

## **BAB III. ANALISIS GERAK BERJALAN UNTUK PENCEGAHAN CIDERA DENGAN APLIKASI DARTFISH**

**Fajar Awang Irawan<sup>1</sup> dan Dhias Fajar Widya Permana<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Fakultas Ilmu Keolahragaan, Universitas Negeri Semarang

<sup>2</sup>Fakultas Ilmu Keolahragaan, Universitas Negeri Semarang

fajarawang@mail.unnes.ac.id

dhiaspermana17@mail.unnes.ac.id

DOI: <https://doi.org/10.15294/km.v1i4.120>

### **ABSTRAK**

Tujuan dari penelitian ini untuk menganalisis gaya berjalan terhadap cedera yang dimiliki oleh mahasiswa. Jenis penelitian yang digunakan yaitu penelitian analitik dengan *one short case study design*. Sampel dalam penelitian berjumlah 100 orang yang merupakan mahasiswa Fakultas Ilmu Keolahragaan UNNES yang terdiri dari laki-laki dan perempuan. Penelitian ini dilakukan di Kota Semarang dan setiap sampel telah menandatangani informant consent. Data dalam penelitian ini diperoleh dari analisis video ketika sampel melakukan gerakan berjalan yang dianalisis menggunakan software dartfish versi 8.0. Berdasarkan hasil penelitian didapatkan bahwa analisis gerak berjalan rata-rata memiliki kecepatan sebesar 1.13 s. Rata-rata panjang langkah sebesar 1.22 m, dan lama siklus sebesar 1.08 s. Pada fase initial swing hasil sudut siku  $169.82^\circ$  dan sudut lutut  $117.69^\circ$ . Adanya ketidaknormalan pada anggota tubuh dapat mempengaruhi *walking gait* yang berasal dari cedera. Kecepatan dalam berjalan memberi dampak terhadap cedera yang diderita oleh anggota tubuh. Dengan meningkatnya kecepatan berjalan maka akan memberi beban berlebih pada anggota tubuh yang sedang mengalami cedera dan akan memperparah cedera tersebut. Penelitian ini hanya terbatas pada hasil analisis *walking gait* yang diolah dalam bentuk data kinematik. Diharapkan pada penelitian

selanjutnya dapat membahas data kinetik dan pengaruhnya terhadap *walking gait*.

**Kata kunci :** Gerak, Cidera, Dartfish

## **PENDAHULUAN**

Salah satu gerak tubuh yang dilakukan manusia setiap harinya adalah berjalan. Berjalan merupakan gerak lokomotor yang melibatkan dua kaki, untuk mendukung propulsi dengan salah satu kaki kontak atau bersentuhan dengan tanah.

### **1. Gaya Berjalan**

Meskipun berjalan terlihat sederhana namun melibatkan berbagai mekanisme yang bisa menimbulkan gerak kompleks. Gaya berjalan (Carlos *et al.*, 2017) merupakan hasil integrasi antara tulang, sistem saraf (sistem saraf pusat dan perifer), otot, dan faktor lingkungan (sepatu, permukaan tempat pijakan). Secara mekanis, gaya berjalan atau gait membutuhkan kerjasama antara ekstremitas atas dan bawah pada kedua sisi. Ketika satu kaki menyentuh tanah sebagai penahan, pendukung gerak, dan pendorong, kaki lainnya mengayun untuk membuat satu langkah. Hal tersebut menimbulkan gait / gaya berjalan sebagai gerakan bergantian yang ritmis antara kaki, lengan dan badan untuk membuat gerak maju. Syarat terbentuknya suatu gait adalah balance (keseimbangan), weight bearing, dan forward propulsion (dorongan kedepan) (Baker, 2006).

### **2. Analisis Gerak Berjalan**

Gait atau gaya berjalan merupakan suatu fenomena siklik yang bisa dibagi dalam segmen atau fase. Berdasarkan terminologi tradisional, gait digambarkan sebagai proses heelstrike, heel rise, dan toe off. Sedangkan menurut terminologi *Rancho Los Amogis* (RLA) lebih menekankan pada lamanya segmen atau proses, seperti loading response, terminal stance, dan preswing (Chambers & Sutherland, 2002). Saat berjalan salah satu ekstremitas akan berperan memberikan support bagi ekstremitas lainnya yang

berpindah maju / berganti gerakan. Ekstremitas akan bergerak bergantian hingga seseorang mencapai tempat yang dituju. Urutan tunggal fungsi tersebut oleh satu ekstremitas disebut gait cycle yang diatur menjadi gerakan secara ritmik terjadi secara berurutan oleh sistem reticulospinal.

Siklus gait dimulai dari salah satu kaki bersentuhan dengan tanah hingga diakhiri kontak dengan tanah/lantai berikutnya oleh kaki yang sama. Ada beberapa parameter dalam analisis gaya berjalan / gait (Chambers & Sutherland, 2002), diantaranya; 1) Step Length; jarak kaki kontak dengan tanah dengan kaki lainnya, jarak normal kaki kanan dan kaki kiri pada gait normal adalah sama. 2) Stride Length adalah jarak antara kontak kaki dengan tanah dengan kaki yang sama berikutnya. 3) Cadence atau irama jalan. Irama normal pada dewasa sekitar 101 – 120 langkah per menit. 4) Walking velocity / gait speed merupakan perkalian antara cadence dengan step length. Pada dewasa normal biasanya 1,5 m/s (Hustinawaty *et al.*, 2012).

