

## Penilaian Spatial dan Temporal Gaya Berjalan dalam Satah Hadapan menggunakan MediaPipe Pose

(Frontal Plane Spatial and Temporal Gait Assessment using MediaPipe Pose)

Chang Soon Tony Hii<sup>a</sup>, Kok Beng Gan<sup>a\*</sup>, Huay Woon You<sup>b</sup>, Nasharuddin Zainal<sup>a</sup>, Norlinah Mohamed Ibrahim<sup>c</sup> & Shahrul Azmin<sup>c</sup>

<sup>a</sup>Jabatan Kejuruteraan Elektrik, Elektronik dan Sistem, Fakulti Kejuruteraan dan Alam Bina, Universiti Kebangsaan Malaysia, 43600 Bangi, Malaysia

<sup>b</sup>Pusat PERMATA@Pintar Negara, Universiti Kebangsaan Malaysia, 43600 Bangi, Malaysia

<sup>c</sup>Unit Neurologi, Jabatan Perubatan, Fakulti Perubatan, Pusat Perubatan Universiti Kebangsaan Malaysia, 56000 Kuala Lumpur, Malaysia

\*Corresponding author: [kbgan@ukm.edu.my](mailto:kbgan@ukm.edu.my)

Received 31 October 2023, Received in revised form 1 April 2024

Accepted 1 May 2024, Available online 30 July 2024

### ABSTRAK

*Analisis gaya berjalan (gait) adalah bidang penting dalam biomekanik, yang memberi tumpuan kepada kajian corak berjalan dan pergerakan manusia. Kaedah tradisional bergantung kepada pemerhatian visual, yang kurang tepat dan objektiviti. Analisis gait berinstrumen memperbaiki pengukuran dengan menggunakan peralatan khusus seperti sistem penangkapan gerakan dan sensor boleh pakai, tetapi ia mempunyai kebatasan kos, dan penanda atau sensor yang mengganggu pergerakan semula jadi. Bidang ini mengalami perubahan penting dengan kemunculan analisis gait berdasarkan anggaran gaya tanpa penanda yang menggunakan teknologi penglihatan komputer memantau pergerakan manusia tanpa keperluan peralatan khusus, memberikan analisis yang menjimatkan kos dan mudah diakses dalam persekitaran dunia nyata. Walau bagaimanapun, analisis gait berdasarkan anggaran gaya tanpa penanda terhad dalam satah sagittal dan bergantung kepada model yang memerlukan kuasa komputasi yang tinggi seperti OpenPose. Kajian ini memperkenalkan pendekatan analisis gait dalam satah hadapan menggunakan model MediaPipe Pose yang memerlukan kuasa komputasi yang rendah dan setup kamera tunggal. Objektifnya adalah untuk menilai kerealisan dan ketepatan MediaPipe Pose dengan membandingkannya dengan sistem penangkapan gerakan 3D Vicon yang sudah mapan. Pendekatan ini mengesan titik kunci badan semasa berjalan, mengesan peristiwa gait berdasarkan perubahan kedalaman buku lali dan jarak menegak antara buku lali kiri dan kanan, dan mengira parameter gait. Dapatan kajian menunjukkan bahawa sistem cadangan kajian berpotensi untuk menganalisis parameter gait secara tepat dalam satah hadapan dengan kesalahan mutlak purata yang rendah (0.00–0.30). Penggabungan kaedah ini dengan teknologi satelit dapat meningkatkan kesihatan elektronik dengan memudahkan konsultasi dan diagnostik jarak jauh, serta memperluaskan perkhidmatan kesihatan ke kawasan yang terjejas akibat bencana atau terpencil.*

*Kata kunci: Anggaran gaya tanpa penanda; analisis gaya berjalan; satah hadapan; MediaPipe Pose*

### ABSTRACT

*Gait analysis is a vital field in biomechanics, focusing on studying human walking patterns and movement. Traditional methods relied on visual observation, lacking accuracy and objectivity. Instrumented gait analysis improved measurements using specialized equipment like motion capture systems and wearable sensors, but had limitations due to cost, and markers or sensors interfering with natural movement. The field underwent a significant transformation with the advent of markerless pose estimation-based gait analysis, which harnessed computer vision methodologies to monitor human movement without the requirement for specialized equipment, delivering a cost-effective and easily accessible analysis in real-world environments. However, it still faces challenges, including limitations in the sagittal*

plane and reliance on computationally demanding models like OpenPose. This study introduced a novel frontal plane gait analysis approach using the lightweight MediaPipe Pose model and a single camera setup. The objective is to evaluate the feasibility, and accuracy of MediaPipe Pose by comparing it to the established 3D Vicon motion capture system. The proposed approach tracked body keypoints during gait, detected gait events based on ankle depth changes and vertical difference between left and right ankles, and calculated gait parameters. The findings demonstrated that MediaPipe Pose-based gait analysis showed promise for accurately analyzing gait parameters in the frontal plane with low mean absolute error (0.00–0.30). Combining this method with satellite technology enhances e-health by facilitating teleconsultations, remote diagnostics, and extending healthcare services to disaster-stricken or remote areas.

**Keywords:** Markerless pose estimation; gait analysis; frontal plane; MediaPipe Pose

## PENGENALAN

Analisis gaya berjalan (*gait*) adalah bidang penting dalam biomekanik yang memberi tumpuan kepada kajian corak berjalan dan pergerakan manusia (Richards et al. 2022). Ia memberikan pandangan berharga tentang pelbagai aspek penggerakan manusia, termasuk keseimbangan, koordinasi, dan fungsi muskuloskeletal. Analisis gaya berjalan tradisional melibatkan pemerhatian visual dan penilaian subjektif oleh pakar klinikal, yang bergantung sepenuhnya pada penilaian kualitatif. Kaedah ini tidak mempunyai ukuran objektif dan mengalami kebolehubahan antara pemerhati yang berpunca daripada variasi kepakaran pakar klinikal (Ong et al. 2008). Selain itu, kaedah tersebut menghadapi sekatan dalam menangkap butiran ketara dan memberikan data kuantitatif yang komprehensif berkaitan dengan pergerakan.

Analisis gaya berjalan dengan instrumen muncul sebagai pendekatan yang lebih maju, di mana menggunakan peralatan khas seperti sistem penangkapan gerakan (Hobara et al. 2011; Fernández-González et al. 2020), platform daya (Della Valle et al. 2021), sensor boleh pakai (Rahman et al. 2023; Rahman, Gan, and Aziz 2023), dan kamera. Instrumen-instrumen ini membolehkan penilaian parameter gaya berjalan yang lebih tepat, menawarkan pandangan yang berharga mengenai sudut sendi, daya tindak balas tanah, dan aktiviti otot. Namun demikian, analisis gaya berjalan dengan instrumen mempunyai kekurangan tertentu, seperti kos peralatan yang tinggi dan keperluan untuk persekitaran makmal yang terkawal. Selain itu, pelekatan penanda atau sensor pada badan mungkin mempengaruhi corak pergerakan semulajadi individu (Chen et al. 2013).

Pembangunan dalam analisis gaya berjalan berasaskan anggaran gaya tanpa penanda telah merevolusikan bidang analisis gaya berjalan. Dengan memanfaatkan teknik penglihatan komputer dan pembelajaran mendalam, algoritma anggaran gaya tanpa penanda seperti *OpenPose* (Cao et al. 2021), *YOLO-Pose* (Maji et al. 2022), dan *MediaPipe Pose* (Bazarevsky et al. 2020b) dapat menjejaki dan menganalisis pergerakan manusia dengan tepat tanpa

memerlukan penanda atau peralatan khas. Pendekatan ini menggunakan algoritma penglihatan komputer untuk mengesan dan menjejaki titik-titik kunci pada badan, membolehkan anggaran sudut sendi (Tony Hii et al. 2022; Viswakumar et al. 2022; Stenum, Rossi, and Roemmich 2021; Abd Shattar, Gan, and Abd Aziz 2021), kedudukan segmen badan, parameter gaya berjalan spatial dan parameter gaya berjalan temporal (Stenum, Rossi, and Roemmich 2021; Hii et al. 2023; Young et al. 2023; Tony Hii et al. 2023). Analisis gaya berjalan berasaskan anggaran gaya tanpa penanda menawarkan beberapa kelebihan, termasuk kos yang berpatutan, mudah diakses, dan kemampuan untuk menganalisis gaya berjalan dalam tetapan dunia sebenar tanpa penanda atau sensor yang mempengaruhi pergerakan manusia.

