



Analisis Biomekanika Gerak Tubuh Selama Aktivitas Berjalan dan Berlari di Atas Treadmill

Rosita Wati¹, Intan Endarwati², Fidelina Yuniernanda Sitanggang³, Mutiarasari Lilinatri Nainggolan⁴, Doni Bowo Nugroho⁵, Muhammad Wildan Gifari⁶
Teknik Biomedis, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sumatera^{1,2,3,4,5,6}
rosita.wati@bm.itera.ac.id¹, intan.123430094@student.itera.ac.id²,
fidelina.123430066@student.itera.ac.id³, mutiarasari.123430123@student.itera.ac.id⁴,
doni.nugroho@bm.itera.ac.id⁵, wildan.gifari@bm.itera.ac.id⁶

Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis karakteristik kinematika linier tumit pada tiga kondisi lokomosi berjalan, berlari, dan berlari cepat sebagai dasar evaluasi biomekanik gerakan manusia. Penelitian ini menggunakan pendekatan kuantitatif deskriptif dengan metode observasional. Populasi penelitian adalah mahasiswa Program Studi Teknik Biomedis, dengan sampel sebanyak satu orang mahasiswa sehat yang dipilih secara *purposive sampling* berdasarkan kriteria inklusi tertentu. Gerakan direkam menggunakan kamera berkecepatan tinggi, dan kecepatan vertikal tumit dianalisis menggunakan perangkat lunak Kinovea. Parameter yang dianalisis meliputi kecepatan vertikal tumit terhadap waktu, panjang langkah, durasi fase *stance* dan *swing*, frekuensi langkah, serta durasi siklus dan dukungan kaki. Hasil menunjukkan adanya pola fluktuasi khas pada tiap aktivitas, di mana amplitudo kecepatan vertikal meningkat dan durasi fase *stance* menurun seiring bertambahnya kecepatan. Puncak tertinggi terjadi saat berlari cepat dengan nilai lebih dari 2700 piksel/detik. Temuan ini menunjukkan adanya penyesuaian biomekanik kompleks dalam menjaga efisiensi dan keseimbangan gerakan. Kesimpulannya, kecepatan vertikal tumit dapat menjadi indikator penting dalam mengevaluasi pola lokomosi dan mendeteksi potensi gangguan gerak, serta aplikatif dalam bidang rehabilitasi, pelatihan olahraga, dan pengembangan alat bantu gerak.

Kata Kunci: Biomekanika Gerakan, Kinematika Tumit, Kecepatan Vertikal, Analisis Video

Abstract

This study aims to analyze heel linear kinematics during walking, running, and sprinting as a basis for evaluating human movement biomechanics. A descriptive quantitative approach with an observational method was used. The population comprised Biomedical Engineering students, with one healthy participant selected via purposive sampling. Movements were recorded using a high-speed camera, and heel vertical velocity was analyzed using Kinovea software. Parameters observed included heel vertical velocity over time, stride and step length, stance and swing duration, cadence, gait cycle, and foot support phases. Results showed distinct fluctuation patterns for each activity, with higher velocity peaks and shorter stance phases at increased speeds. The highest peak, exceeding 2700 pixels/second, occurred during sprinting. These patterns reflect biomechanical adjustments to maintain balance and movement efficiency. In conclusion, heel vertical velocity serves as a useful indicator for understanding locomotor patterns and identifying potential gait disturbances. This method offers practical value in rehabilitation, sports training, and the development of assistive mobility devices.

Keyword: Movement Biomechanics, Heel Kinematics, Vertical Velocity, Video-based Motion Analysis

PENDAHULUAN

Biomekanika adalah ilmu yang mempelajari gerakan makhluk hidup menggunakan prinsip mekanika. Biomekanika membantu menjelaskan bagaimana gaya memengaruhi gerakan dan dampaknya terhadap tubuh, baik secara positif maupun negatif. Dengan alat konseptual dan matematis, biomekanika digunakan oleh profesional kinesiologi untuk memperbaiki atau mengamankan gerakan tubuh (Knudson, 2021). Sedangkan Biomekanika dalam olahraga berperan penting dalam memahami dan mengoptimalkan teknik gerak manusia agar lebih efektif, efisien, serta sesuai dengan mekanisme tubuh, sehingga mendukung performa olahraga dan proses rehabilitasi secara maksimal (Daharis dkk., 2022). Dalam model biomekanik, hasil dari suatu peristiwa pemicu ditentukan oleh interaksi antara gaya yang diberikan dan kemampuan jaringan tertentu untuk menoleransi gaya tersebut (Prasetyowibowo dkk, 2022).