Satu gait cycle terdapat dua periode, stance phase dan swing phase (Azahari *et al.*, 2017). Stance merupakan kondisi dimana kaki menyentuh lantai atau tanah dimulai dengan initial contact, sedangkan swing didefinisikan kaki mengayun dimulai dengan toe-off. Manusia memiliki dua ekstremitas bawah sehingga proses stance dan swing berlangsung (contralateral) kanan dan kiri. Karena alasan tersebut, ada beberapa proses yang terjadi selama gait cycle dilakukan.

Dalam fase stance meliputi proses heel contact/initial contact. Foot-flat atau loading response yaitu permulaan kontak kaki dengan tanah, mid stance, heel-off atau terminal stance, dan toe-off atau pre-swing (Chumanov *et al.*, 2008). Sedangkan dalam fase swing terdapat proses acceleration atau initial swing, mid swing, dan deceleration atau terminal swing (Liu *et al.*, 2021). Durasi terselesaikan gait dikenal dengan gait time, yang terbagi dalam stance time dan swing time.



Gambar 3.1. Pembagian Fase Stance dan Swing

### 3. Penilaian parameter gait

Penilaian parameter gait seperti stride length, step length, step width, cadence, dan kecepatan gaya berjalan yang akan dilakukan adalah walk task. 3 m walk task merujuk pada Anggraeni *et al.*, (2015) yang dikembangkan sesuai dengan penelitian saat ini merupakan cara sederhana untuk mengetahui perubahan spatial, temporal, dan kinematik parameter gait. Hal ini dilakukan dan dipersiapkan jika instrument motion analysis kurang memadai.

### PROSEDUR PELAKSANAAN

Prosedur pelaksanaan dalam penelitian ini diantaranya:

1. Partisipan diminta berjalan ditempat yang sudah ditandai.
2. Untuk menghilangkan komponen percepatan dan perlambatan yang terjadi diawal dan diakhir berjalan, partisipan diminta berjalan 1 m sebelum tanda dan berhenti 1 m sesudah tanda finish.
3. Waktu berjalan dan jumlah Langkah dicatat menggunakan stopwatch.
4. Parameter gait diukur dengan menggunakan aplikasi Darftfish versi 8.0.

#### 1. Rancangan Penelitian

Penelitian ini merupakan penelitian analitik dengan *One Short Case Study design* merujuk pada Irawan, *et al.*, (2021). Penelitian ini dilaksanakan di Fakultas Ilmu Keolahragaan Universitas Negeri Semarang. Penelitian ini menggunakan

instrument analisis gerak untuk mengetahui setiap detail data kinematik mahasiswa yang melakukan gerakan berjalan. Desain penelitian merujuk pada Irawan, Utomo, *et al.*, (2021) dengan tahapan identifikasi masalah, studi lapangan, observasi dilapangan, kajian pustaka, dan literasi penelitian sebelumnya sebagai acuan dalam penelitian saat ini.

Penelitian ini dilaksanakan di Ruang Laboratorium Fakultas Ilmu Keolahragaan Universitas Negeri Semarang. Pelaksanaan pengambilan data dilakukan pada tanggal 23-27 Mei 2022. Populasi dalam penelitian ini yaitu mahasiswa Fakultas Ilmu Keolahragaan yang berjumlah 100 orang dengan kriteria dalam keadaan sehat baik jasmani maupun rohani, tidak mengalami cedera, dan bersedia mengikuti penelitian hingga selesai dengan menandatangani lembar inform consent sebagai kesediaan menjadi partisipan sesuai dengan Kode Etik dalam penelitian. Penelitian ini juga mematuhi protokol kesehatan yang diterapkan oleh pemerintah demi pencegahan penularan Virus Covid dengan tetap memakai masker, menjaga jarak, mencuci tangan baik sebelum maupun sesudah pengambilan data. Sampel dalam keadaan sehat dan tidak mengalami cedera pada saat pengambilan data penelitian. Serta mematuhi dan menjalankan protocol kesehatan dalam pencegahan penyebaran covid 19. Setiap sampel / partisipan juga diminta persetujuannya untuk mengisi lembar inform consent guna pernyataan kesanggupan menjadi sampel dan menerima segala resiko saat penelitian dilakukan. Sampel dalam penelitian ini menggunakan purposive sampling yang berasal dari mahasiswa Fakultas Ilmu Keolahragaan yang berjenis kelamin laki laki dan perempuan. Mahasiswa aktif secara akademik dan telah mengambil atau sedang mengambil mata kuliah Biomekanika Olahraga. Kriteria inklusi dalam penelitian ini diantaranya 1) mahasiswa aktif, 2) tidak mengalami cedera, dan telah atau sedang mengambil mata kuliah Biomekanika Olahraga. Sedangkan kriteria eksklusinya yaitu 1) aktif melakukan aktifitas berjalan, 2) dan waktu dalam sehari rata-rata minimal 10 menit.

## **2. Alur Penelitian**

Alur Penelitian diawali dengan studi pendahuluan dimulai dengan observasi dan studi literasi terkait dengan identifikasi dan analisis gerak berjalan. Setelah itu peneliti menyiapkan instrument penelitian berupa kamera HD untuk video recording, tripod, dan tempat yang sudah disiapkan untuk pengambilan video gerakan berjalan. Selanjutnya dilakukan analisis data menggunakan aplikasi Dartfish untuk mengetahui data-data kinematik dari setiap gerakan yang dilakukan oleh sample. Setelah itu data dirangkum dan hasilnya akan dibahas pada laporan penelitian.