Walaupun mempunyai banyak kelebihan, analisis gaya berjalan berasaskan anggaran gaya tanpa penanda masih mempunyai batasan. Batasan utama adalah ia menghadkan analisis gaya berjalan kepada satah sagital atau longitudinal, yang mungkin tidak praktikal dalam tetapan klinikal atau rumah disebabkan oleh batasan ruang untuk pengambilan video. Selain itu, risiko titik-titik kunci yang penting untuk analisis gaya berjalan mungkin tersembunyi atau terhalang oleh pakaian atau bahagian badan adalah lebih tinggi dalam satah sagital. Tambahan pula, kebanyakan kaedah untuk menganggarkan gaya tanpa penanda sangat bergantung pada model *OpenPose* yang tepat, tetapi memerlukan kuasa pengiraan yang tinggi. Hal ini menyebabkan kaedah tersebut tidak sesuai untuk dipakai dekat peranti pinggir.

Kajian ini memperkenalkan kaedah baharu untuk menganalisis gaya berjalan dalam satah hadapan dengan menggunakan titik-titik kunci badan yang diperolehi melalui model anggaran gaya yang memerlukan kuasa pengiraan yang rendah, *MediaPipe Pose*, dan kamera tunggal. Kajian ini bertujuan untuk menyiasat kebolehpakaiannya menggunakan model *MediaPipe Pose* untuk analisis gaya berjalan dalam satah hadapan dan menilai ketepatan dan keberkesannya dengan membandingkannya dengan sistem penangkapan gerakan 3D *Vicon* yang diterima secara meluas. Kaedah yang dicadangkan dalam kajian ini menggunakan model *MediaPipe Pose* untuk menjejaki titik-titik kunci badan

semasa analisis gaya berjalan. Satu algoritma dilaksanakan untuk mengesan peristiwa kontak awal dan ayunan awal berdasarkan perubahan kedalaman pada buku lali dan jarak menegak antara buku lali kiri dan kanan. Parameter gaya berjalan kemudian dikira berdasarkan peristiwa ini dan dibandingkan dengan data gaya berjalan yang dikira menggunakan perisian analisis gaya berjalan dalam sistem *Vicon*, yang dianggap sebagai sistem piawai untuk analisis gaya berjalan. Integrasi pendekatan ini dengan teknologi satelit meningkatkan kemampuan kesihatan elektronik (e-kesihatan), membolehkan pemantauan pesakit atas talian, menyokong proses pemulihan, memudahkan telekonsultasi, diagnosis atas talian, dan memperluaskan perkhidmatan kesihatan ke kawasan yang terjejas akibat bencana atau terencil.

## METODOLOGI

### PESERTA KAJIAN

GPJATK dataset yang boleh diakses secara awam dan menggabungkan data video yang diselaraskan dan dikalibrasi dari pelbagai perspektif dengan teknologi penangkapan pergerakan digunakan dalam penyelidikan ini (Kwolek et al. 2019). Dataset ini merangkumi 32 individu, termasuk 10 wanita dan 22 lelaki, dan boleh diakses melalui laman web <http://bytom.pja.edu.pl/projekty/hm-gpjatk/> (diakses pada 9 September 2022). Dataset ini melibatkan 24 pelajar muda yang sihat dan berusia antara 20 hingga 25 tahun, serta 8 ahli akademik yang berusia antara 25 hingga 62 tahun. Semua responden ini berasal dari Akademi Teknologi Maklumat Poland-Jepun (PJATK). Semasa pengumpulan data, individu yang mengalami kecederaan atau keadaan yang berkaitan dengan gaya berjalan yang boleh mempengaruhi penyertaan mereka telah dikecualikan.

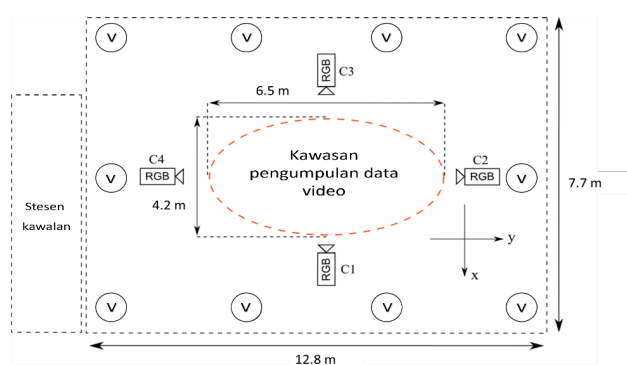
### PENGUMPULAN DAN PEMROSESAN DATA VIDEO

Seperti yang ditunjukkan dalam Rajah 1, empat kamera video digital yang dikalibrasi dan diselaraskan: C1 (pandangan kanan), C2 (pandangan depan), C3 (pandangan kiri), dan C4 (pandangan belakang) telah dipasang untuk merekod aktiviti gaya berjalan peserta kajian yang sihat. Rakaman video diperolehi pada resolusi  $960 \times 540$  piksel dan 25 bingkai sesaat (fps). Peserta kajian diberi arahan untuk berjalan dalam garis lurus sepanjang laluan 6.5 meter. Walau bagaimanapun, seorang individu yang sihat (dikenal sebagai p16s3) telah dikecualikan daripada kajian kerana berjalan secara menyerong daripada mengikuti laluan lurus

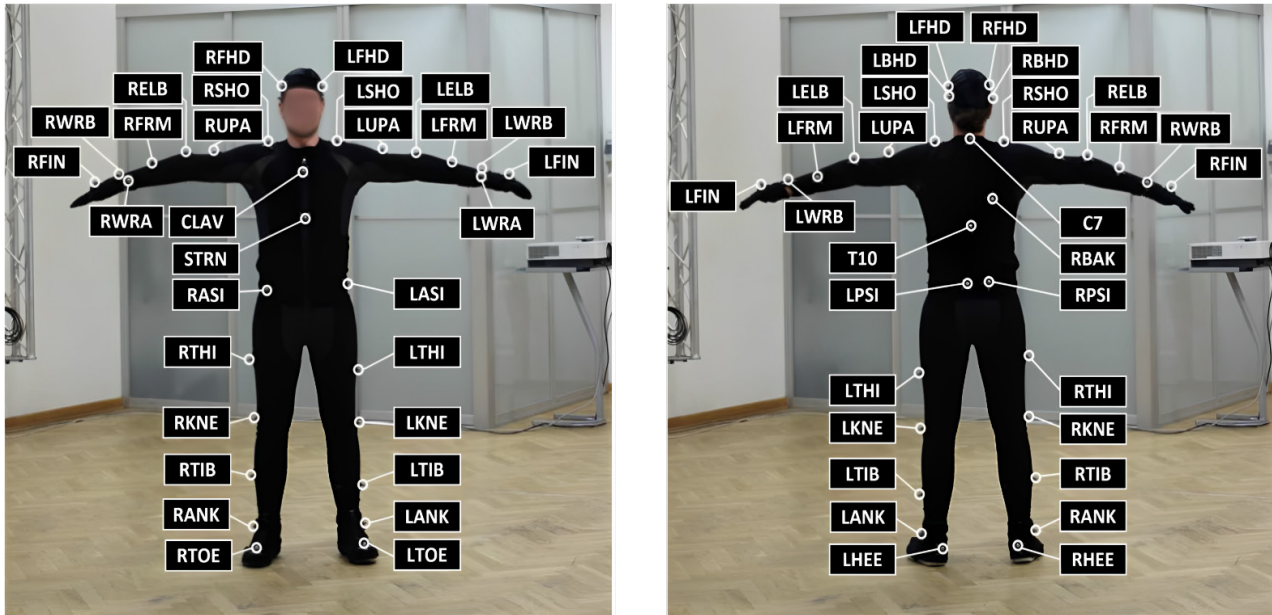
yang ditetapkan. Oleh itu, kajian ini hanya melibatkan 31 peserta.

Untuk analisis gaya berjalan dalam satah hadapan, video yang direkodkan oleh kamera C4 (pandangan belakang) dan kamera C2 (pandangan depan) telah dipilih. Pilihan ini dibuat berdasarkan kelebihan mereka dalam memahami pergerakan sendi, mengenal pasti isu keseimbangan dan kestabilan, serta memberikan penilaian menyeluruh terhadap mekanik gaya berjalan berbanding analisis dalam satah sagital. Walau bagaimanapun, kamera C4 (pandangan belakang) khususnya lebih disukai berbanding kamera C2 (pandangan depan) kerana model penganggaran gaya terhad dalam menjejaki titik-titik kunci badan dengan lebih tepat berbanding dengan pandangan depan.

