	168	26	3-5	34.86
S29	41	55	167	26	5-7	34.65
S30	25	71	168	26	7-9	34.86
Mean	30.93	64.41	166.6	26.08	5.65	34.57
SD	6.78	10.28	5.98	0.43	2.65	1.247

Sebelum dilakukan pengambilan data, setiap partisipan mendapatkan penjelasan penelitian sesuai dengan *information for consent* dan menandatangani *informed consent* sebagai tanda kesediaan ikut serta dalam penelitian, tanpa paksaan dari pihak manapun. Form *information for consent* dan *informed consent* seperti tertera pada lampiran, sehingga semua aspek legalitas telah terpenuhi.

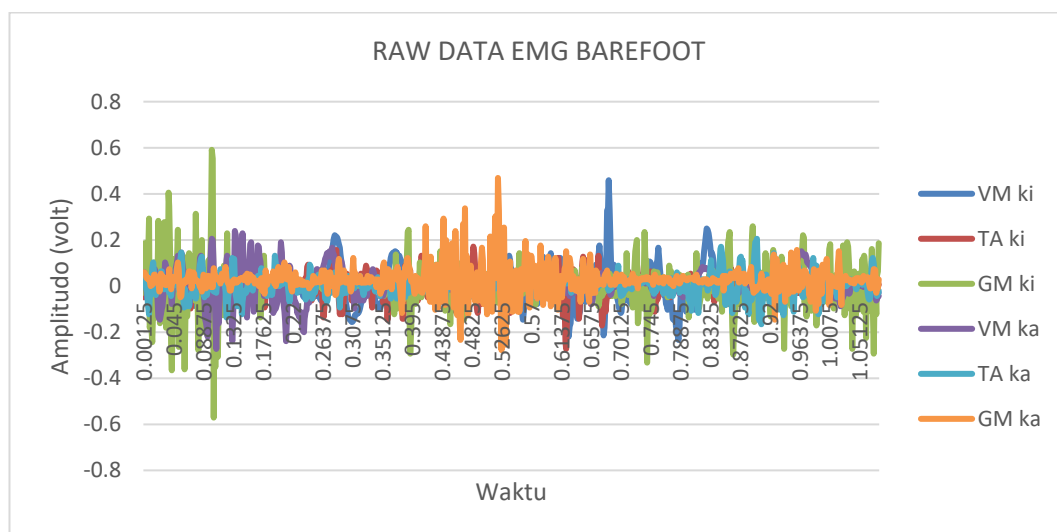
Semua partisipan harus dapat berjalan normal tanpa bantuan alat serta tidak sedang menderita penyakit terkait anggota gerak bawah yang menyebabkan ketidaknyamanan saat memakai sepatu. Kondisi partisipan pada saat pengambilan data tidak sedang dalam keadaan mengantuk maupun mengalami kelelahan otot terutama anggota gerak bawah yang akan mempengaruhi cara berjalan.

4.2 Hasil Analisa Sinyal EMG

Analisis sinyal EMG dilakukan setelah perekaman data mulai dari pengolahan data, ekstraksi fitur dan analisis statistik dari fitur yang telah diperoleh.

4.2.1 Hasil Pengolahan Sinyal EMG

Data EMG dari setiap elektroda setiap detiknya diperoleh 800 deret data yaitu banyaknya tegangan tiap detik, sehingga dari 5 detik diperoleh 4000 deret data. Data diambil melalui *software* Peak Motus Analysis yang diperoleh dari elektroda permukaan yang terhubung pada tiap *channel* EMG. Hasil perekaman data raw sinyal EMG dari 6 *channel* yang digunakan seperti pada Gambar 4.1.

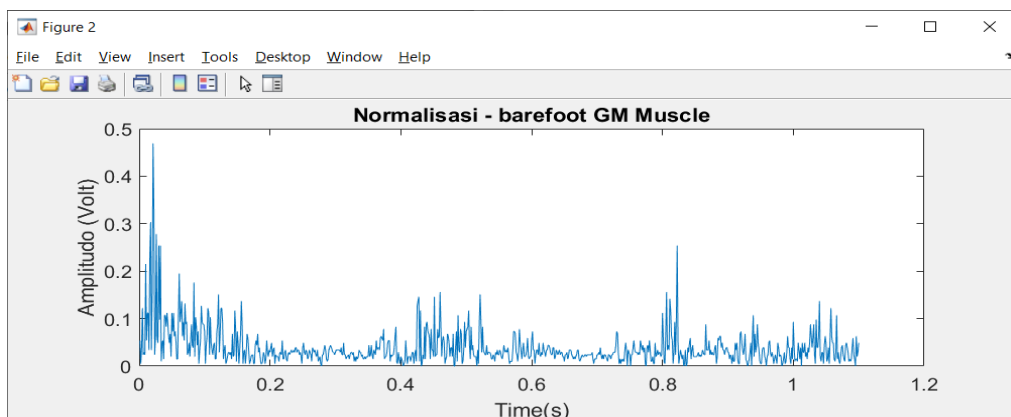


Gambar 4.1 Stream Raw Data EMG saat berjalan *barefoot*

Data pada tiap *channel* dipotong menjadi stream satu gait cycle dari satu kali pengambilan data. Pemotongan data dilakukan secara manual dengan dasar pemotongan dari inspeksi visual menggunakan video dari *software* KINOVEA.

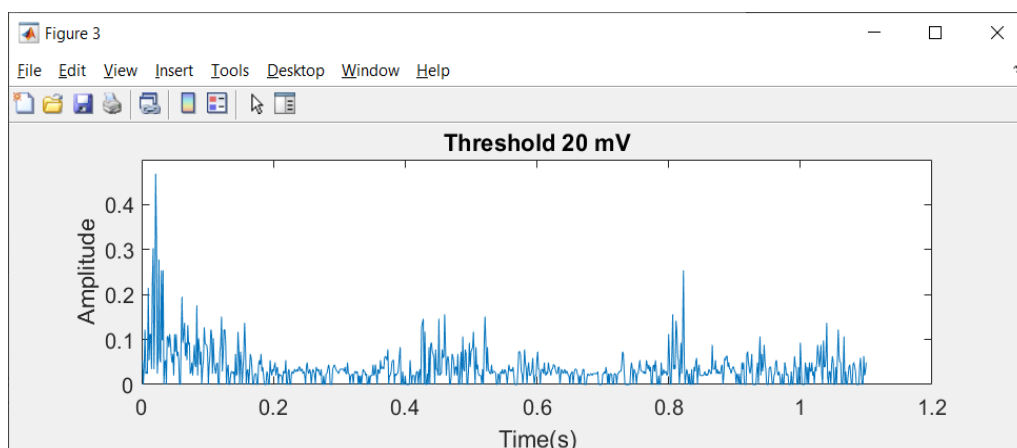
Setelah dilakukan pemotongan, maka data akan dinormalisasi dengan cara mengabsolutkan setiap data pada stream data (Gambar 4.2), kemudian dilanjutkan proses threshold 20 mV. Proses threshold ini dilakukan 2 kali sebelum

dan sesudah proses *smoothing* menggunakan *moving average* untuk menghilangkan noise. Proses penghalusan dilakukan sebanyak 3 kali dengan nilai *smooth width* 51. setelah *smoothing*, kemudian dilakukan normalisasi dengan mengubah nilai amplitudo di bawah 50 mV menjadi 0.



Gambar 4.2 Stream satu *gait cycle* data EMG yang telah dinormalisasi pada *channel* otot Gastrocnemius Medialis

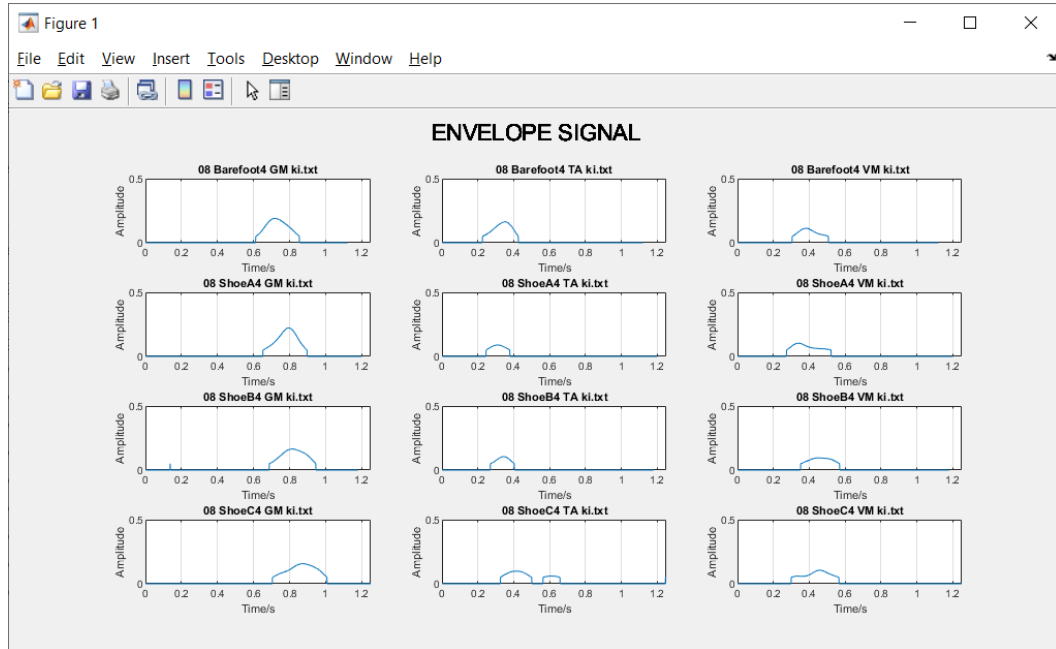
Gambar 4.2 merepresentasikan salah satu otot yang aktif saat melakukan gerakan berjalan dalam satu siklus gait. Stream data berbentuk gunung, yang merupakan area otot yang sedang berkontraksi, dan berbentuk lembah, yang merupakan representasi saat otot relaksasi. Pada lembah masih terlihat serabut kecil, sehingga perlu dilakukan *threshold* terhadap nilai tegangan saat relaks. Hasil *threshold* pada stream data seperti pada Gambar 4.3.



Gambar 4.3 Stream satu *gait cycle* data EMG yang telah *threshold* pada *channel* otot Gastrocnemius Medialis

Setelah dilakukan *threshold*, selanjutnya dilakukan proses *smoothing* menggunakan *moving average* mendapatkan sinyal *envelope*. Pada sinyal *envelope*

ini akan dilakukan ekstraksi fitur yang selanjutnya akan dilakukan analisis statistik. Gambar sinyal *envelope* hasil dari proses pengolahan data seperti pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 Sinyal *Envelope* EMG saat berjalan dengan berbagai kondisi

4.2.2 Hasil Ekstraksi Fitur Sinyal EMG

Hasil ekstraksi fitur dari sinyal EMG setelah dilakukan pengolahan sinyal diperoleh fitur *peak*, posisi *peak*, durasi, dan waktu onset. Jumlah *instance* data yang diperoleh untuk masing-masing fitur adalah 2880 *instance* data (30 peserta * 4 kondisi berjalan * 4 kali * 6 jenis otot) yang dijabarkan pada tabel 4.2.

Tabel 4.2 *Instance data* untuk masing-masing fitur

Kondis Berjalan	Jumlah Sampel	Ulangan	Otot yang diamati	Jumlah instance data
Barefoot	30	4	R. GM, L. GM, R. TA, L. TA, R. VM, L. VM	720
Sepatu A (sol fleksibel)	30	4	R. GM, L. GM, R. TA, L. TA, R. VM, L. VM	720
Sepatu B (sol mid-fleksibel)	30	4	R. GM, L. GM, R. TA, L. TA, R. VM, L. VM	720
Sepatu C (sol kaku)	30	4	R. GM, L. GM, R. TA, L. TA, R. VM, L. VM	720
Total instance data				2.880

R. GM = *Gastrocnemius Medialis* kanan, L. GM = *Gastrocnemius Medialis* kiri, R. TA = *Tibialis Anterior* kanan, L. TA = *Tibialis Anterior* kiri, R. VM = *Vastus Medialis* kanan, L. VM = *Vastus Medialis* kiri.

4.2.3 Hasil Analisis Statistik Sinyal EMG

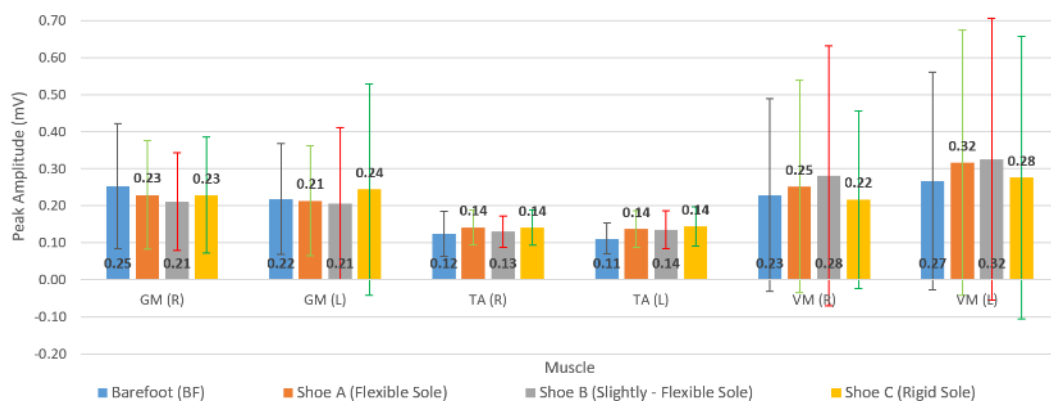
Analisis statistik dilakukan dengan menggunakan *multiple pair-wise comparisons* antar keempat kondisi berjalan (Barefoot, Sepatu A (sol fleksibel), Sepatu B (sol mid-fleksibel), dan Sepatu C (sol kaku)). Dari hasil analisis tersebut diperoleh perbedaan signifikan pada aktivitas otot R. & L. Tibialis Anterior, R. Gastrocnemius Medialis, dan R. Vastus Medialis untuk fitur *peak*. Data ini disajikan pada Tabel 4.3 dan Standar Deviasi disajikan pada Gambar 4.5.