## **3. Prosedur Penelitian**

Prosedur penelitian dalam penelitian ini dengan seluruh partisipan diminta untuk mengisi identitas dan lembar inform consent, kemudian mengukur antropometri sebagai data diri partisipan. Setelah ini partisipan dikumpulkan dan diberi informasi terkait petunjuk pelaksanaan dan prosedur penelitian. Setelah itu partisipan diminta melakukan pemanasan secukupnya dan melakukan percobaan dalam Gerakan berjalan. Tahap selanjutnya partisipan diminta mempraktekkan gerakan berjalan dengan petunjuk dan arahan dari tester dan direkam menggunakan video recording sesuai dengan petunjuk penelitian yang disampaikan sebelumnya. Video recording kemudian dipindah ke aplikasi Dartfish dan diolah menggunakan analizer dan menggunakan slow motion untuk mengetahui secara detail data kinematik dari Gerakan berjalan yang meliputi indicator waktu, kecepatan, dan sudut dari segment tubuh.

Teknik analisis data penelitian ini menggunakan software Dartfish versi 8.0. Data yang sudah diperoleh kemudian dipindahkan ke laptop untuk dianalisis dan dilihat tahapan-tahapan gerakan dengan jelas dan rinci, khususnya gerak ayunan lengan dan langkah dalam berjalan. Selanjutnya, data di input ke dalam analyzer untuk mengetahui dan memberikan sudut-sudut serta kemungkinan-kemungkinan kesalahan gerak yang dilakukan. Data berupa gambar yang sudah diolah dicocokkan dengan lembar penilaian, sehingga dapat diketahui kekurangan atau kelemahan

sampel ketika melakukan Gerakan berjalan. Analisis gerakan difokuskan pada pengukuran dan perhitungan yang berkaitan dengan sudut segmen tubuh, kecepatan berjalan. Perhitungan kecepatan berjalan dalam penelitian ini berdasarkan perhitungan waktu yang dibutuhkan dalam satu rangkaian berjalan.

## HASIL DAN PEMBAHASAN

### 1. Hasil penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui analisis berjalan yang benar pada mahasiswa FIK UNNES ketika berolahraga. Selain itu, penelitian ini juga bertujuan untuk mengetahui pengaruh gaya berjalan terhadap resiko terjadinya cedera pada saat berolahraga. Data didapat dari analisis video berjalan diatas *treadmill* setiap sampel menggunakan Dartfish versi 8.0 dalam beberapa fase. Pada saat penelitian ini berlangsung, setiap sample dihimbau untuk tetap mematuhi protokol kesehatan.

#### a) Analisis gerak gaya berjalan

Tabel 3.1 Data Mahasiswa IKOR FIK UNNES

n= 100	Mean $\pm$ SD	Max	Min
Usia (tahun)	20.43 $\pm$ 0.81	22	18
BMI	22.22 $\pm$ 3.23	36.6	15.8
DN Awal	41.46 $\pm$ 6.46	61	28
DN Aktif	63.35 $\pm$ 11.2	95	40
DN Rest	47,84 $\pm$ 7,49	63	30

(Sumber : Penelitian 2022)

Pada tabel 3.1 menunjukkan bahwa rata-rata usia sample menghasilkan angka sebesar 20.43 tahun dengan standar deviasi sebesar  $\pm$  0.81 tahun. Nilai maksimal pada indikator uisa menunjukkan hasil sebesar 22 tahun dan nilai minimal 18 tahun. Nilai rata-rata BMI pada sampel menunjukkan angka sebesar 22.22 dengan standar deviasi sebesar  $\pm$  3.23 dan hasil BMI terbesar mencapai 36.6 serta hasil BMI terkecil 15.8 kg/m<sup>2</sup>. Pada indikator denyut nadi awal, nilai rata-rata dan standar deviasi yang dihasilkan sebesar 41.46 denyut/detik dan  $\pm$  6.46 denyut/detik.

Hasil denyut nadi awal terbesar yang ditunjukkan oleh sampel yaitu 61 denyut/menit serta hasil terkecil dari denyut nadi awal yaitu 28 denyut/detik. Rata-rata dari denyut nadi aktif menunjukkan hasil sebesar 63.35 denyut/detik dengan standar deviasi sebesar  $\pm 11.2$  denyut/detik. Nilai terbesar dari indikator denyut nadi aktif menunjukkan angka 95 denyut/detik dan nilai terkecil menunjukkan hasil 11.2 denyut/detik. Nilai rata-rata yang ditunjukkan pada denyut nadi rest sebesar 47.84 denyut/detik dengan standar deviasi sebesar  $\pm 7,49$  denyut/detik. Pada nilai denyut nadi aktif terbesar menunjukkan angka sebesar 63 denyut/detik dengan nilai terkecil yaitu 30 denyut/detik.

Menurut Mohammed *et al.* (2014) dan Dhiman (2016), analisis gerak gaya berjalan dibagi menjadi beberapa indikator, antara lain seperti : *initial contact, loading response, mid stance, terminal stance, pre swing, initial swing, mid swing, dan terminal swing* (Mohammed *et al.*, 2014).

Tabel 3.2. Data Analisis Gerak Gaya Berjalan

GAITCYCLE	SUDUT	MEAN (°)	MAX (°)	MIN (°)
Initial Contact	Siku	172.01	178.9	160
	Lutut	176.10	179.9	167.4
Loading Response	Siku	174.89	179.8	163.2
	Lutut	169.29	179.6	158.5
Mid Stance	Siku	166.59	179.9	149.5
	Lutut	173.45	179.9	159.3
Terminal Stance	Siku	151.19	172.6	129.9
	Lutut	166.69	179.3	156.5
Pre Swing	Siku	154.02	176.6	120
	Lutut	139.76	157.8	120.9
Initial Swing	Siku	169.82	179.4	149.6
	Lutut	117.69	166	108.2
Mid Swing	Siku	175.45	179.7	161
	Lutut	163.96	177.2	145.9
Terminal Swing	Siku	176.98	197.7	164.4
	Lutut	177.90	180	162.9
Kecepatan Berjalan (m/s)		1.13	1.55	0.8