Analisis biomekanika memegang peran penting dalam memahami aktivitas lokomotorik dasar manusia seperti berjalan dan berlari, karena keduanya merupakan bentuk utama pergerakan sehari-hari. Studi menunjukkan bahwa tubuh manusia secara alami memilih pola gerak yang paling efisien secara energi, dan pemahaman terhadap pola ini sangat krusial untuk meningkatkan performa fisik sekaligus mencegah cedera muskuloskeletal (Willwacher dkk., 2022). Melalui analisis biomekanik, dapat diidentifikasi parameter gerakan seperti sudut sendi, gaya reaksi tanah, serta aktivitas otot yang berkontribusi terhadap efisiensi dan kestabilan gerak (Perry & Burnfield, 2010). Penelitian oleh Peterson dkk. (2022) juga menyoroti bahwa variabel biomekanik tertentu, seperti kekuatan otot dan pola fleksibilitas lutut, berkaitan erat dengan risiko cedera pada pelari non-elit. Temuan-temuan ini menjadikan biomekanika sangat relevan dalam konteks kesehatan, kebugaran, hingga rehabilitasi fisik, di mana intervensi berbasis gait analysis telah terbukti mampu memperbaiki pola gerak dan mempercepat pemulihan pasien dengan gangguan lokomotorik (Skypala dkk., 2023).

Treadmill banyak digunakan dalam studi biomekanika karena memungkinkan kontrol variabel lingkungan seperti kecepatan, permukaan, dan durasi latihan, sehingga pengamatan gerak menjadi lebih konsisten dan terukur. Alat ini juga memudahkan perekaman data secara berkelanjutan dan *real-time* menggunakan sensor atau sistem kamera terintegrasi. Namun, penggunaan *treadmill* dapat menimbulkan perbedaan biomekanik dibandingkan permukaan alami, seperti perubahan panjang langkah, durasi fase *stance*, dan distribusi gaya reaksi tanah, yang dapat memengaruhi validitas

generalisasi hasil ke kondisi berjalan atau berlari di luar ruangan (Riley dkk., 2008; Van Hooren dkk., 2020).

Meskipun analisis biomekanika berjalan dan berlari telah banyak dikaji, studi yang secara khusus membandingkan pola biomekanik keduanya di treadmill masih relatif terbatas. Perbedaan mendasar pada fase langkah, panjang stride, ritme, dan distribusi gaya reaksi tanah antara berjalan dan berlari belum sepenuhnya dipahami dalam konteks *treadmill*, padahal faktor-faktor ini sangat mempengaruhi efisiensi gerak dan risiko cedera (Schache et al., 2014). Penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa panjang langkah dan frekuensi *stride* meningkat secara signifikan ketika transisi dari berjalan ke berlari, namun variabilitas pola gerak pada permukaan *treadmill* dapat memunculkan perbedaan dibandingkan dengan permukaan alami (Foster dkk., 2019). Kesenjangan ini membuka peluang penelitian lebih lanjut untuk mengeksplorasi hubungan antara fase gerak dan karakteristik mekanik guna pengembangan strategi pencegahan cedera dan peningkatan performa atletik (Mann & Hagy, 1980).

Berdasarkan urgensi pemahaman terhadap karakteristik gerak lokomotorik manusia, diperlukan analisis mendalam terhadap parameter biomekanika seperti panjang langkah (*stride length*), kecepatan, fase *stance–swing*, dan ritme langkah (*cadence*). Analisis ini tidak hanya penting untuk mengidentifikasi pola gerak yang efisien dan fungsional, tetapi juga memberikan data empiris yang dapat dijadikan dasar dalam perancangan program latihan, strategi rehabilitasi yang berbasis kebutuhan individu, serta pengembangan alat bantu gerak seperti prostesis dan ortosis. Oleh karena itu, penelitian ini bertujuan untuk menganalisis parameter biomekanika tersebut sebagai upaya mendukung pengambilan keputusan yang lebih tepat dalam bidang olahraga, terapi fisik, dan rekayasa medis.