Tabel 4.3 Hasil perhitungan statistik untuk parameter *Peak* pada Gastrocnemius Medialis (GM) Tibialis Anterior (TA), dan Vastus Medialis (VM).

Otot	Kondisi	Mean (mV)	P-value
R. Gastrocnemius Medialis	Barefoot (BF)	0.2534	BF vs A 0.119
	Sepatu A (sol fleksibel)	0.2293	BF vs B <0.001*
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	0.2111	BF vs C 0.066
	Sepatu C (sol kaku)	0.2288	A vs B 0.197
			A vs C 1.000
		B vs C 0.153	
L. Gastrocnemius Medialis	Barefoot (BF)	0.2188	BF vs A 1.000
	Sepatu A (sol fleksibel)	0.2136	BF vs B 1.000
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	0.2063	BF vs C 1.000
	Sepatu C (sol kaku)	0.2442	A vs B 1.000
			A vs C 1.000
		B vs C 0.096	
R. Tibialis Anterior	Barefoot (BF)	0.1249	BF vs A 0.009*
	Sepatu A (sol fleksibel)	0.1414	BF vs B 1.000
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	0.1309	BF vs C 0.030*
	Sepatu C (sol kaku)	0.1410	A vs B 0.087
			A vs C 1.000
		B vs C 0.078	
L. Tibialis Anterior	Barefoot (BF)	0.1116	BF vs A <0.001*
	Sepatu A (sol fleksibel)	0.1372	BF vs B <0.001*
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	0.1362	BF vs C <0.001*
	Sepatu C (sol kaku)	0.1447	A vs B 1.000
			A vs C 0.760
		B vs C 0.429	
R. Vastus Medialis	Barefoot (BF)	0.2290	BF vs A 1.000
	Sepatu A (sol fleksibel)	0.2519	BF vs B 0.340
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	0.2808	BF vs C 1.000
	Sepatu C (sol kaku)	0.2170	A vs B 0.753
			A vs C 0.066
		B vs C 0.002*	
L. Vastus Medialis	Barefoot (BF)	0.2674	BF vs A 0.369
	Sepatu A (sol fleksibel)	0.3162	BF vs B 0.200
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	0.3249	BF vs C 1.000
	Sepatu C (sol kaku)	0.2761	A vs B 1.000
			A vs C 0.882
		B vs C 0.539	

*berbeda signifikan

Peak pada L. Tibialis Anterior (kiri) meningkat secara signifikan saat berjalan dengan ketiga jenis sepatu dibandingkan *barefoot*. Namun amplitudo puncak saat berjalan dengan Sepatu B (sol mid-fleksibel) lebih mendekati kondisi *barefoot* dibandingkan dengan Sepatu A (sol fleksibel) dan Sepatu C (sol kaku).



Gambar 4.5 Standar Deviasi Parameter *Peak* sinyal EMG

Pada parameter Posisi *Peak*, terdapat perbedaan yang signifikan pada otot L. Gastrocnemius Medialis, R. & L. Tibialis Anterior, dan R. Vastus Medialis saat berjalan menggunakan sepatu. Data ini disajikan pada Tabel 4.4 dan standar deviasi disajikan pada Gambar 4.6. Posisi *Peak* pada otot L. Gastrocnemius Medialis saat berjalan menggunakan ketiga jenis sepatu (Sepatu A, Sepatu B, dan Sepatu C) tertunda dibandingkan dengan berjalan *barefoot*. Posisi *Peak* pada R. Tibialis Anterior juga tertunda saat berjalan dengan ketiga jenis sepatu dibandingkan dengan berjalan *barefoot*.

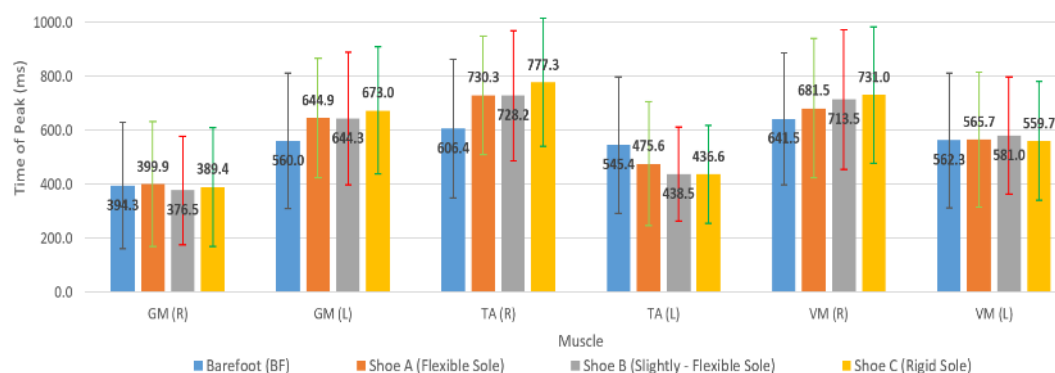
Tabel 4.4 Hasil perhitungan statistik untuk parameter Posisi *Peak* pada Gastrocnemius Medialis (GM) Tibialis Anterior (TA), dan Vastus Medialis (VM).

Otot	Kondisi	Mean (mV)	P-value
R. Gastrocnemius Medialis	Barefoot (BF)	394.33	BF vs A 1.000
	Sepatu A (sol fleksibel)	399.94	BF vs B 1.000
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	376.53	BF vs C 1.000
	Sepatu C (sol kaku)	389.37	A vs B 1.000
			A vs C 1.000
L. Gastrocnemius Medialis	Barefoot (BF)	560.01	BF vs A 0.017*
	Sepatu A (sol fleksibel)	644.91	BF vs B 0.031*
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	644.28	BF vs C 0.001*
	Sepatu C (sol kaku)	673.00	A vs B 1.000
		A vs C 1.000	
		B vs C 1.000	
R. Tibialis Anterior	Barefoot (BF)	606.43	BF vs A <0.001*

Otot	Kondisi	Mean (mV)	P-value
	Sepatu A (sol fleksibel)	730.27	BF vs B <0.001*
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	728.18	BF vs C <0.001*
	Sepatu C (sol kaku)	A vs B	1.000
		A vs C	0.554
	B vs C	0.439	
L. Tibialis Anterior	Barefoot (BF)	545.42	BF vs A 0.054
	Sepatu A (sol fleksibel)	475.63	BF vs B 0.003*
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	438.49	BF vs C 0.001*
	Sepatu C (sol kaku)	A vs B	1.000
		A vs C	0.954
	B vs C	1.000	
R. Vastus Medialis	Barefoot (BF)	641.53	BF vs A 0.957
	Sepatu A (sol fleksibel)	681.52	BF vs B 0.062
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	713.53	BF vs C 0.009*
	Sepatu C (sol kaku)	A vs B	1.000
		A vs C	0.535
	B vs C	1.000	
L. Vastus Medialis	Barefoot (BF)	562.32	BF vs A 1.000
	Sepatu A (sol fleksibel)	565.68	BF vs B 1.000
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	580.96	BF vs C 1.000
	Sepatu C (sol kaku)	A vs B	1.000
		A vs C	1.000
	B vs C	1.000	

*berbeda signifikan

Posisi Peak pada L. Tibialis Anterior tertunda sementara saat berjalan menggunakan Sepatu B (sol mid-fleksibel) dan Sepatu C (sol kaku) dibandingkan dengan berjalan *barefoot*. Posisi Peak pada R. Vastus Medialis juga tertunda sementara saat menggunakan sepatu C (sol kaku) dibandingkan berjalan *barefoot*.



Gambar 4.6 Standar Deviasi Parameter Posisi Peak sinyal EMG

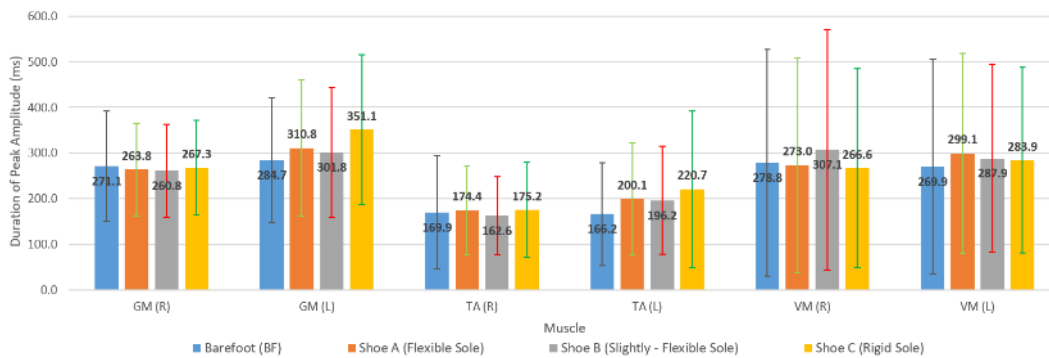
Perbedaan signifikan juga ditemukan pada L. Gastrocnemius Medialis dan L. Tibialis Anterior untuk fitur durasi. Durasi pada otot L. Gastrocnemius Medialis ketika berjalan dengan kondisi Sepatu C (sol kaku) lebih lama daripada berjalan

barefoot (BF), Sepatu A (sol fleksibel) dan Sepatu B (sol mid-fleksibel). Durasi amplitudo pada L. Tibialis Anterior saat berjalan menggunakan Sepatu C (sol kaku) lebih lama dibandingkan saat berjalan *barefoot* (BF). Data ini disajikan pada Tabel 4.5 dan standar deviasi durasi amplitudo disajikan pada Gambar 4.7.

Tabel 4.5 Hasil perhitungan statistik untuk parameter Durasi pada Gastrocnemius Medialis (GM) Tibialis Anterior (TA), dan Vastus Medialis (VM).

Otot	Kondisi	Mean (mV)	P-value
R. Gastrocnemius Medialis	Barefoot (BF)	271.09	BF vs A 1.000
	Sepatu A (sol fleksibel)	263.78	BF vs B 1.000
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	260.75	BF vs C 1.000
	Sepatu C (sol kaku)	267.33	A vs B 1.000
			A vs C 1.000
			B vs C 1.000
L. Gastrocnemius Medialis	Barefoot (BF)	284.72	BF vs A 0.310
	Sepatu A (sol fleksibel)	310.83	BF vs B 0.923
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	301.83	BF vs C <0.001*
	Sepatu C (sol kaku)	351.11	A vs B 1.000
			A vs C 0.009*
			B vs C 0.001*
R. Tibialis Anterior	Barefoot (BF)	169.94	BF vs A 1.000
	Sepatu A (sol fleksibel)	174.44	BF vs B 1.000
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	162.63	BF vs C 1.000
	Sepatu C (sol kaku)	175.21	A vs B 1.000
			A vs C 1.000
			B vs C 0.897
L. Tibialis Anterior	Barefoot (BF)	166.23	BF vs A 0.086
	Sepatu A (sol fleksibel)	200.06	BF vs B 0.098
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	196.23	BF vs C 0.024*
	Sepatu C (sol kaku)	220.68	A vs B 1.000
			A vs C 1.000
			B vs C 0.956
R. Vastus Medialis	Barefoot (BF)	278.80	BF vs A 1.000
	Sepatu A (sol fleksibel)	272.98	BF vs B 0.906
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	307.11	BF vs C 1.000
	Sepatu C (sol kaku)	266.58	A vs B 0.176
			A vs C 1.000
			B vs C 0.114
L. Vastus Medialis	Barefoot (BF)	269.85	BF vs A 0.240
	Sepatu A (sol fleksibel)	299.14	BF vs B 1.000
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	287.93	BF vs C 1.000
	Sepatu C (sol kaku)	283.92	A vs B 1.000
			A vs C 1.000
			B vs C 1.000

**berbeda signifikan*



Gambar 4.7 Standar Deviasi Parameter Durasi sinyal EMG

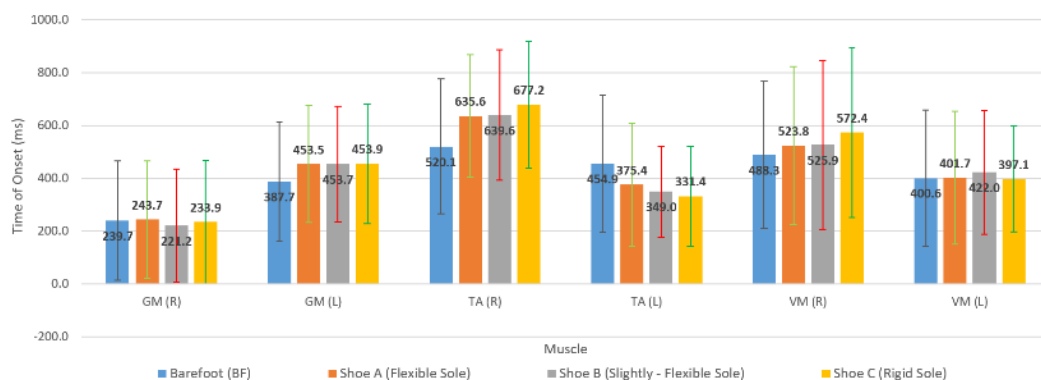
Hasil analisis dari parameter onset, aktivitas otot pada R. Tibialis Anterior sementara tertunda saat berjalan dengan ketiga jenis sepatu dibandingkan dengan berjalan *barefoot*, dan berjalan menggunakan Sepatu C (sol kaku) menyebabkan onset yang paling lambat di antara semua jenis sepatu. Sementara itu, waktu onset L. Tibialis Anterior terjadi lebih awal dengan semua kondisi berjalan menggunakan sepatu dibandingkan dengan *barefoot*, dan saat menggunakan Sepatu C, onset terjadi paling awal di antara ketiga kondisi bersepatu. Pada R. Vastus Medialis, waktu onset terjadi lebih awal ketika berjalan menggunakan sepatu C dibandingkan dengan *barefoot*. Data ini disajikan pada Tabel 4.6 dan standar deviasi waktu onset disajikan pada Gambar 4.8.