Panjang Langkah (m)	1.22	1.55	0.93
Irama Berjalan (menit/ langkah)	55.54	65.2	46.8
Lama Siklus (s)	1.08	1.28	0.92

(Sumber : Penelitian 2022)

Berdasarkan tabel 3.2 ditemukan bahwa *initial contact* pada anggota tubuh bagian siku menunjukkan sudut sebesar 172.01 derajat dengan nilai maksimal sebesar 178.9 derajat dan nilai minimal sebesar 160 derajat. Pada anggota tubuh bagian lutut, *initial contact* menghasilkan sudut sebesar 176.10 derajat dengan nilai maksimal sebesar 179.9 derajat dan nilai minimal sebesar 167.4 derajat. Fase *loading response* yang dilakukan oleh sampel pada tubuh bagian siku menunjukkan rata-rata sudut sebesar 174.89 derajat dengan nilai maksimal sebesar 179.8 dan nilai minimal sebesar 163.2 derajat. Rata-rata sudut lutut yang dibentuk oleh sampel pada fase *loading response* menunjukkan angka sebesar 169.29 derajat dengan nilai maksimal sebesar 179.6 derajat serta nilai minimal sudut lutut yang dibentuk sebesar 158.5 derajat. Pada fase *mid stance*, rata-rata sudut siku yang dibentuk sebesar 166.59 derajat dengan nilai sudut tangan maksimal sebesar 179.9 derajat dan nilai sudut tangan minimal menunjukkan angka sebesar 149.5 derajat. Nilai rata-rata yang ditunjukkan sudut kaki pada fase *mid stance* sebesar 173.45 derajat dengan sudut terbesar yang dibentuk sebesar 179.9 dan sudut terkecil yang dibentuk sebesar 159.3 derajat. Fase *terminal stance* yang dilakukan oleh sampel, menunjukkan nilai rata-rata sudut siku sebesar 151.19 derajat dengan nilai maksimal sebesar 172.6 derajat dan nilai minimal sebesar 129.9 derajat. Kemudian sudut lutut yang dibentuk pada fase *terminal stance* menghasilkan angka sebesar 166.69 derajat dengan sudut terbesar yang dibentuk yaitu 179.3 derajat dan sudut terkecil yang dibentuk sebesar 156.5 derajat.

b) Analisis gerak setiap fase

Hasil rata-rata sudut siku pada fase *pre swing* yang ditunjukkan oleh sampel sebesar 154.02 derajat dengan sudut terbesar yang dihasilkan sebesar 176.6 derajat dan sudut siku terkecil yang dihasilkan sebesar 120 derajat. Pada tubuh bagian lutut, sudut yang dibentuk pada fase ini sebesar 139.76 derajat kemudian nilai terbesar dari sudut lutut yaitu 157.8 dan sudut terkecil yang dibentuk sebesar 120,9 derajat. Fase *initial swing* menunjukkan rata-rata sudut siku yang dihasilkan sebesar 169.82 derajat dengan sudut paling besar yang dihasilkan 179.4 derajat dan sudut terkecil menunjukkan angka 149.6 derajat.

Nilai sudut lutut yang dihasilkan menunjukkan rata-rata sebesar 117.69 derajat dengan nilai maksimal sebesar 166 derajat dan nilai minimal sebesar 108.2 derajat. Rata-rata sudut siku yang dihasilkan pada fase *mid swing* sebesar 175.45 derajat dengan sudut siku paling besar yang dihasilkan yaitu 179.7 derajat dan sudut siku terkecil yang dihasilkan yaitu 161 derajat. Sudut lutut pada fase ini menghasilkan rata-rata sebesar 163.96 derajat dengan nilai sudut terbesar menunjukkan hasil 177.2 derajat dan sudut lutut terkecil pada fase *mid swing* berada pada angka 145.9 derajat.

Nilai sudut siku pada terminal swing sebesar 176.98 derajat dengan sudut siku terbesar 197.7 derajat dan sudut siku terkecil yaitu 164.4 derajat. Kemudian sudut lutut yang dibentuk pada fase ini menunjukkan hasil rata-rata sebesar 177.9 derajat dengan nilai maksimal sebesar 180 derajat dan nilai minimal sebesar 162.9 derajat.

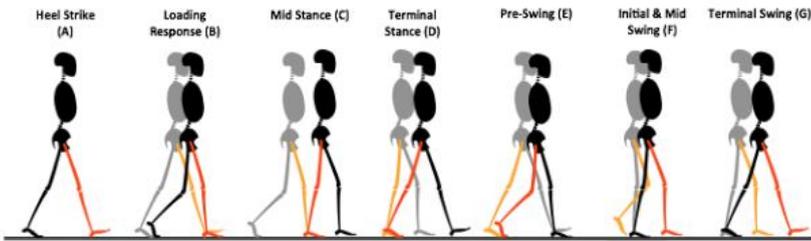
Nilai rata-rata pada indikator kecepatan berjalan menunjukkan hasil sebesar 1.13 m/s dengan nilai maksimal sebesar 1.55 derajat dan nilai minimal 0.8 derajat. Panjang langkah yang ditunjukkan oleh sampel menghasilkan rata-rata sebesar 1.22 meter dengan langkah terpanjang 1.55 meter dan langkah terpendek yaitu 0.93 derajat. Rata-rata irama berjalan yang dihasilkan oleh sampel sebesar 55.54 detik Lama siklus langkah yang dihasilkan oleh sampel menunjukkan rata-rata yang

diperoleh sebesar 1.08 detik dengan siklus terlama sebesar 1.28 detik dan siklus tercepat yaitu 0.92 detik.