Pada masa yang sama, ujian berjalan peserta kajian juga dirakam menggunakan sepuluh kamera penangkapan gerakan *Vicon*. Kamera-kamera tersebut merakamkan video ujian berjalan pada resolusi  $2352 \times 1728$  piksel dan kadar bingkai sebanyak 100 fps. Peserta yang sihat telah diberi arahan untuk melekatkan 39 penanda sfera pada titik-titik kunci badan yang telah ditetapkan sebelum ujian berjalan (Rajah 2). Sistem penangkapan gerakan menjejaki lokasi titik-titik kunci badan secara tepat sepanjang sesi berjalan. Data lokasi yang dikumpul kemudiannya digunakan dalam alat analisis gaya berjalan sistem *Vicon* untuk mengira parameter gaya berjalan, berfungsi sebagai rujukan untuk menilai ketepatan dan kebolehpercayaan sistem yang dicadangkan.



RAJAH 1. Persediaan rakaman video (V: kamera penangkapan gerakan *Vicon*, RGB: kamera digital)  
Sumber: Kwolek et al. (2019)

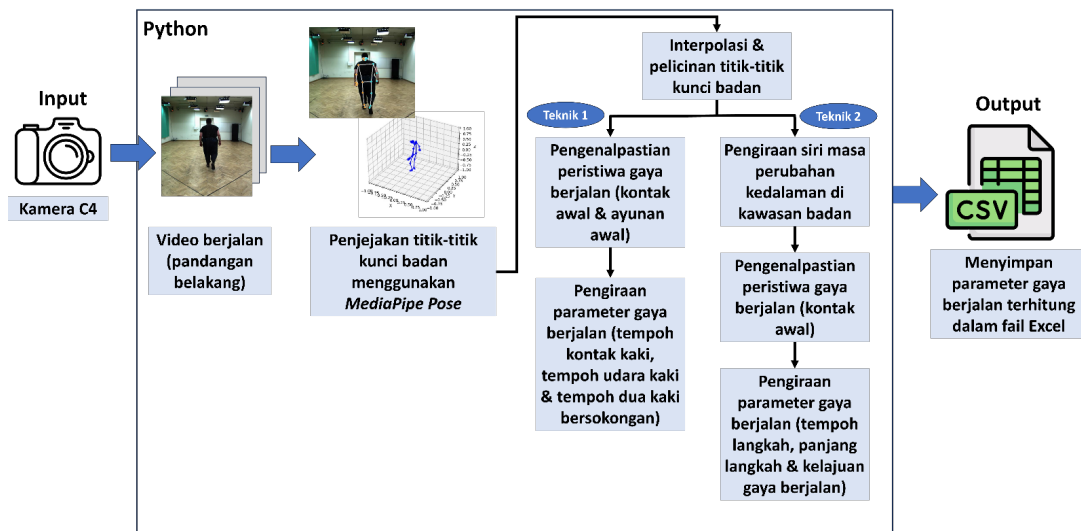


RAJAH 2. Kedudukan penanda sfera pada titik-titik kunci badan (rajab kiri: pandangan depan, rajab kanan: pandangan belakang)  
 Sumber: Kwolek et al. (2019)

MEKANISME KERJA SISTEM CADANGAN KAJIAN

Sistem cadangan kajian telah dilaksanakan menggunakan program Python yang berjalan pada komputer riba yang dilengkapi dengan CPU Intel (R) Core (TM) i7-12700H Gen ke-12 dan GPU Komputer Riba NVIDIA GeForce RTX3070Ti. Seperti yang digambarkan dalam Rajah 3, video dari kamera C4 (pandangan belakang) pada mulanya tertakluk kepada pemprosesan menggunakan model *MediaPipe Pose* untuk mengesan dan menjejaki lokasi titik-titik kunci badan dengan tepat. Seterusnya, koordinat

3D dunia sebenar dan koordinat 3D yang dinormalisasikan bagi titik-titik kunci badan tertakluk kepada pengisian jurang yang dicapai melalui interpolasi spline kublik dan pelicinan yang dicapai melalui penapis lulus-rendah jenis Butterworth. Lepas tu, dua teknik digunakan untuk pengiraan parameter gaya berjalan. Bagi teknik pertama, dengan menganalisis variasi informasi kedalaman (koordinat z) sendi buku lali, sistem menentukan masa peristiwa gaya berjalan yang penting dengan tepat, termasuk kontak awal dan ayunan awal. Dengan menggunakan masa peristiwa gaya berjalan yang dikenal pasti ini, sistem mengira parameter gaya berjalan seperti

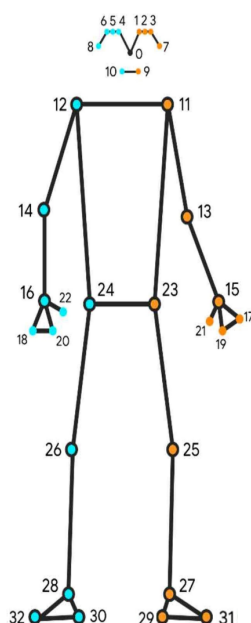


RAJAH 3. Mekanisme kerja sistem cadangan dalam kajian

tempoh kontak kaki, tempoh udara kaki dan tempoh dua kaki bersokongan. Bagi teknik kedua, siri masa perubahan kedalaman di kawasan badan dikira untuk menganggar perubahan panjang langkah. Lepas tu, masa berlakunya peristiwa gaya berjalan (kontak awal) akan dikenal pasti berdasarkan perbezaan menegak antara buku lali kiri dan kanan. Dengan menggunakan masa peristiwa gaya berjalan dan siri masa perubahan kedalaman yang dikenal pasti ini, sistem mengira parameter gaya berjalan seperti tempoh langkah, panjang langkah dan kelajuan gaya berjalan. Akhir sekali, parameter gaya berjalan yang diperolehi disimpan dalam fail Excel untuk rujukan masa depan bagi pakar klinikal.

#### PENJEJAKAN GAYA /TITIK-TITIK KUNCI BADAN MENGUNAKAN MEDIAPIPE POSE

*MediaPipe Pose* (Bazarevsky et al. 2020a) merupakan penyelesaian berlandaskan pembelajaran mesin yang ringan untuk pengesanan dan penjejakan gaya badan manusia secara masa nyata. Ia mengikuti mekanisme dua peringkat, iaitu pengesanan dan penjejakan. Dalam peringkat pengesanan, model mengenal pasti kewujudan badan manusia dalam imej atau bingkai video dan menentukan kawasan yang berkepentingan. Peringkat penjejakan menggunakan titik-titik kunci badan yang dikesan dalam peringkat awal sebagai titik-titik rujukan untuk menjejaki dan menganggarkan gaya badan dari semasa ke semasa. Dengan menganalisis kekoherenan temporal titik-titik rujukan ini, penjejak menyimpulkan perubahan gaya badan sepanjang video.



#### Titik-titik kunci badan:

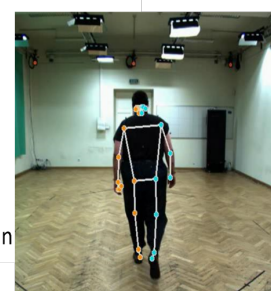
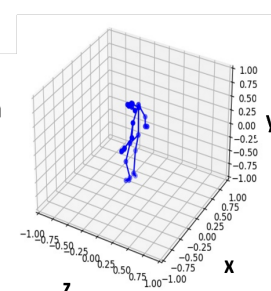
- 0 - hidung
- 1 - mata kiri (dalam)
- 2 - mata kiri
- 3 - mata kiri (luar)
- 4 - mata kanan (dalam)
- 5 - mata kanan
- 6 - mata kanan (luar)
- 7 - telinga kiri
- 8 - telinga kanan
- 9 - mulut (kiri)
- 10 - mulut (kanan)
- 11 - bahu kiri
- 12 - bahu kanan
- 13 - siku kiri
- 14 - siku kanan
- 15 - pergelangan tangan kiri
- 16 - pergelangan tangan kanan
- 17 - jari kelengkeng kiri
- 18 - jari kelengkeng kanan
- 19 - jari telunjuk kiri
- 20 - jari telunjuk kanan
- 21 - ibu jari kiri
- 22 - ibu jari kanan
- 23 - pinggul kiri
- 24 - pinggul kanan
- 25 - lutut kiri
- 26 - lutut kanan
- 27 - buku lali kiri
- 28 - buku lali kanan
- 29 - tumit kiri
- 30 - tumit kanan
- 31 - jari kaki telunjuk kiri
- 32 - jari kaki telunjuk kanan

Model *MediaPipe Pose* dengan khusus memilih pilihan kekompleksan model *BlazePose GHUM Heavy* kerana ketepatannya yang terunggul dalam menjejaki titik-titik kunci badan dengan berkesan. Pada awalnya, video berjalan yang dirakam dari pandangan belakang dimasukkan ke dalam model yang dipilih dan dijalankan melalui program Python untuk membolehkan penjejakan 33 koordinat 3D dunia sebenar yang terhasil bagi titik-titik kunci badan, seperti yang ditunjukkan dalam Rajah 4. Setiap titik kunci badan mengandungi data koordinat berikut:

1. x dan y: Koordinat titik kunci badan dalam meter, relatif terhadap asalan pinggul tengah.
2. z: Kedalaman titik kunci badan dalam meter, dengan asalan ditetapkan pada pinggul tengah.