Tabel 4.6 Hasil perhitungan statistik untuk parameter onset pada Gastrocnemius Medialis (GM) Tibialis Anterior (TA), dan Vastus Medialis (VM).

Otot	Kondisi	Mean (mV)	P-value	
R. Gastrocnemius Medialis	Barefoot (BF)	239.68	BF vs A 1.000	
	Sepatu A (sol fleksibel)	243.65	BF vs B 1.000	
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	221.15	BF vs C 1.000	
	Sepatu C (sol kaku)	A vs B	233.91	1.000
		A vs C		1.000
	B vs C		1.000	
L. Gastrocnemius Medialis	Barefoot (BF)	387.69	BF vs A 0.068	
	Sepatu A (sol fleksibel)	453.49	BF vs B 0.100	
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	453.66	BF vs C 0.075	
	Sepatu C (sol kaku)	A vs B	453.87	1.000
		A vs C		1.000
	B vs C		1.000	
R. Tibialis Anterior	Barefoot (BF)	520.11	BF vs A <0.001*	
	Sepatu A (sol fleksibel)	635.62	BF vs B 0.001*	
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	639.58	BF vs C <0.001*	
	Sepatu C (sol kaku)	A vs B	677.18	1.000
		A vs C		0.772
	B vs C		0.944	

Otot	Kondisi	Mean (mV)	P-value
L. Tibialis Anterior	Barefoot (BF)	454.93	BF vs A 0.023*
	Sepatu A (sol fleksibel)	375.37	BF vs B 0.003*
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	348.98	BF vs C 0.000*
	Sepatu C (sol kaku)	331.44	A vs B 1.000
			A vs C 0.794
			B vs C 1.000
R. Vastus Medialis	Barefoot (BF)	488.28	BF vs A 1.000
	Sepatu A (sol fleksibel)	523.78	BF vs B 1.000
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	525.90	BF vs C 0.021*
	Sepatu C (sol kaku)	572.37	A vs B 1.000
			A vs C 0.533
			B vs C 0.598
L. Vastus Medialis	Barefoot (BF)	400.57	BF vs A 1.000
	Sepatu A (sol fleksibel)	401.74	BF vs B 1.000
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	421.95	BF vs C 1.000
	Sepatu C (sol kaku)	397.08	A vs B 1.000
			A vs C 1.000
			B vs C 1.000

*berbeda signifikan



Gambar 4.8 Standar Deviasi Parameter Onset sinyal EMG

4.2.4 Diskusi Hasil Analisis Sinyal EMG

4.2.4.1 Pengaruh sepatu pada aktivitas EMG otot tungkai bawah

Penelitian ini bertujuan untuk membandingkan aktivitas otot tungkai bawah selama berjalan pada orang sehat sambil mengenakan sepatu berjalan. Hasil penelitian menunjukkan bahwa semua jenis sepatu (Sepatu A (sol fleksibel), Sepatu B (sol mid-fleksibel), dan Sepatu C (sol kaku) mempengaruhi aktivitas otot tungkai bawah dengan meningkatkan puncak amplitudo sinyal EMG dari L. Tibialis Anterior dan posisi Peak sinyal EMG tertunda sementara pada L. Gastrocnemius Medialis dan L. Tibialis Anterior dibandingkan dengan berjalan tanpa alas kaki. Selain itu, semua jenis sepatu menunda waktu onset L. Gastrocnemius Medialis dan

terjadi lebih awal pada L. Tibialis Anterior dibandingkan dengan *barefoot*. Tidak ada temuan yang signifikan yang terdeteksi pada L. Vastus Medialis.

4.2.4.2 Otot Gastrocnemius Medialis

Pada Gastrocnemius Medialis, puncak sinyal EMG secara signifikan tertunda ketika menggunakan sepatu lari dibandingkan dengan *barefoot* [34]. Dalam penelitian ini, posisi Peak pada L. Gastrocnemius Medialis tertunda sementara saat menggunakan ketiga jenis sepatu dibandingkan dengan berjalan tanpa alas kaki, dan posisi Peak saat menggunakan Sepatu B (sol mid-fleksibel) lebih mendekati *barefoot* dibandingkan dengan Sepatu A (sol fleksibel) dan Sepatu C (sol kaku). Kami berasumsi bahwa hasil ini dipengaruhi oleh pemilihan sol sepatu, dimana sol sepatu A (sol fleksibel) dan sepatu B (sol mid-fleksibel) sama-sama menggunakan material EVA yang fleksibel namun dengan komposisi yang berbeda, sehingga menghasilkan nilai yang tidak jauh berbeda.

4.2.4.3 Otot Tibialis Anterior

Parameter Puncak pada L. Tibialis Amplitudo meningkat secara signifikan dan onset terjadi lebih awal saat berjalan dengan ketiga jenis sepatu dibandingkan dengan berjalan tanpa alas kaki. Tetapi puncak amplitudo saat berjalan dengan Sepatu B (sol mid-fleksibel) lebih mendekati *barefoot* dibandingkan dengan Sepatu A (sol fleksibel) dan Sepatu C (sol kaku). Hasil yang sama ditunjukkan waktu puncak amplitudo pada R. Tibialis Anterior saat berjalan dengan Sepatu B lebih mendekati *barefoot* dibandingkan saat berjalan dengan Sepatu A dan Sepatu C. Kami berasumsi bahwa hasil ini dipengaruhi oleh pemilihan sol sepatu. Waktu Onset pada R. Tibialis Anterior terlambat untuk semua kondisi bersepatu dibandingkan dengan berjalan tanpa alas kaki (BF), dimana kondisi Sepatu A paling dekat dengan *barefoot* dibandingkan dengan Sepatu B dan Sepatu C. Parameter onset pada Tibialis Anterior ini merupakan parameter EMG yang memenuhi hipotesis.

4.2.4.4 Otot Vastus Medialis

Tidak ada temuan signifikan yang terdeteksi untuk pada otot Vastus Medialis saat membandingkan keempat kondisi berjalan, terutama pada L. Vastus Medialis. Hanya onset pada R. Vastus Medialis saat berjalan menggunakan sepatu

C (sol kaku) yang tertunda dibandingkan dengan berjalan tanpa alas kaki. Kami berhipotesis ketika kami memulai siklus gaya berjalan dengan kaki kanan, tidak ada efek khususnya pada vastus medialis kaki kiri. Sejauh pengetahuan kami, belum ada penelitian yang mendeteksi gaya berjalan pada kedua sisi kaki.

4.2.4.5 Batasan

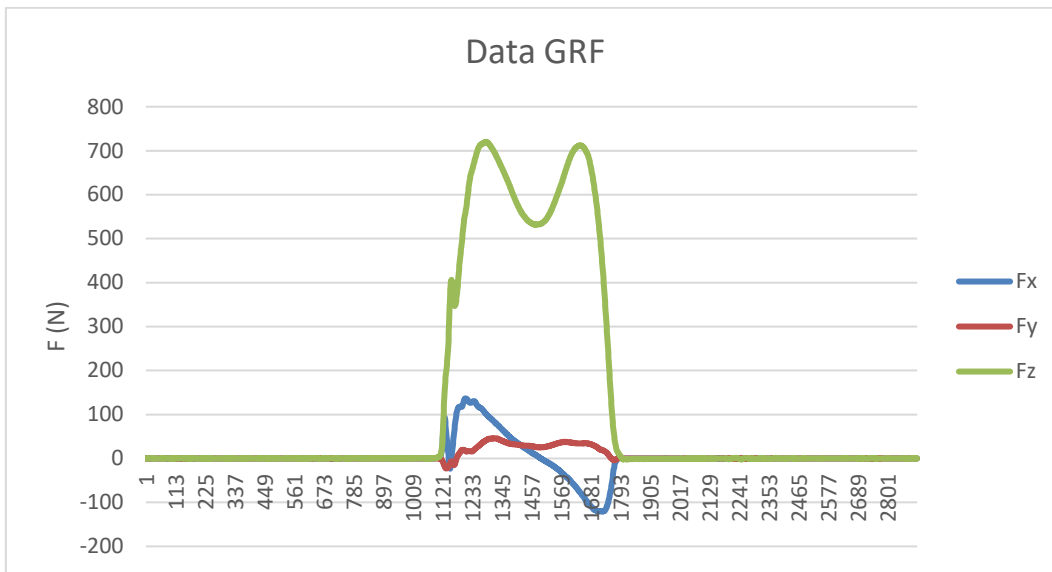
Alas kaki yang digunakan dalam penelitian ini dipilih berdasarkan asumsi pragmatis. Penelitian ini tidak termasuk periode pembiasaan yang lama bagi para peserta untuk menyesuaikan diri dengan tiga jenis sepatu pada saat menjelang sesi pengujian mereka. Selain itu, kami memilih peserta secara acak dan tidak mengumpulkan data tentang tingkat aktivitas fisik peserta. Masalah-masalah tersebut mungkin bisa mempengaruhi hasil dari penelitian ini. Sementara hasil ini dapat digeneralisasi untuk mereka yang memiliki postur kaki normal, uji klinis lebih lanjut, dan beragam otot diperlukan untuk mengeksplorasi efek dari jenis sepatu lain saat berjalan normal, atau penelitian dengan berbagai subjek dengan aktivitas fisik tertentu.

4.3 Hasil Analisa Data GRF

Analisis sinyal data GRF dilakukan setelah perekaman data mulai dari pengolahan data, ekstraksi fitur dan analisis statistik dari fitur yang telah diperoleh.

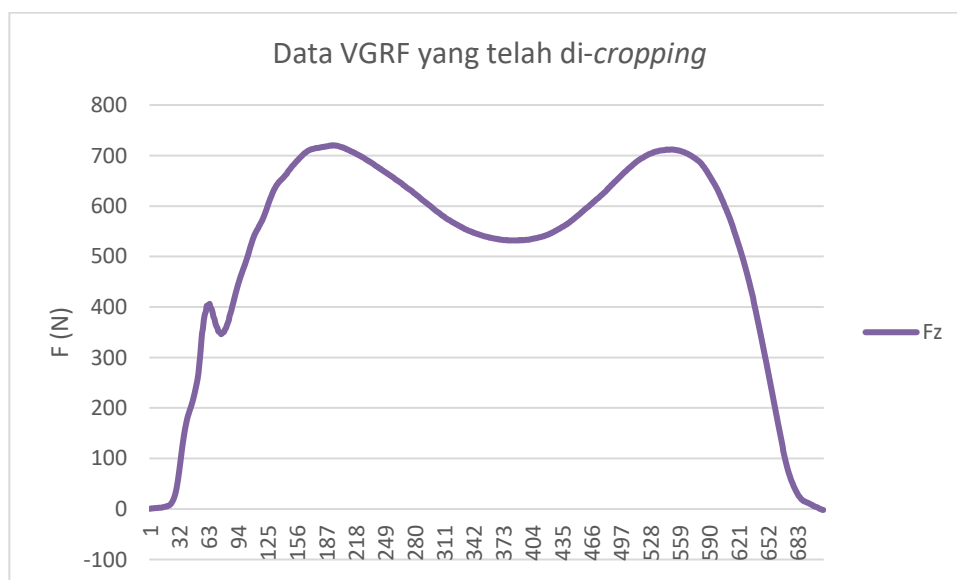
4.3.1 Hasil Pengolahan Data GRF

Pengolahan data dilakukan menggunakan aplikasi Ms. Excel. Raw data GRF berupa data numerik yang disalin dari output *software* CMAX ke dalam format .txt. Data yang digunakan dalam penelitian ini menggunakan data yang telah difilter oleh sistem, bukan raw data GRF. Gambar 4.9 menunjukkan raw data GRF yang diperoleh setelah pengukuran menggunakan *force plate*. Namun, data GRF yang dianalisis dalam penelitian ini adalah *vertical Ground Reaction Force* (VGRF) atau gaya Fz.