## 2. Pembahasan

### a) Analisis gerak berjalan

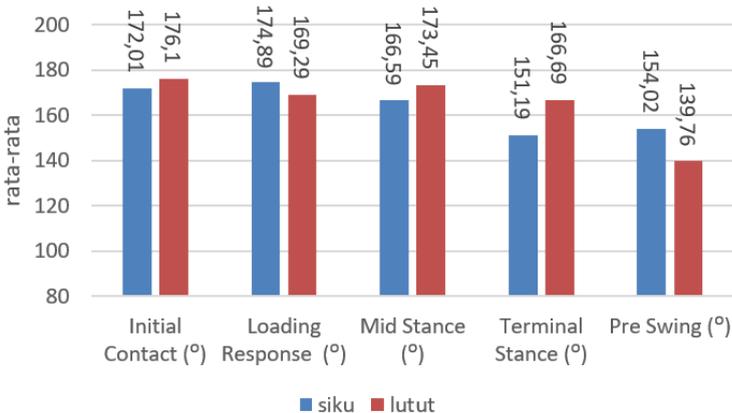
Menurut Mohammed *et al.* (2016), pada fase walking gait dapat dijelaskan dalam beberapa tahapan diantaranya *heel strike, loading response, mid stance, terminal stance, pre-swing, initial & mid swing, terminal swing*.



Gambar 3.2. Fase pada *Walking Gait*  
(Sumber : Mohammed *et al.*, 2016)

Terdapat dua fase yang dilalui pada saat melakukan gerak berjalan, antara lain seperti stance phase (fase kuda-kuda) dan swing phase (fase ayunan) (Dhiman, 2016).

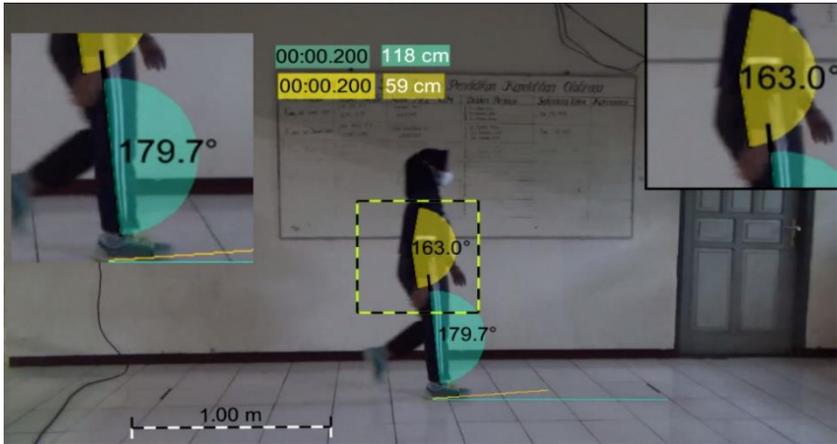
#### 1) *Stance Phase* (fase kuda-kuda)



Gambar 3.3. Data *Stance Phase* pada *Walking Gait Cycle*  
(Sumber : Penelitian 2022)

Berdasarkan gambar 3.3 ditemukan bahwa pada pada saat terjadinya *initial contact*, rata-rata sudut siku yang dihasilkan sebesar 172,01 derajat dan sudut lutut sebesar 176,1 derajat. *Initial contact* terjadi ketika kaki mulai menyentuh permukaan tanah. Loading response ditandai ketika anggota tubuh yang berlawanan mulai diangkat serta pada masa ini *centre of mass* berpindah. Rata-rata *loading response* yang dihasilkan pada anggota tubuh bagian siku sebesar 174,89 derajat dan rata-rata pada lutut sebesar 169,29 derajat. Pada indikator *mid stance*, rata-rata sudut siku yang dihasilkan sebesar 166,59 derajat kemudian rata-rata pada sudut lutut sebesar 173,45 derajat. Mid stance terjadi pada saat ujung kaki dan tumit kaki mulai menyentuh permukaan tanah. Setelah melalui *mid stance*, fase selanjutnya pada walking gait dinamakan *terminal stance*. Fase ini ditandai dengan berpindahnya *centre of body mass* ke kaki bagian depan, dan tumit pada kaki yang berlawanan mulai diangkat.

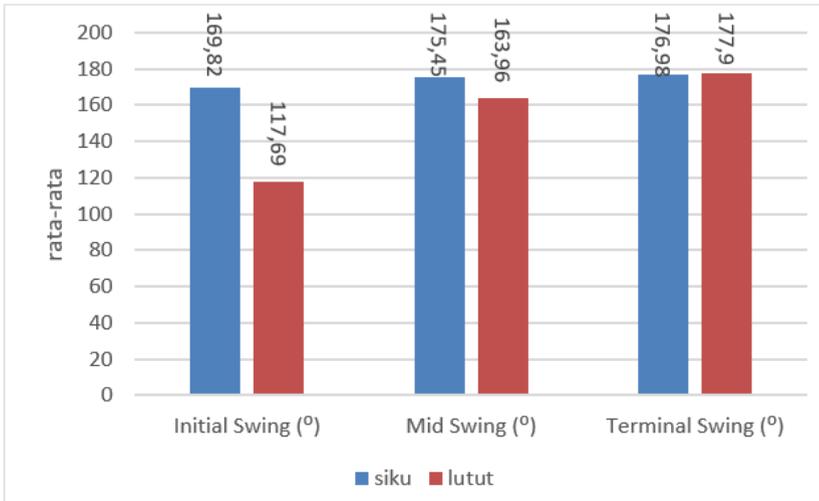
Rata-rata sudut siku yang dihasilkan pada terminal stance sebesar 151,19 derajat dengan nilai rata-rata sudut lutut sebesar 166,69 derajat. Indikator pre swing ditandai ketika adanya interval waktu dari kontak awal ekstremitas kontralateral hingga sesaat sebelum diangkatnya ekstremitas ipsilateral dari tanah (Mohammed *et al.*, 2016). Regangan otot pada tungkai berkontribusi besar terhadap daya ledak kekuatan yang dihasilkan pada indikator *mid stance* hingga *initial swing* (Whittington *et al.*, 2008).