Pada masa yang sama, 33 koordinat 3D yang dinormalisasikan bagi titik-titik kunci badan juga dijejaki (Rajah 4). Setiap titik kunci badan mengandungi data koordinat berikut:

1. x dan y: Koordinat titik kunci badan yang dinormalisasikan kepada [0.0, 1.0] berdasarkan lebar dan tinggi imej masing-masing.
2. z: Kedalaman titik kunci badan, dengan asalan ditetapkan pada pinggul tengah. Magnitud z menggunakan skala yang hampir sama dengan x.



RAJAH 4. 33 titik kunci badan yang dikesan oleh *MediaPipe Pose*

INTERPOLASI DAN PELICINAN TITIK-TITIK KUNCI BADAN

Interpolasi spline kubik telah digunakan untuk menganggarkan nilai di antara data titik kunci badan yang dihasilkan menggunakan model *MediaPipe Pose*, dengan itu mencipta sebuah lengkung yang lancar dan berterusan melalui titik data yang dihasilkan. Untuk mengurangkan kebisingan dan meningkatkan ketepatan, koordinat titik-titik kunci badan telah dianggarkan dengan mengaplikasikan penapis lulus-rendah jenis Butterworth tertib-kesepuluh dengan frekuensi pemotongan sebanyak 0.8828 Hz supaya hampir sama dengan koordinat sebenar.

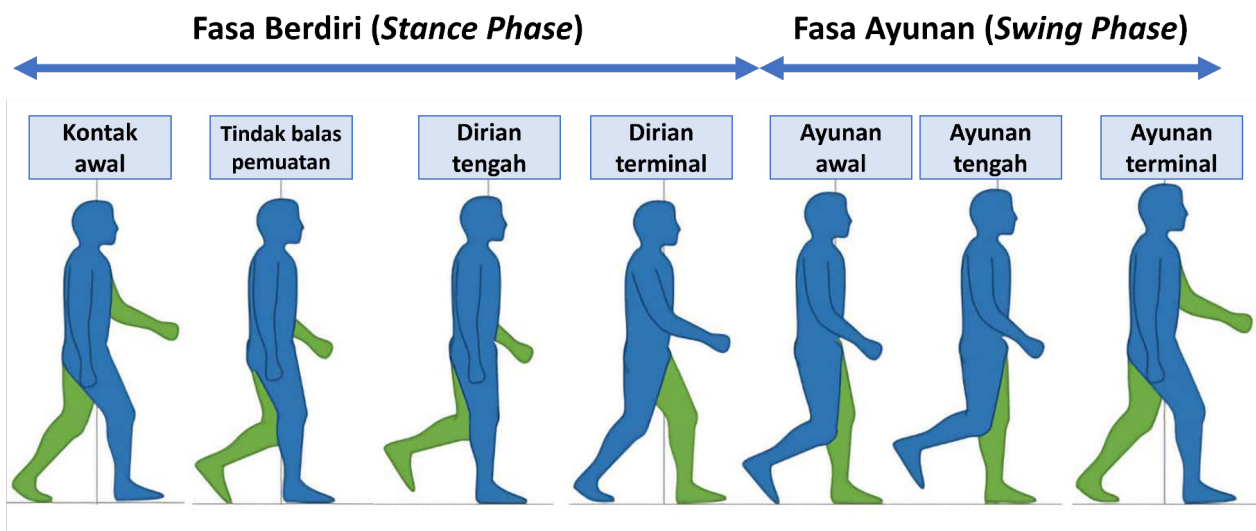
TEKNIK 1A: PENGENALPASTIAN PERISTIWA GAYA BERJALAN PENTING: KONTAK AWAL DAN AYUNAN AWAL

Dalam Rajah 5, kitaran gaya berjalan (*gait*) biasa digambarkan secara visual dan terdiri daripada dua fasa utama: fasa berdiri (*stance phase*) dan fasa ayunan (*swing phase*). Fasa berdiri terdiri daripada kontak awal, tindak

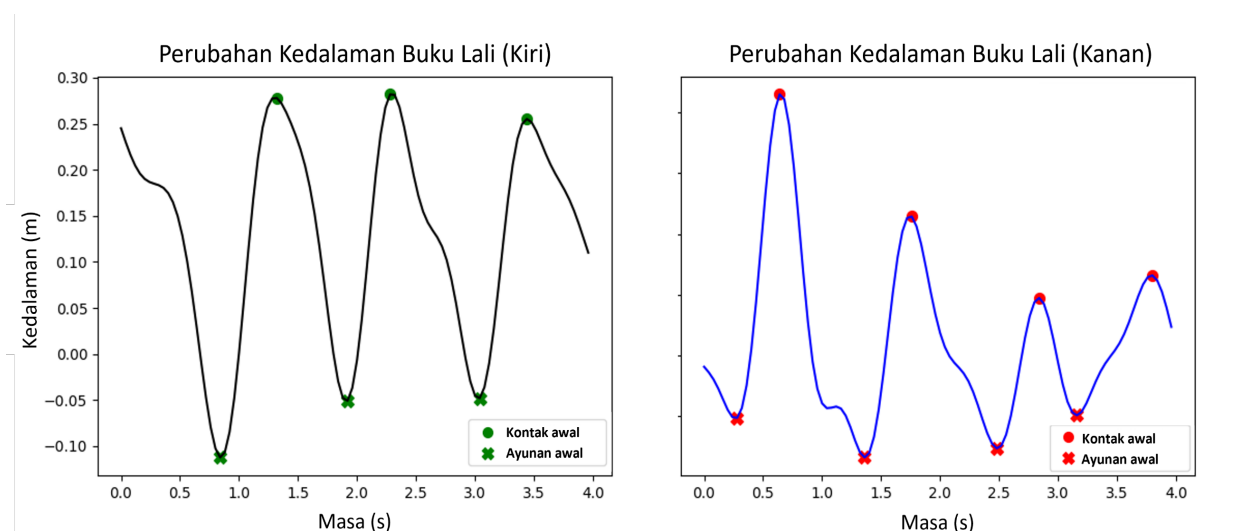
balas pemuatan, dirian tengah dan dirian terminal manakala fasa ayunan terdiri daripada ayunan awal, ayunan tengah dan ayunan terminal. Pengenalpastian waktu peristiwa kontak awal dan ayunan awal memainkan peranan penting dalam memastikan pengiraan parameter gaya berjalan yang tepat. Seperti yang digambarkan dalam Rajah 5, dalam kitaran gaya berjalan, peristiwa kontak awal berlaku apabila jari kaki telunjuk mencapai kedudukan terdempannya ke hadapan (menunjukkan kedalaman relatif buku lali yang maksimum berbanding dengan pinggul tengah sebagai titik rujukan). Sebaliknya, peristiwa ayunan awal berlaku apabila jari kaki telunjuk mencapai kedudukan terjauhnya ke belakang (mewakili kedalaman relatif buku lali yang minimum dengan mengambil kira pinggul tengah sebagai titik rujukan).

Untuk membantu mengenal pasti peristiwa gaya berjalan, khususnya kontak awal dan ayunan awal, sebuah graf yang menggambarkan perubahan kedalaman (koordinat z dunia sebenar) buku lali bagi sisi kiri dan kanan telah diplotkan (Rajah 6). Penanda bulat pada graf menunjukkan waktu berlakunya peristiwa kontak awal, manakala penanda silang menunjukkan waktu berlakunya peristiwa ayunan awal.

## Kitaran Gaya Berjalan (*Gait*)



RAJAH 5. Kitaran gaya berjalan (*gait*) individu yang sihat



RAJAH 6. Graf perubahan kedalaman (koordinat z dunia sebenar) buku lali lawan masa

#### TEKNIK 1B: PENGIRAAN PARAMETER GAYA BERJALAN

Waktu-waktu berlakunya peristiwa kontak awal dan ayunan awal yang direkodkan membolehkan pengiraan parameter

gaya berjalan untuk setiap kitaran gaya berjalan, seperti yang ditunjukkan dalam Jadual 1. Selepas itu, median parameter gaya berjalan ditentukan dan disimpan dalam fail Excel untuk rujukan masa depan oleh pakar klinik.