METODE

Penelitian ini merupakan penelitian kuantitatif deskriptif dengan pendekatan observasional untuk menganalisis karakteristik kinematika linier tumit selama aktivitas berjalan, berlari, dan berlari cepat. Fokus utama penelitian adalah pengukuran kecepatan vertikal tumit sebagai indikator biomekanik dari perubahan fase langkah dan efisiensi gerakan. Populasi dalam penelitian ini adalah mahasiswa dari Program Studi Teknik Biomedis Institut Teknologi Sumatera. Sampel diambil secara purposive, yaitu satu orang mahasiswa sehat yang memenuhi kriteria inklusi: tidak memiliki riwayat gangguan

muskuloskeletal, mampu melakukan aktivitas berjalan dan berlari dengan normal, serta bersedia mengikuti prosedur pengambilan data.

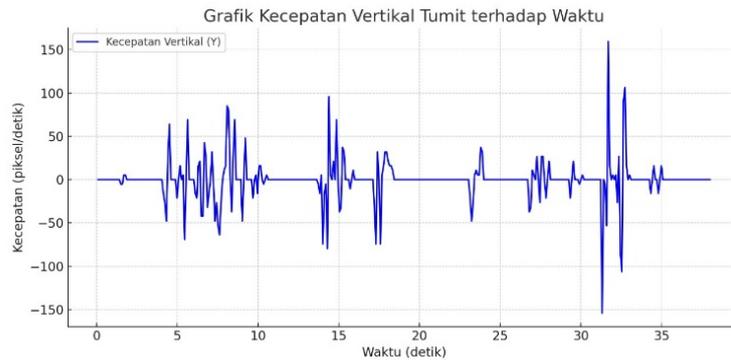
Partisipan diminta melakukan tiga jenis aktivitas locomotion di lintasan datar: berjalan dengan kecepatan 0,40–0,85 m/s, berlari dengan kecepatan 1,30–1,46 m/s, dan berlari cepat dengan kecepatan 3,00–3,40 m/s. Untuk keperluan perekaman gerakan, marker reflektif ditempatkan pada titik-titik anatomi utama ekstremitas bawah, seperti trochanter mayor, kondilus femur, dan maleolus lateral. Aktivitas tersebut direkam menggunakan kamera video kecepatan tinggi, dan analisis gerakan dilakukan menggunakan perangkat lunak Kinovea, yang memungkinkan pengamatan *frame-by-frame* serta pengukuran kecepatan vertikal tumit dalam satuan piksel per detik. Parameter gait yang dianalisis meliputi: kecepatan gait (m/s): panjang *stride* dibagi waktu tempuh, panjang *stride* dan *step* (cm), durasi fase *stance* dan *swing* (detik), *cadence* (langkah/menit), durasi siklus langkah (detik), persentase dukungan tunggal dan dukungan ganda (%).

Selain itu, dilakukan analisis grafik kecepatan vertikal terhadap waktu untuk mengidentifikasi fase-fase penting dalam siklus langkah, seperti *heel strike*, *toe-off*, dan transisi antara *stance* dan *swing*. Puncak kecepatan positif dan negatif dianalisis untuk menilai perubahan kecepatan ekstrem tumit dalam tiap kondisi aktivitas. Analisis data dilakukan secara deskriptif kuantitatif, dengan membandingkan parameter gait antar ketiga jenis aktivitas untuk mengevaluasi pola adaptasi biomekanik ekstremitas bawah. Hasil dalam bentuk grafik dan tabel digunakan untuk menginterpretasi fluktuasi kecepatan vertikal tumit dan parameter spatiotemporal lainnya.

HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Berjalan

Hasil kinematika linier ketika berjalan dapat ditunjukkan pada Gambar 1 yang memperlihatkan kinematika linier dari bagian tumit selama interval waktu tertentu, di mana sumbu horizontal merepresentasikan waktu dalam satuan detik dan sumbu vertikal menunjukkan kecepatan vertikal dalam satuan piksel per detik. Data yang ditampilkan merupakan hasil pengukuran kecepatan vertikal tumit saat berjalan.



Gambar 1. Grafik kecepatan vertikal terhadap waktu saat berjalan

Analisis grafik ini mengungkapkan dua puncak kecepatan vertikal yang sangat signifikan, yaitu pada sekitar detik ke-14 dan detik ke-31. Puncak kecepatan tertinggi mencapai lebih dari 150 piksel/detik, sementara puncak negatif terendah mendekati -150 piksel/detik. Puncak-puncak ini kemungkinan besar menunjukkan fase kontak awal (*heel strike*) dan fase dorongan (*toe-off*) dalam siklus langkah, di mana tumit mengalami perubahan kecepatan paling drastis akibat interaksi dengan permukaan tanah. Pada fase ini, tumit bergerak sangat cepat baik saat mendarat maupun saat terangkat dari permukaan, yang menandai transisi antara fase *stance* dan *swing*. Setelah puncak-puncak tersebut, kecepatan vertikal tumit menurun dan mendekati nol, mengindikasikan fase *stance* atau saat tumit berada dalam posisi menopang beban tubuh secara stabil. Fluktuasi kecepatan yang kembali muncul menandakan transisi ke fase *swing*, di mana tumit mulai terangkat dan bergerak ke depan untuk memulai langkah berikutnya.

Jika dibandingkan dengan bagian lain dari ekstremitas bawah seperti pinggul, lutut, atau mata kaki (meskipun tidak ditampilkan pada grafik ini), umumnya pola kecepatan mereka akan serupa tetapi dengan magnitudo yang lebih rendah. Hal ini mencerminkan bagaimana bagian-bagian tersebut berkontribusi terhadap kestabilan dan kontrol gerakan, di mana kecepatan pinggul dan lutut cenderung lebih seragam untuk menjaga keseimbangan tubuh selama berjalan.

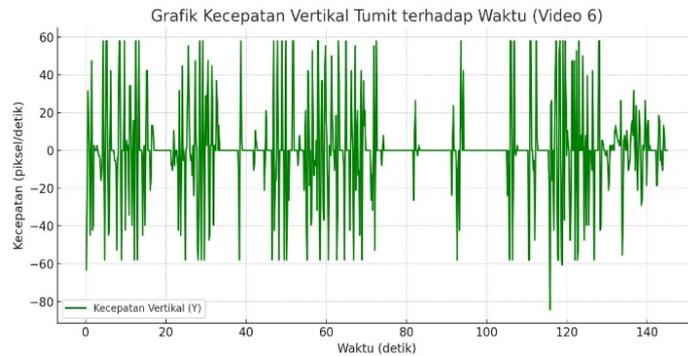
Hasil pengukuran menggunakan perangkat lunak Kinovea selama aktivitas berjalan ditampilkan dalam Tabel 1. Panjang *stride*, yakni total jarak yang dicapai dalam dua langkah berturut-turut, diperoleh dengan mengalikan panjang satu langkah kaki (*step*) sebesar 154,73 cm dengan dua. Kecepatan berjalan (*gait velocity*) dihitung berdasarkan pembagian antara panjang *stride* tersebut dan durasi waktu berjalan, yaitu 1,10 detik. Fase *stance*, yang menggambarkan periode saat kaki berada dalam kontak dengan permukaan

tanah, diukur dari awal sentuhan satu kaki hingga saat kaki yang lain terangkat, dengan durasi tercatat 0,70 detik. Adapun fase *swing*, yang menunjukkan saat kaki berada di udara, memiliki durasi 0,40 detik, dihitung sejak kaki yang lain meninggalkan tanah hingga kaki pertama kembali menyentuh tanah. Frekuensi langkah (*cadence*), yang menyatakan jumlah langkah per menit, dihitung melalui rumus pembagian 60 detik dengan rasio waktu 3 per 4,4 detik, dan menghasilkan nilai sebesar 57 langkah per menit. Siklus langkah didefinisikan sebagai rentang waktu dari saat satu kaki pertama menyentuh tanah hingga menyentuh tanah kembali pada langkah berikutnya.