Gambar 3.4. Fase *Mid Stance*

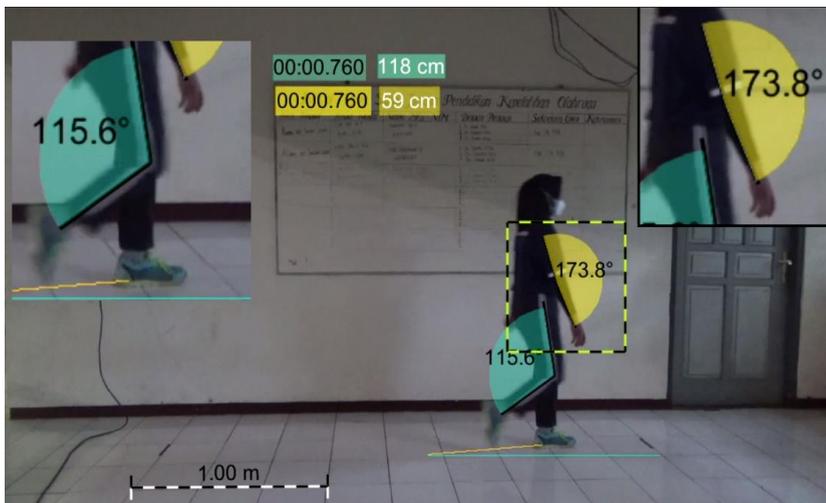
Pada gambar 3.4 menunjukkan bahwa sudut lutut yang dihasilkan pada fase *mid stance* sebesar 179.7 derajat. Menurut Shamaei & Dollar (2011), ketika sudut lutut pada fase stance semakin meningkat, maka akan mempengaruhi kecepatan dalam berjalan.

2] Swing Phase (Fase Ayunan)



Gambar 3.5. Data Swing Phase pada Walking Gait Cycle (Sumber : Penelitian 2022)

Berdasarkan gambar 3.5 menunjukkan bahwa nilai rata-rata *initial swing* pada anggota tubuh bagian siku sebesar 169,82 derajat dan lutut sebesar 117,69 derajat. Pada saat melalui fase *mid swing*, rata-rata sudut siku yang dihasilkan sebesar 175,45 derajat dengan rata-rata sudut lutut sebesar 163,96 derajat. Nilai rata-rata sudut siku pada terminal swing menunjukkan hasil sebesar 176,98 derajat dan rata-rata sudut lutut sebesar 177,9 derajat. Menurut Kharb *et al.* (2011), 60% dalam siklus berjalan merupakan *stance phase*, kemudian 40% sisanya merupakan *swing phase*.



Gambar 3.6. Fase *Initial Stance*

Pada gambar 3.6 dapat dilihat bahwa hasil nilai sudut lutut pada fase *initial swing* salah satu sampel sebesar 115.6 derajat dan menghasilkan langkah sepanjang 59 cm. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Chung & Wang (2010), menunjukkan bahwa dengan meningkatnya fleksi lutut pada fase ini akan menambah kecepatan berjalan. Kecepatan dalam berjalan, seharusnya dapat diimbangi oleh ayunan pada lengan berfungsi untuk menstabilkan tubuh ketika berjalan. Hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Bruijn *et al.* (2010), bahwa terdapat hubungan positif antara ayunan lengan dengan siklus berjalan. Selain itu,

ayunan lengan juga menjaga tubuh tetap stabil ketika berjalan walaupun melewati banyak gangguan.

Tabel 3.3. Data Gait Cycle

Gait Cycle	Mean	Max	Min
Kecepatan Berjalan (m/s)	1.13	1.55	0.8
Panjang Langkah (m)	1.22	1.55	0.93
Irama Berjalan (menit/ langkah)	55.54	65.2	46.8
Lama Siklus (s)	1.08	1.28	0.92

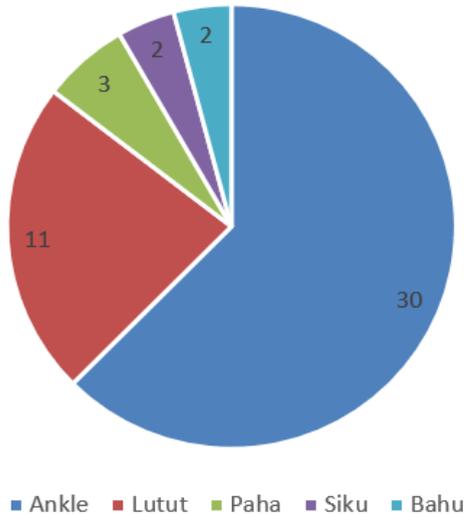
(Sumber : Penelitian 2022)

Berdasarkan hasil penelitian pada tabel 3.3 didapatkan hasil berupa rata-rata pada kecepatan berjalan sebesar 1.13 m/s. Rata-rata pada panjang langkah setiap sampel menunjukkan angka sebesar 1.22 meter. Tabel 3.3 menunjukkan hasil rata-rata kecepatan pada orang yang tidak memiliki keluhan cedera. Kecepatan berjalan dipengaruhi oleh beberapa hal, salah satunya kondisi kesehatan setiap anggota tubuh. Hal ini didukung oleh penelitian yang dilakukan oleh Wilson (2012), bahwa seseorang yang memiliki penyakit osteoarthritis berjalan lebih lambat daripada orang normal lainnya. Selain itu, panjang langkah dapat dikategorikan sebagai salah hal yang dapat mempengaruhi kecepatan berjalan (Al-obaidi *et al.*, 2003).