JADUAL 1. Definisi dan formula pengiraan parameter gaya berjalan

Parameter Gaya Berjalan	Definisi	Kaki	Formula
Tempoh kontak kaki (saat)	Masa ketika kaki bersentuhan dengan permukaan tanah semasa berjalan	Kiri (L)	Masa ayunan awal (L) – Masa kontak awal (L)
		Kanan (R)	Masa ayunan awal (R) – Masa kontak awal (R)
Tempoh udara kaki (saat)	Masa ketika kaki berada di udara semasa berjalan	Kiri (L)	Masa kontak awal (L) – Masa ayunan awal (L)
		Kanan (R)	Masa kontak awal (R) – Masa ayunan awal (R)
Tempoh dua kaki bersokongan (saat)	Tempoh kedua-dua kaki bersentuhan dengan tanah untuk menyokong berat badan seseorang semasa berjalan	Kiri ke kanan (L2R)	Masa ayunan awal (L) – Masa kontak awal (R)
		Kanan ke kiri (R2L)	Masa ayunan awal (R) – Masa kontak awal (L)

#### TEKNIK 2A: PENGIRAAN SIRI MASA PERUBAHAN KEDALAMAN DI KAWASAN BADAN

Daripada menggunakan data siri masa maklumat kedalaman titik kunci badan yang dijana oleh model *MediaPipe Pose*, data siri masa yang mengesan perubahan dalam kedalaman kawasan badan telah dikira semula. Hal ini demikian kerana pendekatan ini memberikan ketepatan yang lebih tinggi. Khususnya, siri masa perubahan kedalaman di kawasan badan berbanding dengan

kedalaman rujukan awal telah dikira dan akan digunakan dalam pengiraan parameter gaya berjalan, iaitu panjang langkah dan kelajuan gaya berjalan. Pengiraan perubahan kedalaman ( $\Delta d_i$ ) dijalankan menggunakan Persamaan (1):

$$\Delta d_i = \frac{d_{ref}}{s_{ratio}} - d_{ref} \quad (1)$$

Dalam persamaan ini,  $d_{ref}$  mewakili kedalaman rujukan awal individu berbanding dengan kedudukan

kamera dalam satah hadapan, yang ditetapkan pada 2.33 meter. Sementara itu,  $S_{ratio}$  adalah nisbah saiz piksel individu berbanding dengan saiz piksel kawasan badan pada kedalaman rujukan awal. Pilihan telah dibuat untuk memberikan tumpuan kepada kawasan badan (ditentukan dengan mengambil punca kuasa dua daripada hasil ketinggian badan dan lebar bahu untuk memastikan penskalaan saiz yang sesuai dalam Persamaan 1). Pilihan ini dibuat kerana terdapat hanya sedikit putaran dalam satah melintang semasa kitaran gaya berjalan, memastikan perspektif yang konsisten sepanjang percubaan gaya berjalan (Chung et al. 2010).

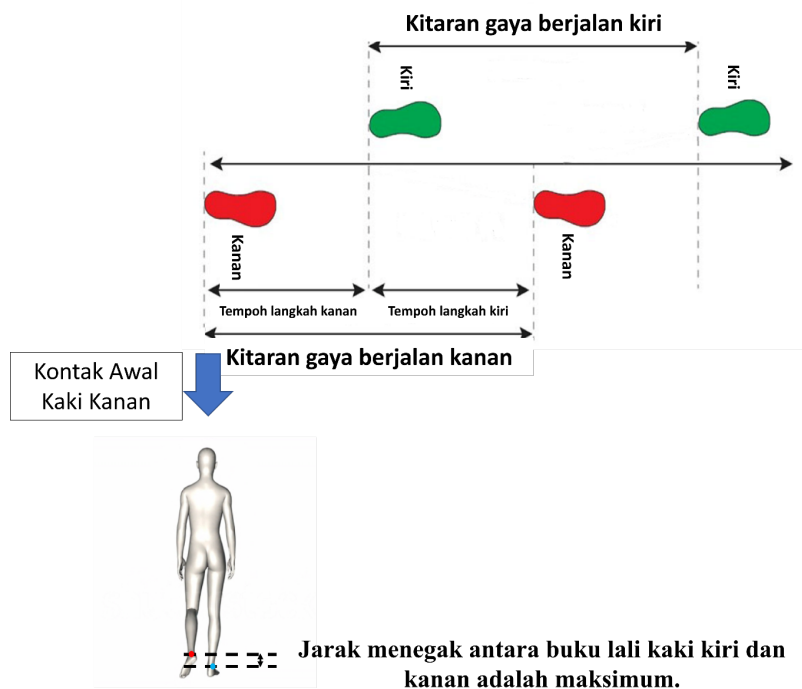
TEKNIK 2B: PENGENALPASTIAN PERISTIWA GAYA BERJALAN (KONTAK AWAL)

Peristiwa-peristiwa gaya berjalan utama yang digunakan untuk mengekstrak ciri-ciri gaya berjalan seperti tempoh langkah, panjang langkah dan kelajuan gaya berjalan dalam kajian ini adalah kontak awal kaki kiri dan kanan. Peristiwa kontak awal kaki kanan berlaku apabila jarak menegak antara titik kunci buku lali kaki kiri dan kanan adalah maksimum (Rajah 7). Peristiwa kontak awal kaki kiri berlaku apabila jarak menegak antara titik kunci buku lali kaki kiri dan kanan adalah minimum (Rajah 8). Persamaan (2) digunakan untuk mengira jarak menegak antara titik kunci buku lali kaki kiri dan kanan yang telah diinterpolasi melalui interpolasi spline kubik ( $d_y$ ).

$$d_y = [buku\ lali\ kanan\ (y) - buku\ lali\ kiri\ (y)] \times ketinggian\ bingkai\ video \tag{2}$$

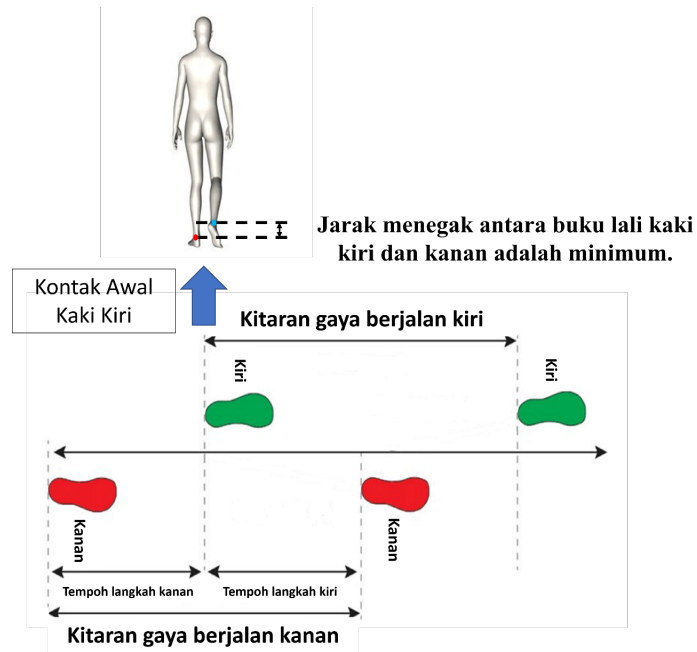
Dalam persamaan ini, *buku lali kanan (y)* mewakili koordinat y buku lali kanan yang dinormalisasikan manakala *buku lali kiri (y)* mewakili koordinat y buku lali kiri yang dinormalisasikan. *Ketinggian bingkai video* ditetapkan pada 540 piksel.

Jarak menegak antara titik kunci buku lali kaki kiri dan kanan kemudian dilicinkan menggunakan penapis purata bergerak dengan saiz tingkap 15. Penggunaan penapis purata bergerak adalah penting untuk mengurangkan kebisingan dan meningkatkan ketepatan semasa mengira perbezaan jarak buku lali kaki. Saiz tingkap 15 dipilih untuk mencapai keseimbangan antara pengurangan kebisingan dan kepekaan terhadap perubahan dalam kedudukan buku lali kaki, dengan mengambil kira ciri-ciri isyarat dan keperluan pengenalan peristiwa gaya berjalan yang boleh dipercayai. Untuk membantu mengenal pasti peristiwa gaya berjalan, khususnya kontak awal kaki kiri dan kontak awal kaki kanan, sebuah graf yang menggambarkan jarak menegak antara titik kunci buku lali kaki kiri dan kanan telah diplotkan (Rajah 9). Puncak positif pada graf menunjukkan waktu berlakunya peristiwa kontak awal kaki kanan, manakala puncak negatif menunjukkan waktu berlakunya peristiwa kontak awal kaki kiri apabila peserta kajian berjalan menjauhi kamera dalam satah hadapan.