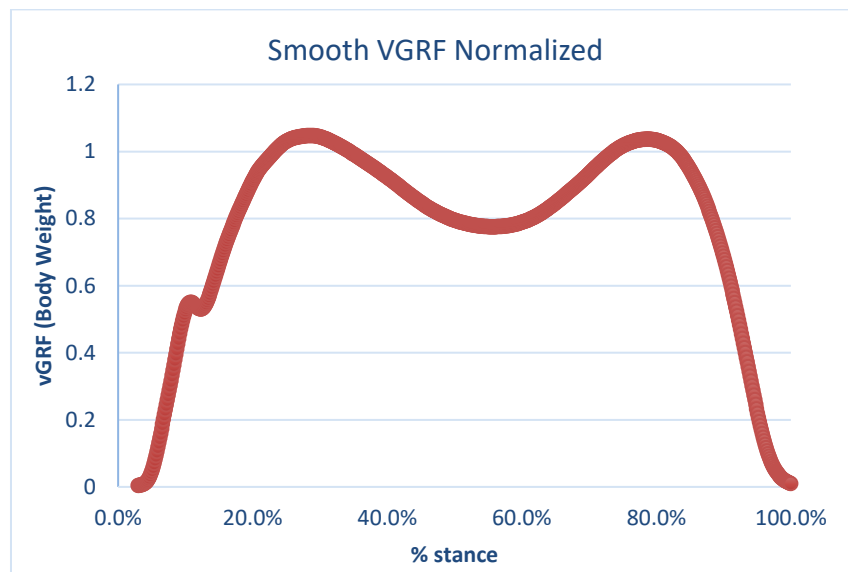
Gambar 4.9 Data GRF hasil perekaman menggunakan *force plate*

Setelah proses perekaman data, maka dilakukan pemotongan data secara manual untuk Fz (*Vertical Ground Reaction Force*) pada Ms. Excel. Data dipotong di titik pada stream data Fz mulai aktif dari titik bernilai 0, yang menandakan fase *initial contact* saat *stance phase*, sampai dengan mencapai titik bernilai 0 kembali, yang menandakan fase *toe off* saat *stance phase*. Gambar 4.10 menunjukkan data VGRF yang telah dipotong (*cropping*) menjadi *stance phase*.



Gambar 4.10 Data *vertical Ground Reaction Force* yang telah di-crop

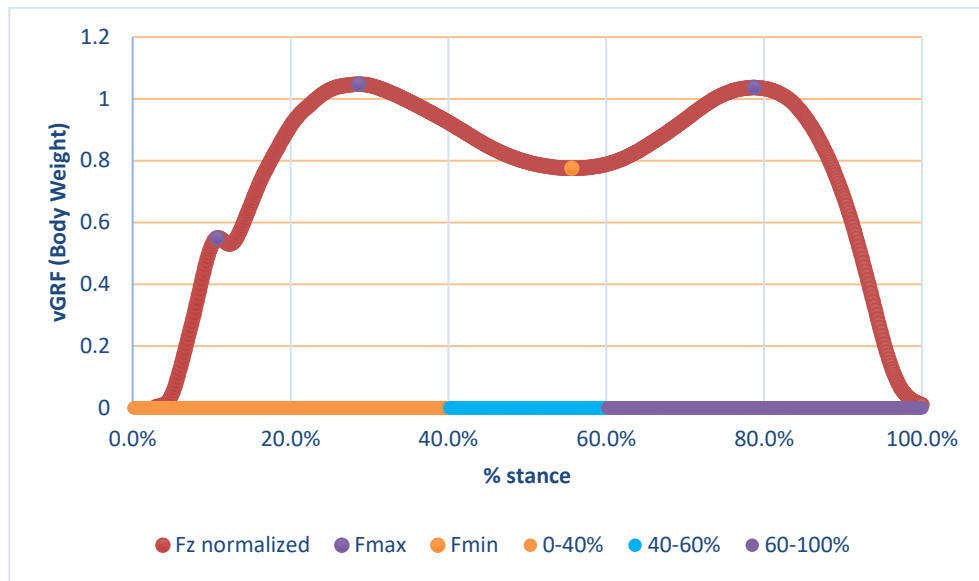
Setelah melalui proses *cropping*, selanjutnya dilakukan *smoothing* menggunakan algoritma *moving average* untuk menghilangkan *noise* data. Setelah data di-*smoothing*, selanjutnya akan dilakukan normalisasi terhadap berat badan masing-masing subyek dan normalisasi dalam 100% *Stance Phase* menjadi *Stance Time*. Gambar 4.11 menunjukkan hasil data VGRF yang telah dilakukan *smoothing*, serta dinormalisasi terhadap *body weight* (berat badan) dan *stance time*.



Gambar 4.11 Data VGRF yang telah dilakukan proses *smoothing* dan normalisasi

4.3.2 Hasil Ekstraksi Fitur GRF

Setelah proses pengolahan data GRF, maka dilakukan ekstraksi fitur dari data GRF tersebut. Fitur yang diperoleh dari analisa kinetik gait adalah F_{max} dan F_{min} pada *vertical* GRF. F_{max1} berada pada 0-40% dari *Stance Time* (ST), F_{min} berada pada 40-60% dari *Stance Time* (ST), dan F_{max2} berada pada 60-100% dari *Stance Time* (ST). *Stance Time* diperoleh setelah dilakukan normalisasi menjadi 100% *stance phase*. Setelah didapatkan titik 0% dan 100% dari *stance time*, maka dicari 40% dan 60% dari *stance time*. 0%, 40%, 60%, dan 100% dari *stance time* didapat, maka dicari titik F_{maks1} , F_{min} dan F_{max2} dari data VGRF. Gambar 4.12 menunjukan hasil ekstraksi fitur F_{maks1} , F_{min} dan F_{max2} .



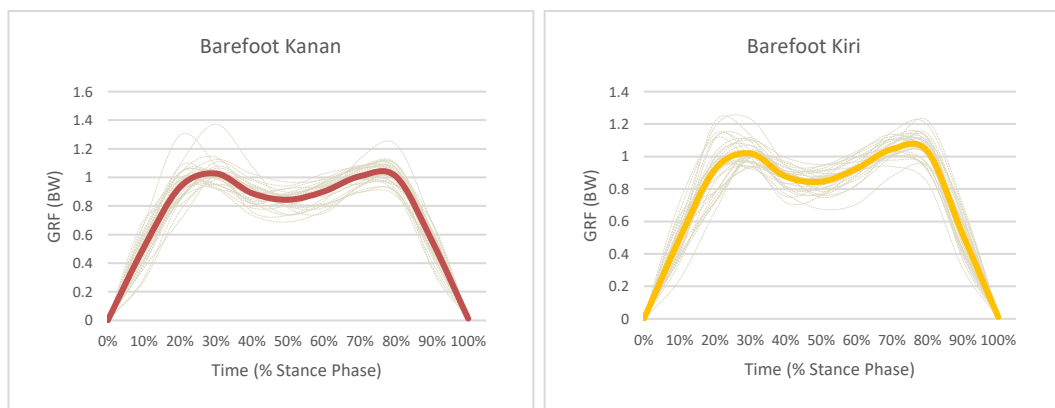
Gambar 4.12 Hasil ekstraksi fitur Fmax1, Fmin dan Fmax2 dari VGRF

Hasil ekstraksi fitur Fmax1, Fmin dan Fmax2 untuk *vertical Ground Reaction Force* untuk kondisi berjalan *barefoot*, menggunakan Sepatu A (sol fleksibel), Sepatu B (sol mid-fleksibel) dan Sepatu C (sol kaku) dijabarkan pada Tabel 4.7, Tabel 4.8, Tabel 4.9 dan Tabel 4.10. Sedangkan pola rata-rata *Vertical Ground Reaction Force* untuk masing – masing kondisi berjalan ditunjukkan Gambar 4.13 – 4.16.

Tabel 4.7 Fmax1, Fmin, dan Fmax2 dari VGRF saat berjalan *Barefoot*

Subyek		Fmax1 (N)	% ST	Fmin (N)	% ST	Fmax2 (N)	% ST
S1	VGRF 1	1.048	28.59	0.776	55.63	1.0366	78.73
	VGRF 2	1.025	29.45	0.766	50.55	1.0375	74.79
S2	VGRF 1	1.403	26.79	0.728	56.30	1.0058	76.56
	VGRF 2	1.316	25.26	0.778	51.86	1.1118	75.04
S3	VGRF 1	1.124	24.36	0.832	40.16	1.0735	73.23
	VGRF 2	0.941	28.98	0.884	44.88	1.1106	71.70
S4	VGRF 1	1.094	27.22	0.864	51.57	1.0858	75.79
	VGRF 2	1.013	34.35	0.864	52.52	1.1455	79.05
S5	VGRF 1	1.065	29.44	0.864	49.46	1.0748	74.19
	VGRF 2	1.095	26.79	0.847	45.41	1.1213	75.26
S6	VGRF 1	1.023	27.05	0.855	46.70	1.0326	78.33
	VGRF 2	1.205	24.30	0.749	45.79	1.1290	78.37
S7	VGRF 1	1.040	29.40	0.793	52.89	1.0297	77.58
	VGRF 2	1.077	28.04	0.747	51.40	1.1034	78.91
S8	VGRF 1	1.010	29.36	0.807	50.69	1.0993	75.07
	VGRF 2	0.971	27.35	0.843	48.62	1.1289	73.48
S9	VGRF 1	1.099	24.93	0.790	44.30	1.0119	73.87
	VGRF 2	1.161	22.42	0.696	43.22	1.1273	75.07
S10	VGRF 1	1.133	25.34	0.735	49.17	0.9682	74.36
	VGRF 2	1.141	22.02	0.746	42.08	0.9802	66.76
S11	VGRF 1	1.164	26.96	0.740	50.60	0.9133	67.17
	VGRF 2	1.130	27.01	0.805	50.29	1.0488	75.43

Subyek		Fmax1 (N)	% ST	Fmin (N)	% ST	Fmax2 (N)	% ST
S12	VGRF 1	1.005	22.55	0.844	42.86	1.0025	77.17
	VGRF 2	0.935	31.42	0.876	47.97	1.0645	75.18
S13	VGRF 1	0.955	32.01	0.868	54.83	1.0046	73.53
	VGRF 2	1.018	24.48	0.851	43.81	1.0398	68.29
S14	VGRF 1	1.027	29.23	0.861	50.82	1.0099	73.77
	VGRF 2	1.002	31.87	0.844	47.48	1.0026	72.65
S15	VGRF 1	1.041	28.61	0.853	44.96	1.0225	74.20
	VGRF 2	1.040	30.94	0.885	44.37	1.0814	75.31
S16	VGRF 1	1.003	25.21	0.779	42.80	1.0565	75.21
	VGRF 2	1.053	26.09	0.782	45.59	1.0301	76.68
S17	VGRF 1	1.011	28.74	0.843	47.02	1.1183	76.49
	VGRF 2	1.000	29.40	0.855	47.68	1.2113	76.93
S18	VGRF 1	1.109	29.13	0.936	48.32	1.0689	71.54
	VGRF 2	1.135	27.60	0.916	44.54	1.1383	73.81
S19	VGRF 1	1.033	32.41	0.896	50.35	0.9875	69.91
	VGRF 2	1.000	32.92	0.893	52.78	1.0027	71.74
S20	VGRF 1	1.132	28.21	0.967	49.44	1.1181	76.65
	VGRF 2	1.129	26.19	0.945	47.88	1.0951	77.41
S21	VGRF 1	1.007	21.69	0.884	36.89	0.9656	75.52
	VGRF 2	1.003	25.71	0.876	38.66	1.0070	70.01
S22	VGRF 1	0.986	30.39	0.803	55.79	0.9280	75.39
	VGRF 2	1.025	29.94	0.833	47.64	0.9418	67.88
S23	VGRF 1	1.007	24.93	0.808	42.93	1.1015	73.33
	VGRF 2	0.955	25.30	0.865	48.07	1.0708	73.98
S24	VGRF 1	0.953	25.56	0.688	49.33	0.9339	74.44
	VGRF 2	0.953	26.61	0.670	52.63	0.9452	79.82
S25	VGRF 1	1.309	21.61	0.721	46.05	1.2660	76.90
	VGRF 2	1.296	23.48	0.755	47.10	1.2355	78.45
S26	VGRF 1	1.025	27.21	0.844	47.93	1.0890	76.38
	VGRF 2	1.151	23.43	0.789	43.73	1.1474	76.70
S27	VGRF 1	1.024	25.20	0.880	48.25	1.1111	75.88
	VGRF 2	1.038	28.45	0.891	44.37	1.1166	73.45
S28	VGRF 1	0.951	26.45	0.825	44.80	0.9859	71.39
	VGRF 2	0.971	25.45	0.834	39.74	1.0279	70.78
S29	VGRF 1	1.088	21.62	0.883	42.30	1.0926	72.84
	VGRF 2	1.012	30.57	0.894	46.41	1.1452	72.15
S30	VGRF 1	1.051	23.23	0.793	43.60	1.1150	76.77
	VGRF 2	1.030	24.93	0.819	45.12	1.1709	75.20



(a)

(b)

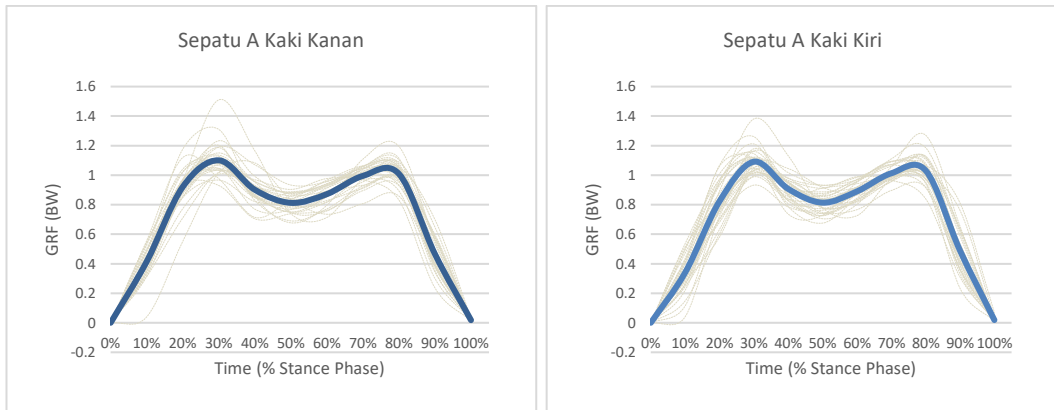
Gambar 4.13 Pola rata-rata Vertical Ground Reaction Force saat Barefoot.