Selain itu, parameter *single support* atau dukungan tunggal—yang mengacu pada persentase waktu satu kaki menopang tubuh selama satu siklus langkah—diperoleh dari perbandingan antara durasi fase *stance* dan total durasi siklus langkah, lalu dikalikan 100 persen. Dari hasil penghitungan, kaki kiri menunjukkan dukungan tunggal sebesar 36,36%, sedangkan kaki kanan sebesar 63,63%, dengan rata-rata keduanya sebesar 49,95%. Parameter lain yang dianalisis adalah *double support*, yaitu saat kedua kaki secara bersamaan menyentuh tanah dalam satu siklus. Durasi fase ini dihitung dengan membandingkan waktu keduanya menapak dengan total waktu siklus langkah, menghasilkan persentase sebesar 48,18%. Nilai-nilai ini memberikan gambaran mengenai kestabilan dan simetri gerakan berjalan, yang dapat menjadi indikator penting dalam evaluasi biomekanik individu.

B. Berlari

Analisis grafik pada Gambar 2 ini mengungkapkan adanya beberapa puncak kecepatan vertikal yang signifikan, baik positif maupun negatif, yang tersebar sepanjang rentang waktu pengamatan. Puncak kecepatan tertinggi mencapai sekitar 60 piksel/detik, sedangkan puncak negatif terendah mendekati -80 piksel/detik. Puncak-puncak ini kemungkinan besar menunjukkan fase-fase penting dalam siklus langkah, yaitu saat tumit melakukan kontak awal dengan permukaan (*heel strike*) dan saat tumit terangkat dari permukaan (*toe-off*). Pada momen-momen ini, tumit mengalami perubahan kecepatan paling drastis akibat interaksi dengan gaya reaksi tanah.



Gambar 2. Grafik kecepatan vertikal terhadap waktu saat berlari

Kecepatan vertikal tumit cenderung menurun dan mendekati nol setelah melewati puncak-puncak tersebut, yang mengindikasikan fase *stance*, yaitu saat tumit menopang beban tubuh secara stabil di atas permukaan. Fluktuasi kecepatan yang kembali muncul menandakan transisi ke fase *swing*, di mana tumit mulai terangkat dan bergerak ke depan untuk memulai langkah berikutnya. Pola fluktuasi kecepatan ini terjadi secara berulang sepanjang grafik, yang mencerminkan siklus langkah yang konsisten selama proses berjalan. Variasi amplitudo puncak kecepatan juga dapat mengindikasikan adanya perubahan intensitas langkah, kecepatan berjalan, atau adaptasi tubuh terhadap kondisi permukaan.

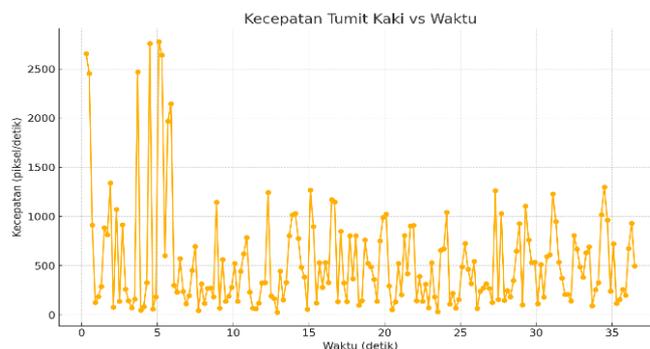
Panjang *stride* dalam analisis ini diperoleh dengan mengalikan panjang satu langkah kaki (*step*) sebesar 154,11 cm sebanyak dua kali, sehingga didapatkan total jarak tempuh per *stride*. Kecepatan berjalan (*gait velocity*) dihitung dengan membagi panjang *stride* tersebut dengan durasi langkah, yakni 0,77 detik. Fase *stance*, yaitu fase saat kaki menyentuh permukaan tanah, memiliki durasi sebesar 0,44 detik, diukur dari saat satu kaki melakukan kontak hingga kaki yang lain terangkat. Sementara itu, fase *swing*—saat kaki berada di udara—memiliki durasi 0,33 detik. Frekuensi langkah (*cadence*), yang menggambarkan jumlah langkah per menit, mencapai 90 langkah/menit. Satu siklus langkah didefinisikan sebagai waktu yang diperlukan sejak satu kaki menyentuh tanah hingga kaki yang sama melakukan kontak kembali.