RAJAH 7. Jarak menegak antara buku lali kaki kiri dan kanan adalah maksimum untuk peristiwa kontak awal kaki kanan





RAJAH 8. Jarak menegak antara buku lali kaki kiri dan kanan adalah minimum untuk peristiwa kontak awal kaki kiri



RAJAH 9. Graf jarak menegak antara buku lali kaki kiri dan kanan lawan masa (LHS: kontak awal kaki kiri, RHS: kontak awal kaki kanan)

TEKNIK 2C: PENGIRAAN PARAMETER GAYA BERJALAN

Berdasarkan waktu peristiwa kontak awal yang dikenal pasti, masa langkah dikira sebagai tempoh di antara kontak awal berturutan bagi kedua-dua kaki. Kawasan berwarna

hijau dan merah dalam Rajah 9 mewakili masa yang diperlukan untuk satu langkah kaki kanan dan kiri masing-masing. Dengan menggabungkan waktu-waktu berlakunya peristiwa kontak awal yang direkodkan dan siri masa perubahan kedalaman di kawasan badan, kita boleh mengira parameter gaya berjalan seperti panjang langkah

dan kelajuan gaya berjalan untuk setiap kitaran gaya berjalan, seperti yang ditunjukkan dalam Jadual 2. Selepas

itu, median parameter gaya berjalan ditentukan dan disimpan dalam fail Excel untuk rujukan masa depan oleh pakar klinik.

JADUAL 2. Definisi dan formula pengiraan parameter gaya berjalan

Parameter Gaya Berjalan	Definisi	Kaki	Formula
Tempoh langkah (saat)	Masa yang diperlukan untuk bergerak satu langkah	Kiri (L)	$T_{kiri} = T_{kontrak\ awal}(langkah\ kanan\ seterusnya) - T_{kontakawal}(langkah\ kiri\ semasa\ kini)$
		Kanan (R)	$T_{kanan} = T_{kontrak\ awal}(langkah\ kiri\ seterusnya) - T_{kontakawal}(langkah\ kanan\ semasa\ kini)$
Panjang langkah (meter)	Jarak antara kontak awal kaki satu dengan kontak awal kaki yang berlawanan ketika seseorang berjalan	Kiri (L)	$L_{kiri} = \Delta d_{kontrak\ awal}(langkah\ kanan\ seterusnya) - \Delta d_{kontakawal}(langkah\ kiri\ semasa\ kini)$
		Kanan (R)	$L_{kanan} = \Delta d_{kontra\ awal}(langkah\ kiri\ seterusnya) - \Delta d_{kontakawal}(langkah\ kanan\ semasa\ kini)$
Kelajuan gaya berjalan (meter/saat)	Kelajuan seseorang berjalan	Keseluruhan	$v_{jalan} = \frac{L_{kiri} + L_{kanan}}{T_{kiri} + T_{kanan}}$

$T_{kontrak\ awal}$  mewakili masa kontak awal,  $\Delta d_{kontrak\ awal}$  mewakili kedalaman di kawasan badan pada masa kontak awal.

ANALISIS STATISTIK

Kebolehpercayaan dan ketepatan sistem cadangan kajian dinilai menggunakan IBM SPSS Statistics v26. Untuk menilai prestasinya berbanding sistem penangkapan gerakan 3D *Vicon* yang menjadi piawaian, analisis Bland-Altman digunakan sebagai penilaian visual. Selain itu, statistik deskriptif dijalankan untuk mengira julat ralat, julat ralat mutlak, purata, dan sisihan piawai parameter gaya berjalan yang diperolehi dari kedua-dua sistem penangkapan gerakan *Vicon* dan sistem cadangan kajian (*MediaPipe Pose*).

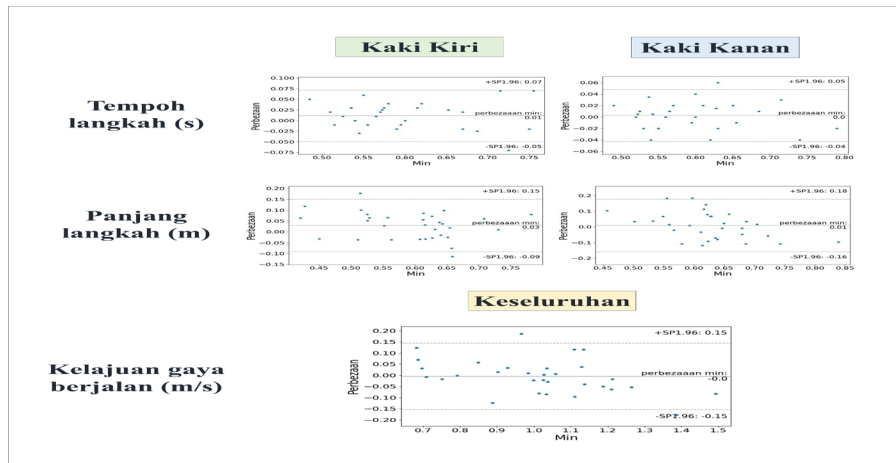
KEPUTUSAN DAN PERBINCANGAN

KEPUTUSAN

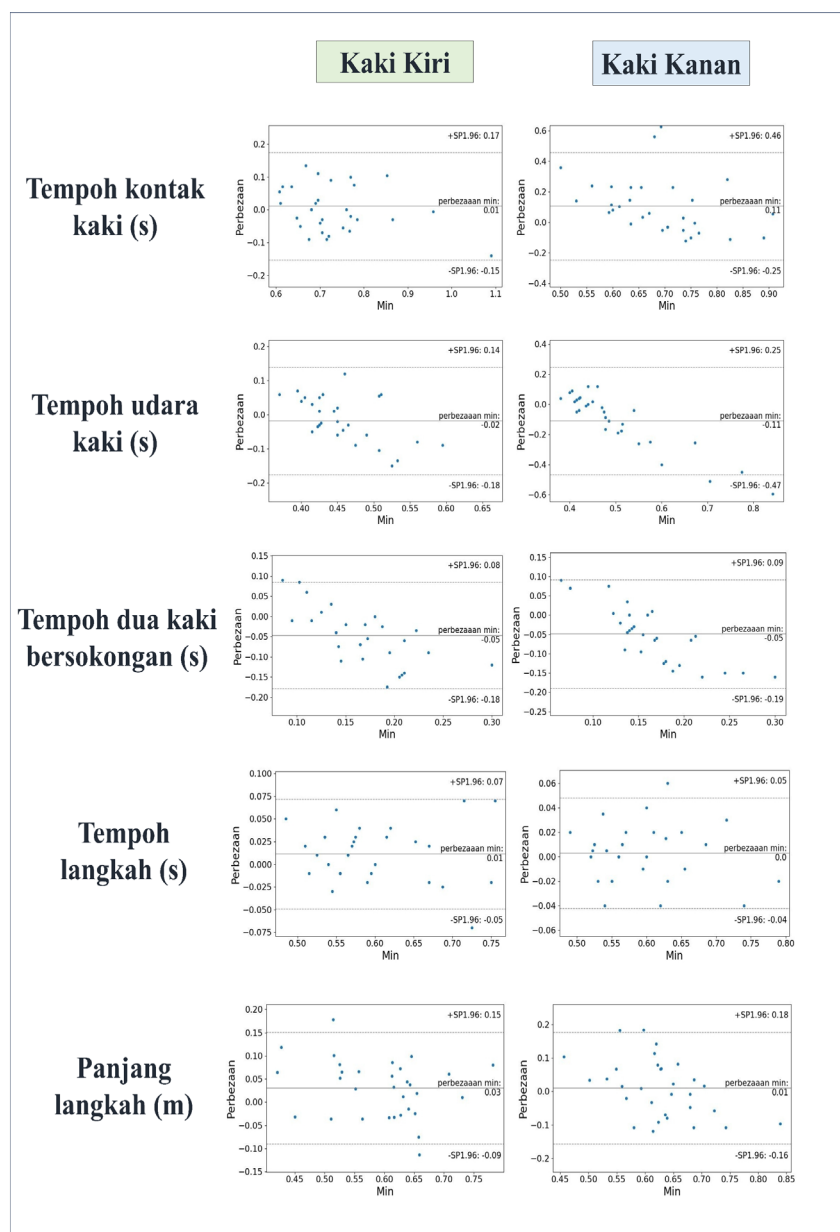
Untuk menilai keberkesanan sistem cadangan kajian, analisis Bland-Altman telah dijalankan dan hasilnya digambarkan dalam Rajah 10 dan Rajah 11. Ketepatan penganggaran gaya menunjukkan kecenderungan terhadap kaki kiri berbanding kaki kanan secara konsisten bagi parameter tempoh kontak kaki dan tempoh udara kaki. Plot taburan dalam analisis Bland-Altman menunjukkan taburan titik yang berbeza di atas dan di bawah sifar, menunjukkan