(a) Kaki Kanan; (b) Kaki Kiri

Tabel 4.8 Fmax1, Fmin, dan Fmax2 dari VGRF saat berjalan menggunakan Sepatu A (sol fleksibel)

Subyek		Fmax1 (N)	% ST	Fmin (N)	% ST	Fmax2 (N)	% ST
S1	VGRF 1	1.153	28.94	0.724	54.46	0.987	79.42
	VGRF 2	1.148	27.26	0.717	47.47	1.011	72.07
S2	VGRF 1	1.510	29.97	0.671	55.48	1.065	76.95
	VGRF 2	1.382	30.45	0.700	56.28	1.057	76.33
S3	VGRF 1	1.089	28.30	0.831	46.70	1.056	75.63
	VGRF 2	1.029	30.69	0.850	44.91	1.072	71.07
S4	VGRF 1	1.101	28.47	0.875	48.79	1.077	76.23
	VGRF 2	1.108	33.18	0.864	58.24	1.130	80.47
S5	VGRF 1	1.140	28.05	0.881	49.61	1.032	73.25
	VGRF 2	1.181	30.74	0.849	47.82	1.101	74.91
S6	VGRF 1	1.159	27.33	0.770	50.96	1.008	75.73
	VGRF 2	1.226	28.18	0.717	47.92	1.063	79.35
S7	VGRF 1	1.101	27.81	0.777	51.40	0.985	78.44
	VGRF 2	1.129	27.25	0.737	51.70	1.048	77.25
S8	VGRF 1	1.073	30.72	0.789	52.17	1.070	76.16
	VGRF 2	1.064	32.04	0.803	53.87	1.044	75.00
S9	VGRF 1	1.053	27.47	0.825	44.32	1.015	75.58
	VGRF 2	1.205	25.65	0.681	45.08	1.109	73.19
S10	VGRF 1	1.231	28.13	0.689	50.85	0.972	79.12
	VGRF 2	1.178	27.52	0.669	48.27	1.016	73.86
S11	VGRF 1	1.198	28.41	0.782	46.31	1.080	76.47
	VGRF 2	1.112	31.30	0.831	49.14	1.035	74.33
S12	VGRF 1	1.070	26.50	0.818	47.91	1.025	75.46
	VGRF 2	1.017	30.74	0.833	48.51	1.030	76.78
S13	VGRF 1	1.119	28.76	0.749	49.93	1.045	77.40
	VGRF 2	1.168	28.72	0.747	49.92	1.070	78.35
S14	VGRF 1	1.090	27.94	0.823	50.58	0.982	73.09
	VGRF 2	1.015	30.22	0.881	47.26	0.997	71.18
S15	VGRF 1	1.112	29.64	0.810	50.13	1.049	75.13
	VGRF 2	1.058	33.33	0.836	51.69	1.063	75.72
S16	VGRF 1	1.093	26.23	0.735	44.81	1.015	77.14
	VGRF 2	1.057	28.63	0.771	48.35	1.001	76.08
S17	VGRF 1	1.041	31.97	0.838	48.50	1.100	77.87
	VGRF 2	1.051	32.02	0.836	50.00	1.204	77.17
S18	VGRF 1	1.241	31.14	0.871	50.07	1.071	74.47
	VGRF 2	1.122	30.67	0.928	47.03	1.126	78.18
S19	VGRF 1	1.035	33.97	0.900	47.93	0.991	65.42
	VGRF 2	1.014	33.76	0.903	47.13	1.003	63.96
S20	VGRF 1	1.191	30.23	0.927	53.33	1.097	77.24
	VGRF 2	1.164	29.80	0.931	49.22	1.097	76.45
S21	VGRF 1	1.006	29.72	0.857	47.79	0.960	77.86
	VGRF 2	1.021	27.31	0.847	42.66	1.011	74.49
S22	VGRF 1	1.125	36.04	0.735	60.15	0.866	78.23
	VGRF 2	1.057	32.99	0.770	52.53	1.048	76.67
S23	VGRF 1	1.153	22.48	0.713	40.92	1.091	75.16
	VGRF 2	1.133	27.25	0.748	46.50	1.123	77.63
S24	VGRF 1	1.040	24.87	0.704	40.29	0.949	77.13
	VGRF 2	0.937	28.66	0.740	49.24	0.951	75.63
S25	VGRF 1	1.378	25.17	0.676	49.40	1.223	76.69
	VGRF 2	1.327	25.27	0.703	48.79	1.283	78.63
S26	VGRF 1	1.119	26.63	0.787	47.91	1.109	76.11
	VGRF 2	1.135	27.89	0.779	44.99	1.126	79.31
S27	VGRF 1	1.060	26.67	0.883	47.53	1.136	77.41
	VGRF 2	1.077	30.35	0.859	46.67	1.120	75.94
S28	VGRF 1	0.988	25.93	0.801	45.70	1.012	71.63
	VGRF 2	0.991	29.02	0.818	44.27	1.021	74.27

Subyek		Fmax1 (N)	% ST	Fmin (N)	% ST	Fmax2 (N)	% ST
S29	VGRF 1	1.139	26.83	0.828	43.13	1.130	76.51
	VGRF 2	1.063	32.16	0.861	50.00	1.105	72.77
S30	VGRF 1	1.111	26.28	0.748	48.56	1.113	75.09
	VGRF 2	1.071	29.96	0.778	51.23	1.098	77.04



(a)

(b)

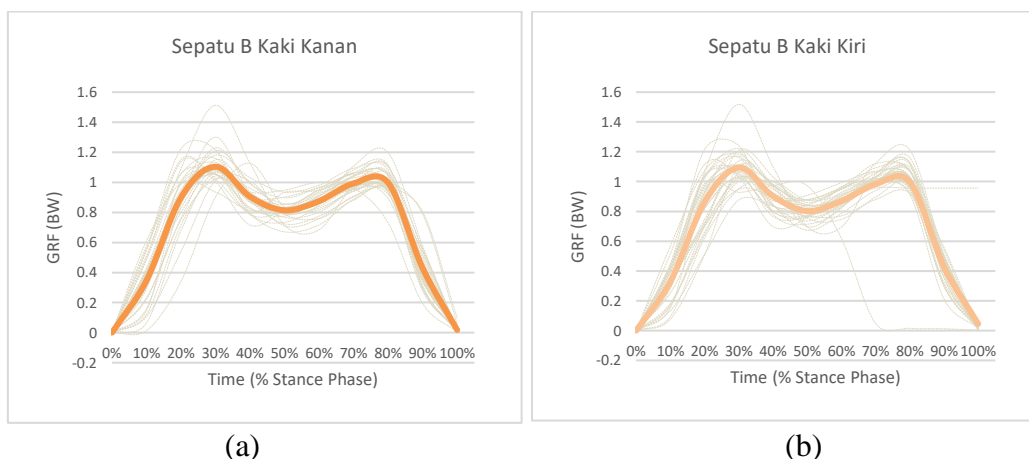
Gambar 4.14 Pola rata-rata *Vertical Ground Reaction Force* untuk Sepatu A.

(a) Kaki Kanan; (b) Kaki Kiri

Tabel 4.9 Fmax1, Fmin, dan Fmax2 dari VGRF saat berjalan menggunakan Sepatu B (sol mid-fleksibel)

Subyek		Fmax1 (N)	% ST	Fmin (N)	% ST	Fmax2 (N)	% ST
S1	VGRF 1	1.191	26.33	0.719	52.10	0.986	78.01
	VGRF 2	1.139	30.37	0.714	55.44	0.998	78.25
S2	VGRF 1	1.517	29.31	0.630	55.59	1.021	75.53
	VGRF 2	1.519	30.25	0.631	55.57	1.177	76.27
S3	VGRF 1	1.095	27.94	0.884	45.28	1.002	69.99
	VGRF 2	0.967	32.87	0.875	48.24	1.023	71.28
S4	VGRF 1	1.214	30.87	0.821	52.46	1.099	76.76
	VGRF 2	1.220	31.46	0.785	52.68	1.104	76.10
S5	VGRF 1	1.137	28.54	0.844	47.44	1.084	74.02
	VGRF 2	1.102	33.30	0.859	50.23	1.091	74.55
S6	VGRF 1	1.122	27.43	0.812	47.31	1.019	78.32
	VGRF 2	1.207	26.72	0.729	45.69	1.070	79.31
S7	VGRF 1	1.123	27.66	0.759	52.92	0.985	76.27
	VGRF 2	1.147	26.98	0.733	48.68	1.045	75.91
S8	VGRF 1	1.089	28.90	0.805	47.57	1.060	74.42
	VGRF 2	1.072	31.31	0.788	54.07	1.082	76.00
S9	VGRF 1	1.158	31.28	0.794	49.23	1.005	80.77
	VGRF 2	1.170	23.75	0.668	43.31	1.046	77.43
S10	VGRF 1	1.301	29.81	0.695	52.88	0.966	79.81
	VGRF 2	1.221	28.19	0.673	50.28	0.980	77.92
S11	VGRF 1	1.160	36.78	0.791	55.70	1.064	78.50
	VGRF 2	1.045	34.64	0.830	53.22	1.073	75.73
S12	VGRF 1	1.102	28.38	0.786	51.33	1.027	77.45
	VGRF 2	1.032	31.03	0.784	51.37	1.056	76.53
S13	VGRF 1	1.066	27.38	0.793	49.32	0.990	76.55
	VGRF 2	1.104	28.59	0.763	50.99	1.055	75.92
S14	VGRF 1	1.091	27.45	0.813	46.81	0.991	70.22
	VGRF 2	1.037	33.29	0.828	51.02	1.002	73.77
	VGRF 1	1.111	30.00	0.829	49.61	0.998	73.77

Subyek		Fmax1 (N)	% ST	Fmin (N)	% ST	Fmax2 (N)	% ST
S15	VGRF 2	1.128	27.40	0.836	48.32	1.056	76.84
S16	VGRF 1	1.043	30.35	0.789	48.00	0.988	74.59
	VGRF 2	1.107	26.73	0.730	44.77	1.003	74.78
S17	VGRF 1	1.089	30.45	0.826	48.90	1.127	77.16
	VGRF 2	1.051	36.35	0.869	52.48	1.152	76.92
S18	VGRF 1	1.232	30.59	0.895	48.67	1.067	74.07
	VGRF 2	1.222	29.70	0.839	52.42	1.171	78.23
S19	VGRF 1	1.022	29.98	0.914	43.78	1.005	62.71
	VGRF 2	1.028	22.46	0.912	32.68	0.984	52.16
S20	VGRF 1	1.182	29.52	0.935	49.49	1.126	75.65
	VGRF 2	1.211	26.53	0.875	49.46	1.114	74.43
S21	VGRF 1	1.168	25.09	0.757	43.63	0.987	71.63
	VGRF 2	1.103	27.29	0.813	44.13	1.013	72.59
S22	VGRF 1	1.066	34.85	0.742	55.93	0.952	79.28
	VGRF 2	1.134	33.26	0.694	51.31	1.048	75.03
S23	VGRF 1	1.189	23.18	0.714	40.89	1.106	74.87
	VGRF 2	1.107	24.49	0.765	47.34	1.111	77.79
S24	VGRF 1	1.073	29.39	0.671	49.94	0.978	77.09
	VGRF 2	0.901	33.00	0.764	57.04	0.937	77.09
S25	VGRF 1	1.340	23.83	0.715	46.56	1.213	77.76
	VGRF 2	1.392	24.45	0.693	46.44	1.240	76.84
S26	VGRF 1	1.098	26.41	0.789	46.52	1.101	75.82
	VGRF 2	1.176	28.87	0.778	46.26	1.090	78.09
S27	VGRF 1	1.079	27.74	0.858	51.95	1.163	76.64
	VGRF 2	1.138	25.50	0.860	42.70	1.086	75.12
S28	VGRF 1	1.043	23.02	0.813	40.92	0.965	74.04
	VGRF 2	1.048	27.26	0.779	44.43	1.030	72.87
S29	VGRF 1	1.186	22.76	0.800	39.95	1.116	77.72
	VGRF 2	1.117	29.07	0.855	45.22	1.148	73.80
S30	VGRF 1	1.098	26.26	0.758	46.50	1.106	75.95
	VGRF 2	1.048	27.70	0.782	49.51	1.142	77.33