Dalam evaluasi parameter pendukung lainnya, durasi saat satu kaki menopang tubuh dalam satu siklus langkah disebut sebagai fase dukungan tunggal (*single support*). Nilai ini diperoleh dengan membagi durasi fase *stance* dengan total waktu siklus langkah, lalu dikalikan 100 persen. Berdasarkan data, kaki kiri menunjukkan durasi dukungan tunggal

sebesar 57,14%, sedangkan kaki kanan sebesar 42,86%, sehingga rata-rata keduanya menghasilkan nilai 50%. Selain itu, fase *double support*—yaitu saat kedua kaki secara bersamaan menapak di tanah dalam satu siklus—dihitung dengan membagi waktu keduanya menapak dengan total siklus langkah, menghasilkan persentase sebesar 48,05%. Parameter-parameter ini memberikan wawasan penting tentang stabilitas dan simetri gerakan, yang sangat relevan dalam evaluasi gangguan lokomotorik maupun perancangan strategi terapi gerak yang lebih efektif.

C. Berlari Cepat

Analisis grafik pada Gambar 3 mengungkapkan adanya pola yang sangat khas, dengan kecepatan tertinggi terkonsentrasi pada 5 detik pertama pengukuran. Pada interval awal ini, terdapat beberapa puncak kecepatan yang sangat signifikan, mencapai nilai hingga 2700 piksel/detik. Puncak-puncak ekstrem ini kemungkinan menandakan fase adaptasi awal atau kalibrasi gerakan, mungkin saat subjek mulai berjalan atau saat perangkat pengukuran mulai diaktifkan.



Gambar 3. Grafik kecepatan vertikal terhadap waktu saat berlari cepat

Pola kecepatan tumit menunjukkan ritme yang lebih teratur dengan amplitudo yang lebih rendah, umumnya bervariasi antara 0-1200 piksel/detik. Fluktuasi berulang ini mencerminkan siklus langkah normal, dengan puncak kecepatan kemungkinan besar menunjukkan fase kontak awal (*heel strike*) dan fase dorongan (*toe-off*), sementara nilai kecepatan yang lebih rendah mengindikasikan fase stance atau *mid-swing*. Pola fluktuasi yang relatif konsisten setelah detik ke-5 menunjukkan bahwa subjek telah mencapai pola berjalan yang stabil. Kecepatan tumit secara teratur berfluktuasi antara nilai tinggi dan rendah, mencerminkan siklus berulang dari fase menopang (*stance*) dan fase mengayun (*swing*) dalam siklus berjalan normal.

Beberapa puncak sekunder yang lebih tinggi terlihat pada beberapa titik sepanjang

interval waktu, seperti sekitar detik ke-12, 15, 25, dan 32, dengan kecepatan mencapai sekitar 1200-1300 piksel/detik. Puncak-puncak ini mungkin mengindikasikan langkah yang sedikit lebih kuat atau perubahan kecil dalam pola berjalan subjek. Variabilitas kecepatan yang terlihat sepanjang grafik mencerminkan kompleksitas biomekanik berjalan, dimana tubuh terus melakukan penyesuaian halus untuk mempertahankan keseimbangan dan efisiensi gerakan. Fluktuasi yang konsisten ini menunjukkan koordinasi neuromuskular yang baik dalam mengontrol gerakan tumit selama siklus berjalan.