ketiadaan kecenderungan yang konsisten antara sistem penangkapan gerakan *Vicon* dan sistem cadangan kajian. Hanya 1 hingga 2 titik yang terletak di luar julat purata ± 1.96 sisihan piawai (SP) untuk parameter gaya berjalan seperti kelajuan gaya berjalan, tempoh kontak kaki kanan, tempoh udara kaki kanan, tempoh dua kaki bersokongan (kaki kiri tukar kepada kaki kanan), tempoh langkah dan panjang langkah. Perbezaan dalam parameter gaya berjalan dalam julat purata ± 1.96 sisihan piawai tidak signifikan, menunjukkan bahawa dua kaedah ini boleh digunakan secara bergantian. Walau bagaimanapun, perlu diingatkan bahawa data yang dipaparkan tidak sejajar dengan sifar, menunjukkan persetujuan sederhana antara sistem penangkapan gerakan *Vicon* dan sistem cadangan kajian.

Selepas menganalisis data yang terdapat dalam Jadual 3, perbandingan antara sistem penangkapan gerakan *Vicon* dan sistem cadangan kajian (*MediaPipe Pose*) menunjukkan variasi yang kecil dalam parameter gaya berjalan untuk setiap peserta kajian yang sihat, dengan julat ralat dari -0.30 hingga 0.29. Parameter gaya berjalan yang dikira, seperti tempoh kontak kaki, tempoh udara kaki, tempoh dua kaki bersokongan, tempoh langkah, panjang langkah dan kelajuan gaya berjalan, menunjukkan julat ralat mutlak yang berkisar dari 0.00 hingga 0.30. Perlu diperhatikan bahawa tempoh kontak kaki kanan dan tempoh udara kaki kanan menunjukkan julat ralat dan julat ralat mutlak yang tertinggi.



RAJAH 10. Plot Bland-Altman untuk parameter gaya berjalan secara keseluruhan



RAJAH 11. Plot Bland-Altman untuk parameter gaya berjalan (kaki kiri dan kaki kanan)

JADUAL 3. Ringkasan statistik deskriptif bagi parameter gaya berjalan untuk setiap peserta kajian yang sihat

Parameter Gaya Berjalan	Kaki	Min±Sisihan Piawai ( <i>Vicon</i> )	Min±Sisihan Piawai ( <i>MediaPipe Pose</i> )	Ralat ( <i>Vicon</i> – <i>MediaPipe Pose</i> )	Ralat Mutlak ( <i>Vicon</i> – <i>MediaPipe Pose</i> )
Tempoh kontak kaki (saat)	Kiri	0.74±0.10	0.73±0.12	[-0.07, 0.09]	[0.00, 0.12]
	Kanan	0.74±0.11	0.64±0.16	[-0.07, 0.29]	[0.00, 0.30]
Tempoh udara kaki (saat)	Kiri	0.45±0.04	0.47±0.10	[-0.10, 0.06]	[0.01, 0.11]
	Kanan	0.45±0.05	0.58±0.20	[-0.30, 0.08]	[0.00, 0.30]
Tempoh dua kaki bersokongan (saat)	Kiri ke kanan	0.14±0.03	0.19±0.07	[-0.12, 0.02]	[0.02, 0.12]
	Kanan ke kiri	0.14±0.03	0.19±0.08	[-0.12, 0.02]	[0.02, 0.12]
Tempoh langkah (saat)	Kiri	0.60±0.07	0.59±0.08	[-0.02, 0.04]	[0.01, 0.05]
	Kanan	0.59±0.07	0.59±0.07	[-0.017, 0.023]	[0.01, 0.03]
Panjang langkah (meter)	Kiri	0.61±0.08	0.58±0.10	[-0.03, 0.09]	[0.02, 0.10]
	Kanan	0.63±0.07	0.62±0.10	[-0.08, 0.10]	[0.02, 0.12]
Kelajuan gaya berjalan (meter/saat)	Keseluruhan	1.01±0.19	1.02±0.22	[-0.084, 0.076]	[0.01, 0.11]

## PERBINCANGAN

Dalam bahagian ini, perbandingan akan dijalankan bagi penilaian gaya berjalan menggunakan *MediaPipe Pose* dalam satah sagital dan hadapan, dengan tumpuan kepada ralat mutlak untuk menilai kebolehppercayaan dan ketepatan mereka. Perbandingan tersebut terhad kepada parameter gaya berjalan temporal, khususnya, tempoh kontak kaki, tempoh udara kaki, masa dua kaki bersokongan, dan tempoh langkah. Perlu diingatkan bahawa kedua-dua analisis menggunakan model *MediaPipe Pose*, yang dikenali kerana kecekapan dalam penggunaan kuasa komputasi, mencadangkan potensi penggunaan pada peranti pinggir pada masa depan.

Jadual 4 menyajikan hasil perbandingan, menunjukkan bahawa, secara keseluruhannya, analisis gaya berjalan dalam satah sagital menggunakan *MediaPipe Pose* menghasilkan ralat mutlak yang lebih rendah berbanding dengan satah hadapan, kecuali tempoh langkah (kaki kanan). Perbezaan ini terutamanya disebabkan oleh kekangan dalam ketepatan anggaran kedalaman titik kunci badan (koordinat z) dalam *MediaPipe Pose* berbanding dengan ketepatan dalam koordinat x dan y. Oleh itu, analisis

gaya berjalan dalam satah sagital, dengan menggunakan koordinat x dan y titik kunci badan daripada *MediaPipe Pose*, menghasilkan parameter gaya berjalan yang lebih tepat.

Walau bagaimanapun, adalah penting untuk mengiktiraf bahawa hasil analisis gaya berjalan dalam satah hadapan masih menunjukkan potensi yang positif, kerana analisis gaya berjalan dalam satah hadapan mengekalkan ralat mutlak yang boleh diterima (berkisar antara 0.00 s hingga 0.30 s). Tambahan pula, analisis gaya berjalan dalam satah hadapan menawarkan kelebihan praktikal seperti pengumpulan data yang mudah dengan pandangan yang jelas terhadap subjek, memerlukan ruang yang minima, menjadikannya sesuai untuk aplikasi di rumah dan klinik. Selain itu, analisis gaya berjalan dalam satah hadapan mengurangkan isu titik kunci badan yang terlindung disebabkan pergerakan kaki semasa berjalan.

Untuk penambahbaikan pada masa hadapan, model *MediaPipe Pose* boleh dilatih semula bagi meningkatkan ketepatan anggaran kedalaman titik kunci badan. Peningkatan ini secara tidak langsung akan menyumbang kepada ketepatan analisis gaya berjalan yang lebih tinggi dalam satah hadapan.

JADUAL 4. Ralat mutlak bagi analisis gaya berjalan dalam satah sagital dan satah hadapan menggunakan *MediaPipe Pose*

Parameter Gaya Berjalan	Kaki	Ralat Mutlak (Satah Sagital)	Ralat Mutlak (Satah Hadapan)
Tempoh kontak kaki (saat)	Kiri	[0.00, 0.04]	[0.00, 0.12]
	Kanan	[0.00, 0.08]	[0.00, 0.30]
Tempoh udara kaki (saat)	Kiri	[0.01, 0.05]	[0.01, 0.11]
	Kanan	[0.01, 0.05]	[0.00, 0.30]
Tempoh dua kaki bersokongan (saat)	Kiri ke kanan	[0.00, 0.04]	[0.02, 0.12]
	Kanan ke kiri	[0.01, 0.07]	[0.02, 0.12]
Tempoh langkah (saat)	Kiri	[0.00, 0.04]	[0.01, 0.05]
	Kanan	[0.00, 0.04]	[0.01, 0.03]

## KESIMPULAN

Model *MediaPipe Pose* tanpa penanda telah muncul sebagai alat berkompetitif untuk automasi analisis gaya berjalan dalam satah hadapan tanpa keperluan pakar klinikal. Ia menawarkan pengiraan yang tepat bagi parameter gaya berjalan, menjadikannya sebagai alternatif yang boleh dipercayai kepada sistem penangkapan gerakan *Vicon* yang terkenal. Keberkesanan model ini dalam menilai gaya berjalan (*gait*) dalam satah hadapan disokong oleh nilai ralat mutlak yang rendah, berkisar dari 0.00 hingga 0.30. Analisis gaya berjalan sistem ini berpotensi untuk diperluaskan dengan menggabungkan penilaian kinematik sendi bawah.