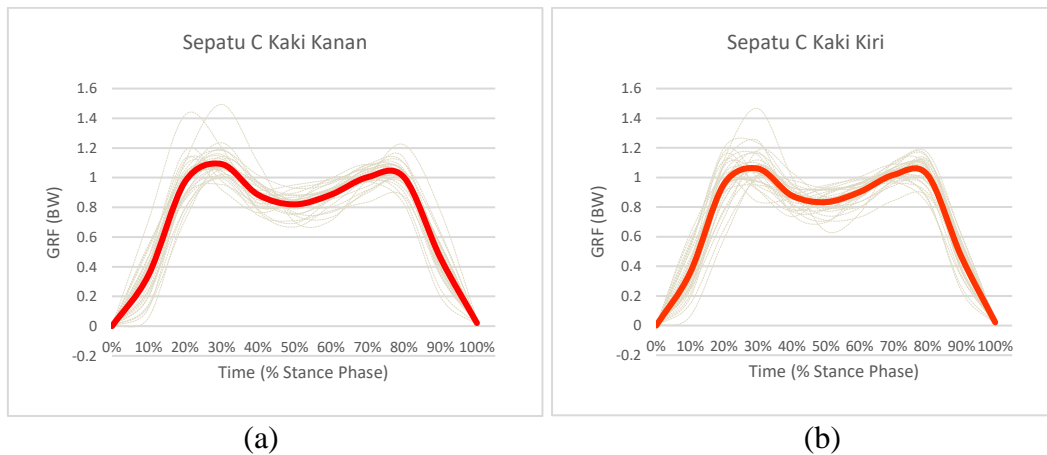


Gambar 4.15 Pola rata-rata *Vertical Ground Reaction Force* untuk Sepatu B.
(a) Kaki Kanan; (b) Kaki Kiri

Tabel 4.10 Fmax1, Fmin, dan Fmax2 dari VGRF saat berjalan menggunakan Sepatu C (sol kaku)

Subyek		Fmax1 (N)	% ST	Fmin (N)	% ST	Fmax2 (N)	% ST
S1	VGRF 1	1.1364	29.37	0.7418	54.74	0.9962	77.70
	VGRF 2	1.0138	30.75	0.7678	51.84	0.9958	78.23

Subyek		Fmax1 (N)	% ST	Fmin (N)	% ST	Fmax2 (N)	% ST
S2	VGRF 1	1.4964	29.38	0.6532	54.79	1.0787	76.86
	VGRF 2	1.4759	28.82	0.6146	52.79	1.1711	74.71
S3	VGRF 1	1.1169	26.55	0.8812	50.27	1.0112	76.01
	VGRF 2	0.9656	27.38	0.8878	38.78	0.9901	62.99
S4	VGRF 1	1.2009	28.33	0.8412	48.74	1.1074	74.91
	VGRF 2	1.1914	31.45	0.8592	52.53	1.1055	78.68
S5	VGRF 1	1.1246	25.99	0.8732	46.17	1.0933	71.81
	VGRF 2	1.0793	29.61	0.8940	45.30	1.0890	75.69
S6	VGRF 1	1.1202	28.29	0.8278	47.20	0.9987	77.56
	VGRF 2	1.1971	27.83	0.7660	46.66	1.0740	77.16
S7	VGRF 1	1.0694	27.32	0.7924	56.19	0.9932	77.58
	VGRF 2	1.1155	27.22	0.7407	50.60	1.1382	78.09
S8	VGRF 1	1.0670	28.73	0.8227	47.34	1.0710	76.71
	VGRF 2	0.9926	27.48	0.8692	47.80	1.0765	75.41
S9	VGRF 1	1.0840	23.87	0.7800	42.93	1.0113	62.93
	VGRF 2	1.1612	21.00	0.7280	38.38	1.0971	75.13
S10	VGRF 1	1.2085	26.69	0.6846	47.66	1.0276	73.83
	VGRF 2	1.2127	26.62	0.6685	46.34	1.0114	74.07
S11	VGRF 1	1.1845	27.46	0.7502	48.91	1.0626	74.45
	VGRF 2	1.1252	28.46	0.8233	50.06	1.0823	75.78
S12	VGRF 1	1.0813	28.37	0.8141	50.20	1.0318	76.86
	VGRF 2	1.0895	29.08	0.7883	50.57	1.0681	76.86
S13	VGRF 1	1.2142	17.48	0.7820	43.85	1.0565	77.63
	VGRF 2	1.2163	16.69	0.7773	42.53	1.0060	73.44
S14	VGRF 1	1.0762	28.12	0.8434	47.07	1.0065	71.39
	VGRF 2	1.0517	28.96	0.8233	46.57	1.0240	68.20
S15	VGRF 1	1.0647	31.85	0.8350	51.75	1.0261	74.06
	VGRF 2	1.0694	26.28	0.8562	47.70	1.0948	78.57
S16	VGRF 1	1.0224	30.47	0.7888	49.46	1.0480	75.63
	VGRF 2	1.0551	23.79	0.7714	39.01	0.9772	67.15
S17	VGRF 1	1.1376	27.92	0.7827	44.94	1.1089	73.38
	VGRF 2	1.0847	29.10	0.8225	49.34	1.1657	76.59
S18	VGRF 1	1.2348	29.89	0.8812	48.16	1.0719	74.79
	VGRF 2	1.2623	24.20	0.8090	53.48	1.1150	79.14
S19	VGRF 1	1.0193	28.11	0.9162	40.25	0.9846	61.38
	VGRF 2	1.0004	30.23	0.9274	47.08	0.9863	64.78
S20	VGRF 1	1.1939	27.52	0.9242	52.91	1.1332	76.16
	VGRF 2	1.1883	27.42	0.9052	47.12	1.1610	76.87
S21	VGRF 1	1.0554	26.11	0.8458	44.79	1.0316	75.93
	VGRF 2	1.0554	24.46	0.8528	40.25	1.0186	74.41
S22	VGRF 1	1.1264	31.88	0.7096	55.64	0.9927	76.36
	VGRF 2	1.0402	32.69	0.7792	55.20	1.0614	77.26
S23	VGRF 1	1.1436	22.03	0.7638	39.24	1.0677	73.29
	VGRF 2	1.1401	23.87	0.7533	43.72	1.1053	75.25
S24	VGRF 1	1.0456	27.08	0.6915	45.98	0.8933	77.27
	VGRF 2	1.0276	25.20	0.7049	52.39	0.9006	76.66
S25	VGRF 1	1.4370	21.29	0.6584	47.52	1.2261	78.98
	VGRF 2	1.3386	25.80	0.6897	46.93	1.1953	77.41
S26	VGRF 1	1.1335	23.89	0.8011	43.86	1.1102	75.46
	VGRF 2	1.0871	25.83	0.8410	46.27	1.0642	75.89
S27	VGRF 1	1.1281	26.94	0.8412	53.37	1.1537	77.89
	VGRF 2	1.0883	25.25	0.9187	49.13	1.1315	76.24
S28	VGRF 1	0.9995	25.91	0.8256	42.64	1.0046	71.82
	VGRF 2	1.0060	21.07	0.8014	33.17	0.9625	69.20
S29	VGRF 1	1.1196	24.56	0.8457	41.48	1.1193	76.97
	VGRF 2	1.1268	21.39	0.8588	37.69	1.0963	73.13
S30	VGRF 1	1.1082	25.99	0.7574	50.00	1.1184	75.12
	VGRF 2	1.0973	26.09	0.8161	44.60	1.1192	76.15



Gambar 4.16 Pola rata-rata *Vertical Ground Reaction Force* untuk Sepatu C.
(a)Kaki Kanan: (b)Kaki Kiri

4.3.3 Hasil Analisis Statistik GRF

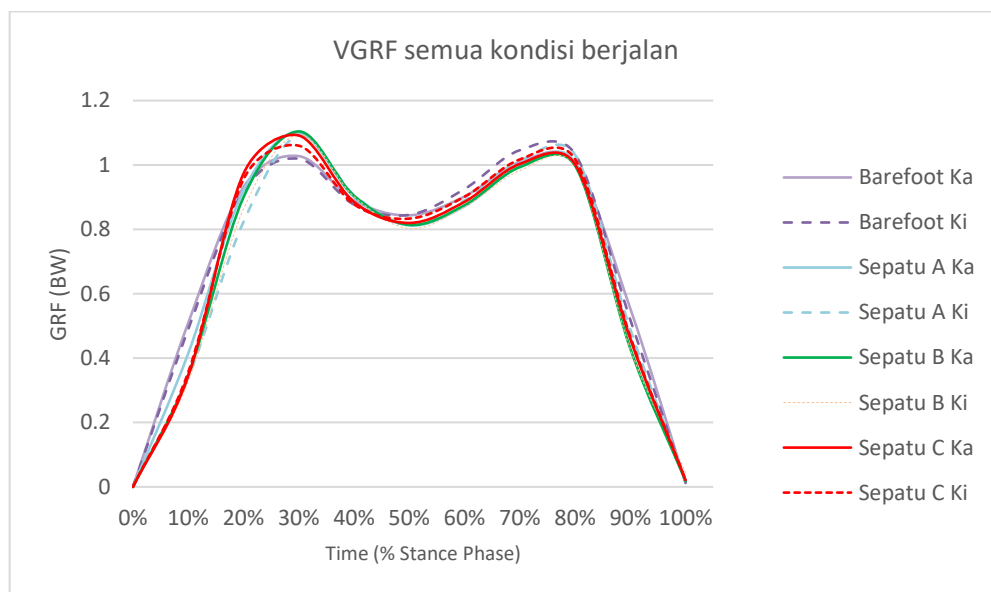
Parameter Fmax1, Fmin dan Fmax2 yang telah diperoleh dari hasil ekstraksi fitur data VGRF akan dianalisis menggunakan RM-ANOVA. Pengolahan analisis statistik ini akan dilakukan menggunakan *software* IBM SPSS Statistics 26. Untuk menguji perbedaan antara kondisi (*barefoot* dan bersepatu), One-Way Repeated Measure ANOVA digunakan, dengan signifikansi ($p < 0.05$). Perbedaan persentase rata-rata dihitung untuk temuan post hoc yang signifikan. *Multiple pairwise comparisons* antar kondisi mendapatkan temuan yang signifikan untuk Fmax1 (*first vertical peak*) dan Fmin (*minimum value between peaks*) untuk kondisi berjalan dengan ketiga jenis sepatu dibandingkan dengan *barefoot*. Sedangkan untuk Fmax2 (*second vertical peak*) tidak ditemukan perbedaan yang signifikan antar ketiga kondisi sepatu dibandingkan dengan *barefoot*. Data ini disajikan dalam Tabel 4.11 dan Standar Deviasi disajikan pada Gambar 4.18. Gambar 4.17 menunjukkan rata-rata VGRF (dari 30 peserta) dari seluruh kondisi berjalan.

Tabel 4.11 Analisis statistik untuk fitur Fmax1, Fmin dan Fmax2

Fitur Vertical GRF (N)	Kondisi	Mean Value \pm SD	Mean difference (%)	p-value	
Fmax1	Barefoot (BF)	1.062 \pm 0.097	BF vs A	-0.057	<0.001*
	Sepatu A (sol fleksibel)	1.119 \pm 0.101	BF vs B	-0.076	<0.001*
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	1.138 \pm 0.109	BF vs C	-0.066	<0.001*
	Sepatu C (sol kaku)	1.128 \pm 0.108	A vs B	-0.019	0.052
			A vs C	-0.009	1.000
			B vs C	0.010	1.000

Fitur Vertical GRF (N)	Kondisi	Mean Value \pm SD	Mean difference (%)	p-value	
Fmin	Barefoot (BF)	0.826 \pm 0.065	BF vs A	0.029	<0.001*
	Sepatu A (sol fleksibel)	0.797 \pm 0.071	BF vs B	0.038	<0.001*
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	0.788 \pm 0.070	BF vs C	0.025	<0.001*
	Sepatu C (sol kaku)	0.801 \pm 0.073	A vs B	0.009	0.273
			A vs C	-0.005	1.000
			B vs C	-0.014	0.016*
Fmax2	Barefoot (BF)	1.064 \pm 0.075	BF vs A	0.006	1.000
	Sepatu A (sol fleksibel)	1.058 \pm 0.069	BF vs B	0.007	1.000
	Sepatu B (sol mid-fleksibel)	1.057 \pm 0.068	BF vs C	0.002	1.000
	Sepatu C (sol kaku)	1.062 \pm 0.067	A vs B	0.001	1.000
			A vs C	-0.004	1.000
			B vs C	-0.005	1.000