Hasil rata-rata pada irama berjalan (*cadence*) menunjukkan angka sebesar 55,54 menit/langkah dan lama siklus. Cadence menjadi salah satu hal yang mempengaruhi kerja mekanis dari otot tungkai. Menurut Gravel & Requia (2008), diperlukan penyesuaian energi pada ekstermitas bawah untuk memenuhi berbagai macam tugas yang berbeda tanpa merasakan kelelahan yang berarti ketika irama berjalan meningkat.

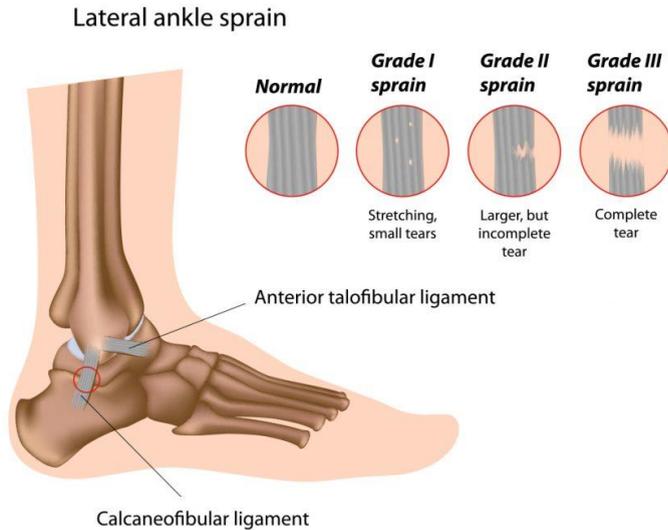
Pada gambar 3.6 dapat dilihat panjang langkah yang dimiliki oleh salah satu sampel sebesar 121 cm dengan masing-masing panjang langkah tungkai kanan dan kiri sebesar 61 cm. Hal ini menunjukkan bahwa tidak ditemukan ketidaknormalan pada masing-masing langkah. Ketidaknormalan langkah dapat terjadi ketika adanya cedera pada anggota tubuh, salah satunya ankle

sprain. Pada penderita ankle sprain, semakin cepat langkah berjalan akan menyebabkan ligamen semakin meradang yang dapat meningkatkan rasa sakit (Koldenhoven *et al.*, 2019). Kecepatan langkah ketika berjalan dipengaruhi oleh umur, BMI, antropometri tubuh, panjang langkah, dan kondisi anatomi tubuh (Schreiber & Moissenet, 2019).



Gambar 3.7. Data Jumlah Sampel yang Cedera  
Sumber : Penelitian 2022

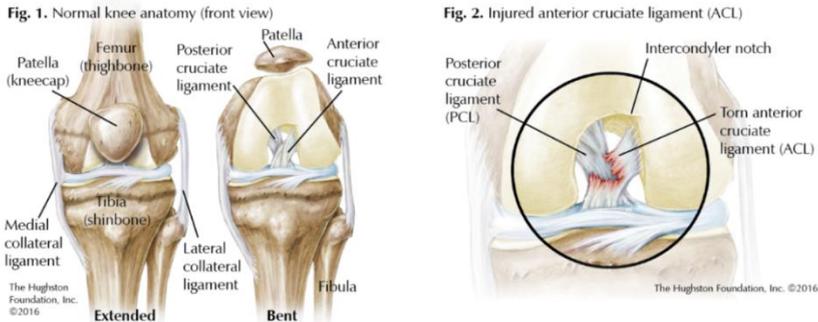
Berdasarkan hasil penelitian pada gambar 3.7 didapatkan hasil berupa sampel yang mengalami cedera ankle sejumlah 30 orang. Kemudian sampel yang menderita cedera lutut berjumlah 11 orang dan sampel yang menderita cedera paha berjumlah 3 orang. Pada anggota tubuh bagian ekstermitas atas, terdapat 2 orang yang mengalami cedera siku dan 2 orang yang mengalami cedera pada bagian bahu.



Gambar 3.8. Ankle Sprain Imaginary  
(Sumber : Hartwell Physiotherapy, n.d.)

Cedera pada ankle dikategorikan sebagai cedera yang sering dialami ketika berolahraga kompetisi maupun olahraga rekreasi (Fong *et al.*, 2007). Cedera ini dapat menyebabkan terbatasnya ROM pada sendi pergelangan kaki dan menyebabkan terhambatnya ruang gerak pada sendi tersebut. pada saat berjalan, gerak dorsal fleksi pada sendi pergelangan kaki berkurang. Hal ini membuat fleksi pada kaki tidak menunjukkan sudut maksimal yang dapat berpengaruh pada perbedaan panjang langkah dan kecepatan dalam berjalan.

*Ankle Sprain* juga akan menyebabkan bentuk sendi kaki lebih banyak inversi ketika berjalan. Selain itu, ankle sprain juga menyebabkan pusat tekanan berada pada kaki bagian lateral ketika *stance phase* sedang terjadi (Kobayashi & Gamada, 2014). Hal ini tentu akan menyebabkan komplikasi berupa *muscle stiffness* pada otot lain apabila model berjalan yang dilakukan tidak segera dievaluasi (Waterman *et al.*, 2010).