Panjang *stride* merupakan total jarak yang ditempuh dalam dua langkah berturut-turut. Dalam ilustrasi yang dianalisis, panjang stride dihitung dengan mengalikan panjang satu langkah kaki (*step*) sebesar 171,27 cm dengan dua. Kecepatan gait atau kecepatan berjalan ditentukan dengan membagi panjang *stride* tersebut dengan waktu tempuh, yaitu 0,67 detik. Fase *stance*, yaitu periode saat kaki bersentuhan dengan permukaan, dimulai dari awal kontak satu kaki hingga kaki yang lain terangkat, dan tercatat berdurasi 0,27 detik. Sementara itu, fase *swing* menggambarkan waktu ketika kaki tidak menyentuh tanah, dimulai dari saat kaki meninggalkan permukaan hingga kaki yang lainnya kembali melakukan kontak, dengan durasi tercatat sebesar 0,40 detik. Frekuensi langkah (*cadence*), yang dinyatakan dalam langkah per menit, diperoleh dari pembagian 60 detik dengan rasio durasi langkah terhadap waktu total, menghasilkan nilai sebesar 86 langkah per menit. Satu siklus langkah sendiri diartikan sebagai interval antara dua kontak tanah berturut-turut dari kaki yang sama.

Tabel 1. Parameter gait saat berjalan, berlari, dan berlari cepat

Parameter Gait	Berjalan	Berlari	Berlari Cepat
Panjang <i>Stride</i>	309,46 cm	308,22 cm	342,54 cm
Panjang <i>Step</i>	154,73 cm	154,11 cm	171,27 cm
Kecepatan Gait	1,0017 m/s	2,034 m/s	1,47 m/s
Fase <i>Stance</i>	0,70 s	0,44 s	0,27 s
Fase <i>Swing</i>	0,40 s	0,33 s	0,40 s
<i>Cadance</i> (langkah/menit)	57	90	86
Durasi siklus langkah	1,10 s	0,77 s	0,67 s
Dukungan tunggal kiri	36,36%	57,14%	59,70%
Dukungan tunggal kanan	63,63%	42,86%	40,30%
Dukungan tunggal rata-rata	49,95%	50%	50%
Dukungan ganda	48,18%	48,05%	50,74%

Penelitian ini mengkaji karakteristik kinematika linier tumit pada tiga kondisi lokomosi: berjalan, berlari, dan berlari cepat. Hasil grafik kecepatan vertikal menunjukkan adanya pola fluktuatif yang khas pada tiap kondisi. Saat berjalan, ditemukan dua puncak kecepatan vertikal yang signifikan (sekitar ± 150 piksel/detik) yang menunjukkan transisi antara fase stance dan swing. Puncak ini berkorelasi dengan momen *heel strike* dan *toe-off*, di mana tumit mengalami perubahan kecepatan yang ekstrem akibat gaya reaksi tanah (Winter, 2009). Durasi stance lebih panjang dibanding swing, mencerminkan kontrol postural yang lebih stabil.

Dalam kondisi berlari dan berlari cepat, amplitudo kecepatan vertikal meningkat dan waktu stance menjadi lebih singkat, menunjukkan adaptasi tubuh terhadap peningkatan kecepatan dan kebutuhan efisiensi gerakan. Berlari cepat menunjukkan lonjakan awal kecepatan vertikal hingga 2700 piksel/detik, yang kemungkinan besar mencerminkan fase inisiasi atau adaptasi sistem motorik terhadap percepatan awal (Novacheck, 1998). Perbedaan nilai single support dan double support pada setiap kondisi juga memberikan wawasan mengenai stabilitas dinamis serta simetri langkah, di mana pada berlari dan berlari cepat, proporsi double support menurun drastis, sesuai dengan karakteristik fase-fase pada *flight phase*.

Temuan ini mendukung bahwa analisis kecepatan vertikal tumit dapat menjadi indikator penting untuk mengevaluasi performa lokomotorik dan mengidentifikasi potensi gangguan gaya berjalan, serta memiliki implikasi dalam bidang rehabilitasi dan desain prostetik atau ortotik. Pemanfaatan perangkat lunak berbasis video seperti Kinovea terbukti efektif dalam memberikan data kuantitatif gerakan secara non-invasif dan ekonomis (Borel et al., 2011). Studi lanjutan dengan subjek lebih luas dan tambahan parameter biomekanik lain seperti sudut sendi dan momen torsi dapat memperkaya pemahaman terhadap strategi kontrol gerak manusia dalam berbagai intensitas aktivitas.