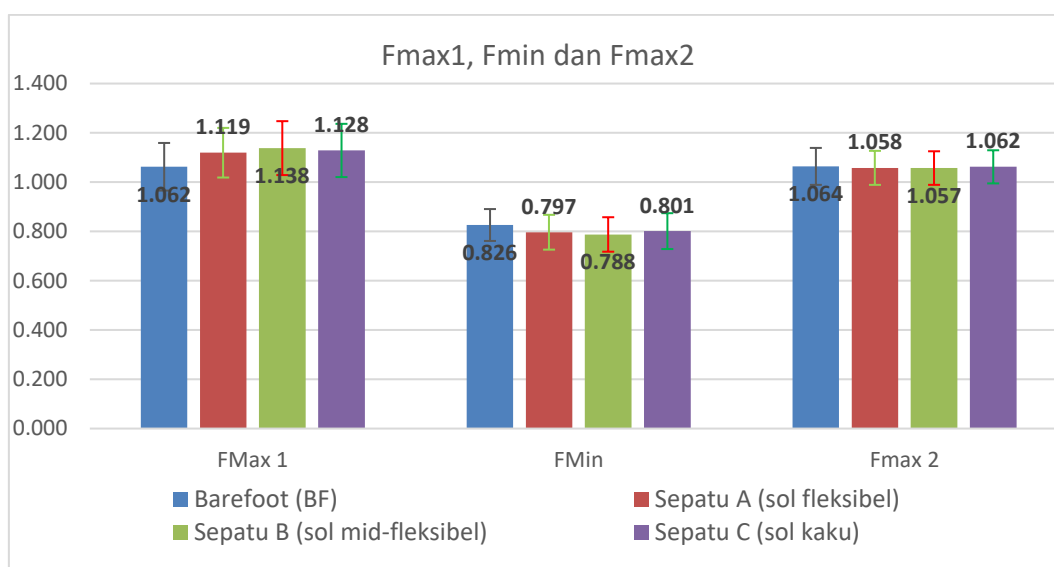
*berbeda signifikan



Gambar 4.17 Perbedaan Pola *Vertical Ground Reaction Force* saat berjalan barefoot dibandingkan dengan menggunakan Sepatu A, Sepatu B dan Sepatu C

Fmax1 secara signifikan lebih tinggi dengan kondisi berjalan menggunakan ketiga jenis sepatu (sepatu A (sol fleksibel), sepatu B (sol mid-fleksibel) dan Sepatu C (sol kaku)) dibandingkan dengan berjalan *barefoot*, dengan kenaikan Fmax1 7.6% dan paling tinggi saat menggunakan Sepatu B ($p < 0.001$) di antara kondisi yang lain. Sedangkan Fmax1 saat menggunakan Sepatu A ($p < 0.001$) paling mendekati *barefoot* (5.7%).

Sedangkan untuk F_{min} , secara signifikan lebih rendah dengan kondisi berjalan menggunakan ketiga jenis sepatu (sepatu A (sol fleksibel), sepatu B (sol mid-fleksibel) dan Sepatu C (sol keras)) dibandingkan dengan berjalan *barefoot*, dengan penurunan level F_{min} 3.8%, dan paling rendah di antara empat kondisi berjalan ketika menggunakan Sepatu B ($p < 0.001$). Sedangkan F_{min} ketika menggunakan Sepatu C ($p < 0.001$) paling mendekati *barefoot* dengan penurunan 2.5%. Untuk F_{min} saat berjalan menggunakan Sepatu C lebih tinggi 1.4% dibandingkan saat berjalan menggunakan Sepatu B ($p = 0.016$).



Gambar 4.18 Standar Deviasi dari F_{max1} , F_{min} dan F_{max2} dari keempat kondisi berjalan

4.3.4 Diskusi Hasil Analisis Data GRF

Penelitian ini bertujuan untuk membandingkan *Vertical Ground Reaction Force* antar kondisi berjalan menggunakan sepatu berjalan dan *barefoot*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa semua jenis sepatu (Sepatu A (sol fleksibel), Sepatu B (sol mid-fleksibel), dan Sepatu C (sol kaku) meningkatkan F_{max1} dan menurunkan F_{min} dibandingkan dengan saat berjalan tanpa alas kaki. Tidak ada perbedaan signifikan yang terdeteksi untuk F_{max2} baik saat berjalan *barefoot* maupun bersepatu.

Hasil ini mendukung hipotesis bahwa berjalan menggunakan sepatu akan mengubah *Vertical Ground Reaction Force*. Dalam penelitian ini F_{max1} saat

berjalan menggunakan Sepatu A (sol fleksibel) paling mendekati *barefoot* dibandingkan Sepatu B dan Sepatu C. Sedangkan untuk nilai F_{min} saat berjalan menggunakan Sepatu C (sol kaku) paling mendekati *barefoot* dibanding dengan kondisi sepatu yang lain. Namun untuk kondisi Sepatu B memiliki nilai F_{max} paling tinggi dan nilai F_{min} paling rendah di antara keempat kondisi berjalan.

Kami berasumsi bahwa hasil ini dipengaruhi oleh pemilihan sol sepatu. Sol sepatu A (sol fleksibel) dan sepatu B (sol mid-fleksibel) sedikit berbeda, dan ini bisa dipengaruhi oleh lamanya penggunaan sepatu tersebut dari peserta pertama hingga peserta terakhir yang mempengaruhi fleksibilitas sol sepatu. Uji klinis lebih lanjut diperlukan untuk mengeksplorasi efek dari jenis sepatu lain saat berjalan normal, gaya lain dari *Ground Reaction Force*, atau penelitian dengan berbagai subjek dengan aktivitas fisik tertentu.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Dalam penelitian ini, semua jenis sepatu secara signifikan mengubah aktivasi EMG otot tungkai bawah dan *Vertical Ground Reaction Force* dibandingkan dengan barefoot. Beberapa kesimpulan berdasarkan hasil yang diperoleh dari penelitian ini antara lain :

1. Aktivitas EMG otot tungkai bawah, khususnya pada otot R. Tibialis Anterior, di mana waktu onset ketika berjalan normal menggunakan Sepatu A (635.62), dengan sol fleksibel, paling mendekati *barefoot* (520.11), dan lebih awal dibandingkan berjalan menggunakan Sepatu B (639.58) dan Sepatu C (677.18). Berdasarkan parameter onset tersebut, disimpulkan bahwa kondisi berjalan saat menggunakan Sepatu A (sol fleksibel) memiliki aktivitas otot yang paling mendekati barefoot dan otot yang dapat digunakan untuk menguji kelenturan sol sepatu saat berjalan adalah otot Tibialis Anterior.
2. Parameter Fmax1 pada *Vertical Ground Reaction Force* saat berjalan menggunakan Sepatu A (1.119) paling mendekati *barefoot* (1.062) dibandingkan dengan kondisi berjalan menggunakan Sepatu B (1.138) dan Sepatu C (1.128). Berdasarkan parameter Fmax1 tersebut, dapat disimpulkan bahwa kondisi berjalan saat menggunakan Sepatu A (sol fleksibel) memiliki GRF yang paling mendekati barefoot.

5.2 Saran

Untuk penelitian selanjutnya perlu untuk dilakukan untuk menganalisis jenis otot yang lebih bervariasi serta gaya yang lain pada GRF untuk menilai pengaruh berbagai jenis sepatu pada aktivitas otot dan gaya yang bekerja pada tubuh saat berjalan. Penelitian tersebut dapat difokuskan pada subyek dengan jenis pekerjaan tertentu dengan alas kaki tertentu sesuai dengan pekerjaan tersebut. Dalam penelitian lanjutan, pemilihan jenis sepatu lebih berdasar pada spesifikasi ilmiah untuk meminimalkan hasil yang anomali.

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

- [1] D. Knudson, "Fundamentals of Biomechanic", Second Edition, USA:Springer, 2007.
- [2] C.L. Vaughan, B.L. Davis, J.C. O'Connor, " Dynamics of Human Gait", Second Edition, South Africa: Kiboho Publisher, 1999.
- [3] R.W. Soutas-Little, RRDS, "Gait Analysis in the Science of Rehabilitation : Motion Analysis and Biomechanics", Chapter Two, pp 49-68, 1998.
- [4] G.S. Murley, K Landorf., "Effects of Footwear on Muscle Function", The Science of Footwear, pp 489-512, 2012.
- [5] M.K. Kim, Y.H. Kim, K.T. Yoo, "Effects of shoe type on lower extremity muscle activity during treadmill walking", Journal of Physical Therapy Science Vo. 27, No.12, 2015.
- [6] L.A. Scott, G.S. Murley, J.B. Wickham, "The influence of footwear on the electromyographic activity of selected lower limb muscle during walking", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 22, pp. 1010-1016, 2012.
- [7] L. Hansen, J. Winkel, K. Jorgensen, "Significance of mat and shoe softness during prolonged work in upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions", *J. Applied Ergonomics* Vol. 29, No.3, pp. 217-224, 1998.
- [8] T.J. Lane, K.B. Landorf, D.R. Bonanno, A.Raspovic, H.B. Menz, "The effect of shoe-sole hardness on plantar pressure and comfort in older people with forefoot pain" . *Jurnal of Foot and Ankle Research* 6. p. 7, 2013.
- [9] I.C. Sacco, P.M.Akashi, E.M. Hennig, "A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls", *Musculoskeletal Disorder* 2010.
- [10] S. Franklin, M.J. Grey, N. Heneghan, L. Bowen, Francois-Xavier Li, "Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking", *Gait & Posture*, vol. 42, pp. 230-239, 2015.
- [11] Gait, "Dictionary.com," [Online]. Available: <https://www.dictionary.com/browse/gait>. [Accessed 31 05 2020]
- [12] J. Perry, "Gait Analysis: Normal and Pathological Function", Rancho Los Amigos Medical Center, Downey,CA, 1992.

- [13] Walking Shoes Guide," walkingshoeguide.com", [Online]. Available : <https://walkingshoeguide.com/makes-really-good-walking-shoe/>. [Accessed 17 7 2020]
- [14] Material Sol Sepatu, "kumparan.com", [Online]. Available : https://kumparan.com/millennial/mengenal-4-jenis-material-sol-sepatu-yang-paling-umum-digunakan-1543923256422002221_. [Accessed 17 7 2020]
- [15] A.J. Blazevich, "Sports Biomechanics, The Basics: Optimising Human Performance", Second Edition, London : A&C Black Publisher, pp. 45, 2010.
- [16] L.H. Colligan, "Muscles (The Amazing Human Body)", New York : Marshall Cavendish Benchmark, 2010.
- [17] Systema Musculi, "slideplayer.info," [Online]. Available: <https://slideplayer.info/slide/13279064/>. [Accessed 31 05 2020].
- [18] B.M. Nigg, H. Walter, "Biomechanics of the Musculo-Skeletal system", Wiley, 1999.
- [19] P. Konrad, "The ABC of EMG : A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography", Version 1.4, 2006.
- [20] Laboratory of Biomechanics of Human Movement and Posture, "Electromyograph 800C (EMG System do Brasil)," [Online]. Available: <http://paineira.usp.br/labimph>. [Accessed 31 05 2020].
- [21] K.A. Lamkin-Kennard dan M.B. Popovic, " Sensors: Natural and Synthetic Sensors", *Biomechatronics*, pp 81-107, 2019
- [22] A.D. Wibawa, N. Verdonschot, J.G.M. Burgerhof, I.K.E. Purnama, M.S. Andersen, J.P.K Halbertsma, R.L. Diercks, dan G.J. Verkere, "A validation study on muscle activity prediction of a lower limb musculoskeletal model using EMG during normal walking", *Proceeding of International Conference*, pp. 260-264, 2013.
- [23] R. Semple, G.S. Murley, J. Woodburn, D.E. Turner, "Tibialis posterior in health and disease: A review of structure and function with specific reference to electromyographic studies". *Journal of Foot and Ankle Research* 2, pp. 24, 2009.
- [24] Ground Reaction Force, "Oxford Dictionary of Sports Science & Medicine," [Online]. Available: <https://www.oxfordreference.com/view/10.1093>. [Accessed 6 6 2020].
- [25] S. Liang, Y. Ning, H. Li, L. Wang, Z. Mei, Y. Ma., dan G. Zhao, " Feature Selection and Predictors of Falls with Foot Force Sensors Using KNN-Based Algorithms", *Sensors*, Vol. 15, pp. 29393-29407, 2015.
- [26] D. Schenberger, "Walking Biomechanics Using a Force Plate", Vernier, 2011.

- [27] J.M. Van J. M. Van Velzen, H. Houdijk, W. Polomski¹, & C. A. M. Van Bennekom, "Usability of gait analysis in the alignment of trans-tibial prostheses: A clinical study", *Prosthetics and Orthotics International*, 29(3), pp. 255-267, 2005.
- [28] R.D. Crowinshield, R.A. Brand, "Johnston RC: The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics". *Clin Orthop* 132:140-144, 1978.
- [29] Andy Field, "Discovering Statistics Using SPSS", 3rd Edition, Sage, 2009.
- [30] Smoothing. "terpconnect.umd.edu," [Online]. Available : <https://terpconnect.umd.edu/~toh/spectrum/Smoothing.html>. [Accessed 6 6 2020]
- [31] J.W. Wannop, J.T. Worobets, D.J. Stefanys, et al., "Normalization of Ground Reaction Forces, Joint Moments, and Free Moments in Human Locomotion". *Journal of Applied Biomechanics* 28, pp. 665-676, 2012.
- [32] S. Winiarski, A. Rutkowska-Kucharska, "Estimated ground reaction force in normal and pathological gait". *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 11, No.1, pp. 53-60, 2009.
- [33] W. P. Vogt, "Dictionary of Statistics and Methodology: A Non-Technical Guide for the Social Sciences (2nd ed.)". Thousand Oaks, CA: Sage Publications, 1999.
- [34] J.C. Serrao, A.C. Amadio, "Kinetic and electromyographic adaptations in basefoot locomotion", *Brazilian Journal of Biomechanics* 2, pp. 43-51, 2001.