Gambar 3.9. ACL Injury Imaginary  
(Sumber : Lalli, 2019)

ACL (*Anterior Cruciate Ligament*) berkontribusi dalam mempertahankan stabilitas sendi lutut supaya tulang femur ataupun tulang tibia tidak bergeser secara berlebihan. Robekan pada ACL dapat disebabkan oleh aktivitas fisik yang memerlukan perubahan kecepatan dan arah secara tiba-tiba (Zein, 2013). Kategori cedera ACL yang robekannya lebih dari 50% akan menyebabkan ketidakstabilan sendi lutut. Ketidakstabilan pada lutut ini yang menyebabkan gesekan berlebih pada bantalan sendi sehingga akan menimbulkan cedera lanjutan berupa osteoarthritis dini. Hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Gardinier *et al.* (2013), bahwa peningkatan resiko osteoarthritis dini berbanding lurus dengan meningkatnya cedera robeknya ACL. Selain itu, orang yang menderita cedera lutut akan menunjukkan beberapa gejala seperti nyeri pada lutut dan terhambatnya ROM pada sendi lutut yang menyebabkan ketidaknormalan pada gerak lutut.

Menurut Chaudhari *et al.* (2008), tulang tibia pada penderita ACL injury mempertahankan posisi internal rotasi dan translasi pada sisi posterior selama *stance* ketika dibandingkan dengan anggota tubuh contralateral. Pada orang yang telah melakukan rekonstruksi lutut, ditemukan bahwa sudut fleksi lutut lebih besar. Hal ini dikarenakan sendi masih dalam keadaan

bengkak sehingga menyebabkan ruang gerak otot menjadi terbatas (Hart *et al.*, 2015).

## **SIMPULAN**

Analisis gerak berjalan pada mahasiswa FIK UNNES menghasilkan rata-rata kecepatan sebesar 1.13 s. Rata-rata panjang langkah sebesar 1.22 m, dan lama siklus sebesar 1.08 s. Pada fase *initial swing* hasil sudut siku  $169.82^\circ$  dan sudut lutut  $117.69^\circ$ . Hal ini menunjukkan bahwa dengan meningkatnya fleksi lutut pada *initial swing* maka akan menyebabkan bertambahnya kecepatan dalam berjalan dan mempengaruhi walking gait. Kecepatan dalam berjalan memberi dampak terhadap cedera yang diderita oleh anggota tubuh. Dengan meningkatnya kecepatan berjalan maka akan memberi beban berlebih pada anggota tubuh yang sedang mengalami cedera dan akan memperparah cedera tersebut. Penelitian ini hanya terbatas pada hasil analisis *walking gait* yang diolah dalam bentuk data kinematik. Diharapkan pada penelitian selanjutnya dapat membahas data kinetik dan pengaruhnya terhadap *walking gait*.

## **UCAPAN TERIMA KASIH**

Ucapan terima kasih diberikan kepada DIPA Fakultas Ilmu Keolahragaan sebagai sumber pemberi dana dalam penelitian dengan nomor kontrak 20.8.3/UN37/PPK.3.1/2022 Dan mahasiswa Ilmu Keolahragaan Universitas Negeri Semarang yang telah ikut berpartisipasi dan berkontribusi dalam penelitian ini hingga berjalan dengan lancar dan sukses.

## **DAFTAR PUSTAKA**

- Chaudhari, A.M.W., Briant, P.L., Beville, S.L., Koo, S., & Andriacchi, T.P., 2008. Knee Kinematics, Cartilage Morphology, and Osteoarthritis after ACL Injury. *American College of Sports Medicine*, 40(2), pp.215–222.
- Fong, D.T.-P., Hong, Y., Chan, L.-K., Yung, P.S.-H., & Chan, K.-M., 2007. A Systematic Review on Ankle Injury and Ankle Sprain in Sports. *Sports Med*, 37(1), pp.73–94.

- Gardinier, E.S., Manal, K., Buchanan, T.S., & Snyder-mackler, L., 2013. Altered Loading in the Injured Knee After ACL Rupture. *Jurnal of Orthopaedic Research*, 31(3), pp.458–464.
- Hart, H.F., Culvenor, A.G., Collins, N.J., Ackland, D.C., Cowan, S.M., Machotka, Z., & Crossley, K.M., 2015. Knee Kinematics and Joint Moments During Gait Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: a Systematic Review and Meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 50, pp.1–17.
- Hartwell Physiotherapy., (n.d.). *Ankle Sprain*.
- Kobayashi, T., & Gamada, K., 2014. Lateral Ankle Sprain and Chronic Ankle Instability: A Critical Review. *Foot & Ankle Specialist*, 7(4), pp.298–326.
- Koldenhoven, R.M., Hart, J., Saliba, S., Abel, M.F., & Hertel, J., 2019. Gait & Posture Gait Kinematics & Kinetics at Three Walking Speeds in Individuals with Chronic Ankle Instability and Ankle Sprain Copers. *Gait & Posture*, 74, pp.169–175.
- Lalli, D.A., 2019. *ACL Tears in Teens*. Hughston Clinic.
- Schreiber, C., & Moissenet, F., 2019. A Multimodal Dataset of Human Gait at Different Walking Speeds Established on Injury-Free Adult Participants. *Scientific Data* |, 6(111), pp.1–7.
- Shamaei, K., & Dollar, A.M., 2011. On the Mechanics of the Knee during the Stance Phase of the Gait. *International Conference on Rehabilitation Robotics*.
- Waterman, B.R., Owens, B.D., Davey, S., Zacchilli, M.A., & Jr, P.J.B., 2010. The Epidemiology of Ankle Sprains in the United States. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 92, pp.2279–2284.
- Zein, M.I., 2013. Cedera Anterior Cruciate Ligament (ACL) pada Atlet Berusia Muda. *Medikora*, XI(1), pp.111–121.