Sistem cadangan kajian pada masa ini terhad kepada individu yang sihat. Walau bagaimanapun, terdapat potensi untuk memperluaskan kajian ini untuk merangkumi populasi klinikal dengan gangguan gaya berjalan seperti strok, penyakit Parkinson, dan ataksia serebelum pada masa depan. Ini boleh dicapai dengan melatih model penjejakan gaya badan manusia yang disesuaikan kepada populasi khusus ini dan menambahbaik algoritma penilaian gaya berjalan. Selain itu, walaupun sistem yang dicadangkan pada masa ini hanya memberi tumpuan kepada penilaian gaya berjalan, terdapat peluang untuk meningkatkan keupayaannya dengan mengintegrasikan analisis kinematik, dengan demikian memberikan analisis yang lebih komprehensif untuk pemantauan kesihatan manusia.

Di samping itu, pendekatan ini boleh digabungkan dengan teknologi satelit untuk meningkatkan kemampuan e-kesihatan. Ia membolehkan pemantauan pesakit dari jarak jauh, menyokong pemulihan, memudahkan perundingan jarak jauh dan diagnosis jarak jauh, dan meluaskan perkhidmatan kesihatan ke kawasan yang terjejas akibat bencana atau terpencil.

## PENGHARGAAN

Penyelidikan ini menerima sokongan kewangan daripada Dana Kerjasama Antarabangsa (ICF) di bawah nombor geran IF1020Q1322 yang ditajakan oleh Kementerian Sains, Teknologi, dan Inovasi (MOSTI) Malaysia.

## PENGISYTIHARAN KEPENTINGAN BERSAING

Tiada.

## RUJUKAN

- Abd Shattar, Normurniyati, Kok Beng Gan, and Noor Syazwana Abd Aziz. 2021. Experimental setup for markerless motion capture and landmarks detection using OpenPose during dynamic gait index measurement. In *2021 7th International Conference on Space Science and Communication (IconSpace)*, 286–89. IEEE. <https://doi.org/10.1109/IconSpace53224.2021.9768699>.
- Bazarevsky, Valentin, Ivan Grishchenko, Karthik Raveendran, Tyler Zhu, Fan Zhang, and Matthias Grundmann. 2020a. “BlazePose: On-Device Real-Time Body Pose Tracking.” *ArXiv (Cornell University)*. <https://doi.org/10.48550/arxiv.2006.10204>.
- . 2020b. “BlazePose: On-Device Real-Time Body Pose Tracking,” June. <http://arxiv.org/abs/2006.10204>.
- Cao, Zhe, Gines Hidalgo, Tomas Simon, Shih-En Wei, and Yaser Sheikh. 2021. OpenPose: realtime multi-person 2D pose estimation using part affinity fields. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 43 (1): 172–86. <https://doi.org/10.1109/TPAMI.2019.2929257>.
- Chen, Pei-Hao, Rong-Long Wang, De-Jyun Liou, and Jin-Siang Shaw. 2013. Gait Disorders in Parkinson’s disease: Assessment and management. *International Journal of Gerontology* 7 (4): 189–93. <https://doi.org/10.1016/j.ijge.2013.03.005>.
- Chung, ChinYoub, MoonSeok Park, SangHyeong Lee, SeJin Kong, and KyoungMin Lee. 2010. Kinematic aspects of trunk motion and gender effect in normal adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 7 (1): 9. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-9>.
- Fernández-González, Pilar, Aikaterini Koutsou, Alicia Cuesta-Gómez, María Carratalá-Tejada, Juan Carlos Miangolarra-Page, and Francisco Molina-Rueda. 2020. Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors* 20 (11): 3154. <https://doi.org/10.3390/s20113154>.
- Hii, Chang Soon Tony, Kok Beng Gan, Nasharuddin Zainal, Norlinah Mohamed Ibrahim, Shahrul Azmin, Siti Hajar Mat Desa, Bart van de Warrenburg, and Huay Woon You. 2023. Automated Gait analysis based on a marker-free pose estimation model. *Sensors* 23 (14): 6489. <https://doi.org/10.3390/s23146489>.

- Hobara, Hiroaki, Yoshiyuki Kobayashi, Takashi Nakamura, Nobuya Yamasaki, Kimitaka Nakazawa, Masami Akai, and Toru Ogata. 2011. Lower extremity joint kinematics of stair ascent in transfemoral amputees. *Prosthetics & Orthotics International* 35 (4): 467–72. <https://doi.org/10.1177/0309364611425564>.
- Kwolek, Bogdan, Agnieszka Michalczyk, Tomasz Krzeszowski, Adam Switonski, Henryk Josinski, and Konrad Wojciechowski. 2019. Calibrated and synchronized multi-view video and motion capture dataset for evaluation of gait recognition. *Multimedia Tools and Applications* 78 (22): 32437–65. <https://doi.org/10.1007/s11042-019-07945-y>.
- Maji, Debapriya, Soyeb Nagori, Manu Mathew, and Deepak Poddar. 2022. YOLO-Pose: enhancing YOLO for multi person pose estimation using object keypoint similarity loss. In *2022 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW)*, 2636–45. IEEE. <https://doi.org/10.1109/CVPRW56347.2022.00297>.
- Ong, A M L, S J Hillman, and J E Robb. 2008. Reliability and validity of the edinburgh visual gait score for cerebral palsy when used by inexperienced observers. *Gait & Posture* 28 (2): 323–26. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.008>.
- Rahman, Md Mahmudur, Kok Beng Gan, and Noor Azah Aziz. 2023. A Review on challenges in telerehabilitation and human activity recognition approaches during Covid-19 pandemic. *Jurnal Kejuruteraan* 35 (3): 577–86. [https://doi.org/10.17576/jkukm-2023-35\(3\)-05](https://doi.org/10.17576/jkukm-2023-35(3)-05).
- Rahman, Md Mahmudur, Kok Beng Gan, Noor Azah Abd Aziz, Audrey Huong, and Huay Woon You. 2023. Upper limb joint angle estimation using wearable IMUs and personalized calibration algorithm. *Mathematics* 11 (4): 970. <https://doi.org/10.3390/math11040970>.
- Richards, Jim, David Levine, and Michael W. Whittle. 2022. *Whittle's Gait Analysis*. 6th ed. Elsevier.
- Stenum, Jan, Cristina Rossi, and Ryan T. Roemmich. 2021. Two-dimensional video-based analysis of human gait using pose estimation. *PLOS Computational Biology* 17 (4): e1008935. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1008935>.
- Tony Hii, Chang Soon, Kok Beng Gan, Huay Woon You, Nasharuddin Zainal, Norlinah Mohamed Ibrahim, Shahrul Azmin, and Normurniyati Abd Shattar. 2023. Frontal Plane Gait Analysis Using Pose Estimation Models. In *2023 IEEE 2nd National Biomedical Engineering Conference (NBEC)*, 1–6. IEEE. <https://doi.org/10.1109/NBEC58134.2023.10352623>.
- Tony Hii, Chang Soon, Kok Beng Gan, Nasharuddin Zainal, Norlinah Mohamed Ibrahim, Shahrul Azmin Md. Rani, and Normurniyati Abd Shattar. 2022. Marker free gait analysis using pose estimation model. In *2022 IEEE 20th Student Conference on Research and Development (SCoReD)*, 109–13. IEEE. <https://doi.org/10.1109/SCoReD57082.2022.9974096>.
- Valle, Giovanni Della, Chiara Caterino, Federica Aragosa, Fabiana Micieli, Dario Costanza, Cristina Di Palma, Alfonso Piscitelli, and Gerardo Fatone. 2021. Outcome after modified maquet procedure in dogs with unilateral cranial cruciate ligament rupture: evaluation of recovery limb function by use of force plate gait analysis. *PLoS ONE* 16(8): 1–11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0256011>.
- Viswakumar, Aditya, Venkateswaran Rajagopalan, Tathagata Ray, Pranitha Gottipati, and Chandu Parimi. 2022. Development of a robust, simple, and affordable human gait analysis system using bottom-up pose estimation with a smartphone camera. *Frontiers in Physiology* 12 (January). <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.784865>.
- Young, Fraser, Rachel Mason, Rosie Morris, Samuel Stuart & Alan Godfrey. 2023. Internet-of-things-enabled markerless running gait assessment from a single smartphone camera. *Sensors* 23 (2): 696. <https://doi.org/10.3390/s23020696>.