Halaman ini sengaja dikosongkan

LAMPIRAN

Lampiran 1. Lembar Informasi (*Information for Consent*) untuk Subyek Penelitian

LEMBAR INFORMASI UNTUK SUBYEK PENELITIAN

Penjelasan Untuk Mendapatkan Persetujuan (*Information for Consent*)

Judul Penelitian:

PENGARUH KELENTURAN SOL SEPATU TERHADAP KENYAMANAN SAAT BERJALAN BERDASARKAN SINYAL EMG DAN GROUND REACTION FORCE

Bapak/Ibu/Saudara yang kami hormati, kami mahasiswa Teknik Elektro Bidang Keahlian Telematika Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya berencana untuk melakukan penelitian dengan judul tersebut di atas.

Tim Peneliti Terdiri Dari:

1. I Putu Alit Pawana, dr., Sp.KFR (Peneliti 1)
2. Ika Wulandari (Peneliti 2)

Latar Belakang Penelitian

Penggunaan sepatu saat berjalan mempengaruhi aktivitas otot, kecepatan berjalan, dan gaya reaksi tanah (*Ground Reaction Force*) yang dapat berimplikasi pada kenyamanan saat berjalan. Penggunaan sepatu dengan sol yang keras dapat menyebabkan risiko cedera pada otot kaki. Perbedaan kelenturan sol sepatu memungkinkan pengaruh yang berbeda bagi tubuh. Kurangnya informasi tentang jenis sol sepatu yang nyaman saat dipakai, dapat menyebabkan pemilihan sepatu yang kurang tepat. Oleh karena itu, diperlukan adanya informasi batasan nilai parameter dari aktivitas otot dan gaya reaksi tanah pada saat berjalan menggunakan sepatu dengan kelenturan sol yang berbeda, sehingga dapat ditentukan tingkat kenyamanan saat berjalan. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh kelenturan sol sepatu terhadap kenyamanan saat berjalan.

Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi aktivitas otot dan gaya reaksi tanah untuk mengevaluasi pengaruh perbedaan kelenturan sol sepatu terhadap kenyamanan saat berjalan.

Manfaat Yang Bapak/Ibu/Saudara Dapatkan Dengan Ikut Serta Dalam Penelitian Ini:

Dengan ikut serta dalam penelitian ini, Bapak/Ibu/Saudara dapat mengetahui efek yang ditimbulkan ketika berjalan menggunakan jenis sepatu tertentu sehingga mempengaruhi kenyamanan saat berjalan.

Resiko Apa Yang Mungkin Bapak/Ibu/Saudara Alami Jika Ikut Serta Dalam Penelitian Ini:

Jika Bapak/Ibu/Saudara ikut serta dalam penelitian ini, maka terdapat beberapa kemungkinan resiko antara lain, rasa tidak nyaman menggunakan sepatu tertentu dan kelelahan otot pada saat pengambilan data terlalu lama, karena ada 4 (empat) jenis perlakuan yang akan dilakukan yaitu berjalan tanpa alas kaki, berjalan ketika menggunakan sepatu A,B, dan C. Namun kami akan memastikan pengambilan data dilakukan seefektif mungkin.

Prosedur Yang Akan Bapak/Ibu/Saudara Alami Jika Ikut Dalam Penelitian:

1. Bapak/Ibu/Saudara akan mendapatkan penjelasan tentang penelitian ini.
2. Jika Bapak/Ibu/Saudara berkenan ikut serta dalam penelitian, Anda akan diminta secara sukarela menandatangani lembar persetujuan ikut serta dalam penelitian.
3. Elektroda yang terhubung dengan alat EMG akan dipasang pada otot *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, dan *Vastus Medialis* kaki kanan dan kiri.
4. Setelah alat EMG terpasang, kemudian Bapak/Ibu/Saudara akan dilakukan pengukuran *baseline*, yaitu berjalan tanpa menggunakan alas kaki
5. Bapak/Ibu/Saudara rileks, tenang dan berjalan normal ke arah depan tanpa alas kaki di atas lintasan sepanjang 8 meter yang telah diletakkan *Force Plate* untuk mengukur *Ground Reaction Force*. Dilakukan pengukuran selama 5 detik atau sampai tercapai 1 (satu) gait cycle ke arah depan, sampai sistem EMG dan GRF akan merekam data tersebut. Langkah ini diulang sebanyak 2 kali.
6. Setelah berhenti sejenak, Bapak/Ibu/Saudara berbalik arah dan berjalan kembali selama 5 detik ke arah depan (arah berlawanan dengan jalan pertama kali). Langkah ini juga diulangi sebanyak 2 kali.

7. Setelah dilakukan pengukuran tanpa alas kaki, Bapak/Ibu/Saudara diminta untuk mengganti dengan sepatu A (sepatu dengan sol lentur) dan melakukan gerakan berjalan seperti langkah 5 dan 6 tersebut di atas.
8. Gerakan 5 dan 6 tersebut di atas dilakukan pada semua kondisi sepatu termasuk sepatu B (sepatu dengan sol agak lentur) dan sepatu c (sepatu dengan sol kaku). Setiap berjalan menggunakan masing-masing model sepatu dimulai dengan kondisi *initial contact* dan diakhiri dalam kondisi *terminal swing* setelah berjalan di sepanjang lintasan.
9. Setelah berjalan tanpa alas kaki, dengan menggunakan Sepatu A, B dan C selesai dilakukan. Maka proses pengambilan data selesai dilakukan.

Jaminan Kerahasiaan:

Apabila Bapak/Ibu/Saudara ikut serta dalam penelitian ini, maka data pribadi Anda akan dijaga kerahasiaannya oleh tim peneliti. Dalam lembar pengumpul data, identitas Anda akan disamarkan dengan hanya menampilkan inisial dan nomor rekam medik yang disamarkan. Hanya tim peneliti yang mempunyai akses untuk mendapatkan data-data identitas Anda yang sebenarnya. Dalam laporan penelitian atau publikasi tentang penelitian ini, identitas Anda sama sekali tidak akan dimunculkan.

Hak Untuk Menolak Menjadi Subjek Penelitian:

Anda berhak untuk menolak menjadi subjek penelitian ini, karena keikutsertaan Anda berdasarkan atas kesukarelaan. Tidak ada pihak manapun termasuk peneliti yang akan memaksakan keikutsertaan Anda.

Hak Dan Kewajiban Sebagai Subjek Penelitian:

Sebagai subjek penelitian, Bapak/Ibu/Saudara berhak untuk mendapatkan informasi yang sejujur-jujurnya dari tim peneliti, mendapatkan pengawasan yang lebih seksama dibandingkan pasien lain yang tidak menjadi subjek penelitian. Sebagai subjek penelitian, Anda wajib mengikuti prosedur penelitian yang telah ditetapkan dan mengikuti instruksi tim peneliti. Bila Anda tidak mentaati prosedur penelitian/instruksi tim peneliti, maka Anda dapat dikeluarkan setiap saat dari penelitian ini.

Hak Untuk Mengundurkan Diri:

Karena keikutsertaan Bapak/Ibu/Saudara dalam penelitian ini dilakukan secara sukarela maka, Anda dapat sewaktu-waktu mengundurkan diri dari penelitian ini dengan alasan apapun dan tidak akan mendapatkan sanksi, denda, ataupun kehilangan manfaat lainnya.

Penghentian Penelitian:

Peneliti dapat memutuskan untuk menghentikan keikutsertaan Anda dalam penelitian ini jika berdasarkan pertimbangannya penelitian ini dapat membahayakan Anda, timbulnya efek samping yang dianggap lebih besar daripada manfaat dari perlakuan yang diberikan dalam penelitian ini.

Ganti Rugi/Kompensasi Untuk Keikutsertaan Anda Dalam Penelitian Ini:

Walaupun sudah dilakukan semua upaya untuk meminimalkan resiko dalam penelitian ini, selalu masih ada kemungkinan terjadi hal-hal yang tidak diinginkan seperti terjatuh karena terjat kabel. Bilamana hal itu terjadi, maka tim peneliti akan memberikan kompensasi yang wajar sebagai ungkapan rasa terimakasih atas keikutsertaan Anda dalam penelitian ini dan menangani semua kejadian yang terkait dengan penelitian ini sampai Anda dinyatakan pulih.

Kontak Yang Bisa Dihubungi Setiap Saat:

Nomor kontak yang dapat dihubungi sewaktu-waktu adalah:

- 1. dr. I Putu Alit Pawana, Sp.KFR (Peneliti 1) HP: 08123547268
- 2. Ika Wulandari (Peneliti 2) HP: 081331349686

Surabaya,.....2019

Yang menerima penjelasan

Yang memberi penjelasan

(.....)

(Ika Wulandari)

Saksi I

Saksi II

(.....)

(.....)

Lampiran 2. Persetujuan Menjadi Subyek Penelitian

FORM INFORMED CONSENT

LEMBAR PERSETUJUAN MENGIKUTI PENELITIAN (*Informed consent*)

Saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama :.....

Umur :.....

Alamat:.....

Tlp/Email:.....

Sesudah mendengarkan penjelasan yang diberikan dan diberikan kesempatan untuk menanyakan yang belum dimengerti, dengan ini memberikan :

PERSETUJUAN

Mengikuti penelitian sebagai subyek penelitian dengan judul penelitian

“Pengaruh Kelenturan Sol Sepatu terhadap Kenyamanan Saat Berjalan Berdasarkan Sinyal EMG dan *Ground Reaction Force*”

dan sewaktu-waktu saya berhak mengundurkan diri.

Demikian persetujuan ini saya buat dengan penuh kesadaran dan tanpa paksaan.

Surabaya,
Yang Membuat Pernyataan

(.....)

Saksi 1

Saksi 2

(.....)

(.....)

Lampiran 3. Lembar Pengunduran Diri

**FORM PENGUNDURAN DIRI SEBAGAI SUBJEK
PENELITIAN**

LEMBAR PENGUNDURAN DIRI

Saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama :.....

Umur :.....

Alamat:.....

Tlp / Email :.....

Dengan ini menyatakan MENGUNDURKAN DIRI sebagai subjek penelitian

Dengan judul penelitian:

“Pengaruh Kelenturan Sol Sepatu terhadap Kenyamanan Saat Berjalan

Berdasarkan Sinyal EMG dan *Ground Reaction Force*”

Demikian lembar pengunduran diri ini saya buat dengan penuh kesadaran dan tanpa paksaan.

Surabaya,

Yang Membuat Pernyataan

(.....)





Saksi 1

Saksi 2

(.....)

(.....)

Lampiran 4. Sertifikat Laik Etik

	
KOMITE ETIK PENELITIAN KESEHATAN RSUD Dr. SOETOMO SURABAYA	
KETERANGAN KELAIKAN ETIK (" ETHICAL CLEARANCE ")	
1595/KEPK/X/2019	
<p>KOMITE ETIK RSUD Dr. SOETOMO SURABAYA TELAH MEMPELAJARI SECARA SEKSAMA RANCANGAN PENELITIAN YANG DIUSULKAN, MAKA DENGAN INI MENYATAKAN BAHWA PENELITIAN DENGAN JUDUL :</p>	
<p>" Pengaruh Kelenturan Sol Sepatu Terhadap Kenyamanan saat Berjalan Berdasarkan Sinyal EMG dan Ground Reaction Force "</p>	
<p>PENELITI UTAMA : I Putu Alit Pawana, dr., Sp.KFR (K) PENELITI LAIN : 1. Ika Wulandari, S.Kom UNIT / LEMBAGA / TEMPAT PENELITIAN : RSUD Dr. Soetomo</p>	
<p>DINYATAKAN LAIK ETIK</p>	
<p>Berlaku dari : 21/10/2019 s.d 21/10/2020 Surabaya, 21 October 2019 KETUA</p>  	
<p>(Dr. Elizeus Hanindito, dr., Sp.An, KIC,KAP) NIP. 19511007 197903 1 002</p>	
<p><i>*) Sertifikat ini dinyatakan sah apabila telah mendapatkan stempel asli dari Komite Etik Penelitian Kesehatan</i></p>	

Halaman ini sengaja dikosongkan

BIOGRAFI PENULIS



Ika Wulandari, Magister di Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, Bidang Keahlian Pengelola Teknologi Informasi dan Komunikasi (PETIK – 2018) merupakan penerima beasiswa pascasarjana dari Kementerian Komunikasi dan Informatika Republik Indonesia. Lahir di Surabaya pada tanggal 15 Juni 1988, ibu dari dua orang putra dan putri. Sehari – hari bekerja di RSUD Dr. Soetomo Surabaya sebagai Pranata Komputer.

Riwayat Pendidikan :

- | | | |
|---------|---------------------------------|-------------|
| 1. SD | : SDN Kandangan II/620 Surabaya | 1994 – 2000 |
| 2. SLTP | : SLTP Negeri 3 Surabaya | 2000 – 2003 |
| 3. SMA | : SMA Negeri 11 Surabaya | 2003 – 2006 |
| 4. S1 | : Sistem Informasi ITS Surabaya | 2006 – 2010 |

Riwayat Pekerjaan :

1. Pengelola Kepegawaian RSUD Dr. Soetomo Provinsi Jawa Timur
2. Pranata Komputer RSUD Dr. Soetomo Provinsi Jawa Timur

Penulis dapat dihubungi di alamat *email* ikawulandari.its@gmail.com.