SIMPULAN

Berdasarkan analisis kinematika linier tumit pada aktivitas berjalan, berlari, dan berlari cepat, ditemukan bahwa peningkatan kecepatan lokomosi berpengaruh terhadap pola fluktuasi kecepatan vertikal, durasi fase langkah, dan stabilitas gerak. Pola kecepatan vertikal yang khas pada masing-masing aktivitas menunjukkan adanya penyesuaian biomekanik yang kompleks dalam menjaga keseimbangan dan efisiensi

gerakan. Temuan ini menunjukkan bahwa pengukuran kecepatan vertikal tumit dapat menjadi indikator penting dalam evaluasi fungsi lokomotorik. Saran yang diajukan adalah agar metode analisis berbasis video seperti Kinovea digunakan secara lebih luas dalam evaluasi biomekanik di bidang rehabilitasi, pelatihan olahraga, dan pengembangan alat bantu gerak, serta dilakukan pengujian lebih lanjut dengan melibatkan parameter lain seperti sudut sendi atau gaya reaksi tanah untuk mendapatkan pemahaman yang lebih komprehensif.

DAFTAR PUSTAKA

Borel, S., Schneider, P., Newman, C. J., & Pernet, D. (2011). "Video analysis using Kinovea for measuring gait parameters in children with cerebral palsy: a preliminary report". *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine*, 4(2), 109–116. <https://doi.org/10.3233/PRM-2011-0160>

Daharis, N., Gazali, N., & Candra, O. (2022). *Biomekanika olahraga*. Malang: Ahlimedia Press

Foster, C., Chow, J. W., & Lehnert, J. (2019). "Biomechanical differences between treadmill and overground running". *Sports Biomechanics*, 18(1), 44–55. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1425690>

Knudson, D. (2021). *Fundamentals of Biomechanics (3rd ed.)*. USA: Springer

Mann, R. A., & Hagy, J. (1980). "Biomechanics of walking, running, and sprinting". *The American Journal of Sports Medicine*, 8(5), 345–350. <https://doi.org/10.1177/036354658000800510>

Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77–95. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00038-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6)

Perry, J., & Burnfield, J. M. (2024). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.). Boca Raton: CRC Press

Peterson, B., Hawke, F., Spink, M., Sadler, S., Hawes, M., & Chuter, V. (2022). "Biomechanical and musculoskeletal measurements as risk factors for running-related injury in non-elite runners: A systematic review and meta-analysis". *Sports Medicine - Open*, 8(1), 38. <https://doi.org/10.1186/s40798-022-00416-z>

Prasetyowibowo, A., Nasrullo, A., & Widiyanto. (2022). "Biomekanika Olahraga untuk Pengurangan Risiko Cedera dan Peningkatan Performa Olahraga". *Smart Sport: Jurnal Olahraga dan Prestasi*, 21 (1), 14-36

Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 26(1), 17–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.003>

Schache, A. G., Dorn, T. W., Wrigley, T. V., Brown, N. A. T., & Pandy, M. G. (2014). Stretch and shortening of the human lower limb muscles during walking. *Gait & Posture*, 39(1), 109–114. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.06.018>

Skypala, J., Hamill, J., Sebera, M., Elavsky, S., Monte, A., & Jandacka, D. (2023). “Running-related Achilles tendon injury: A prospective biomechanical study”. *Journal of Applied Biomechanics*, 39(4), 237–245. <https://doi.org/10.1123/jab.2022-0221>

Van Hooren, B., Fuller, J. T., Buckley, J. D., Miller, J. R., Sewell, K., Rao, G., & Barton, C. (2020). Is motorized treadmill running biomechanically comparable to overground running? A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 50(4), 785–813. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01237-z>

Willwacher, S., Kurz, M., Robbin, J., Thelen, M., Kelly, L., & Mai, P. (2022). “Running-related biomechanical risk factors for overuse injuries in distance runners: A systematic review considering injury specificity and the quality of evidence”. *Sports Medicine*, 52, 1863–1877. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01666-3>

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th ed.). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.