

Pengaruh Kecepatan *Treadmill* terhadap Parameter Kinematika Berjalan: Studi Kasus pada Kecepatan 2,0; 2,5; dan 3,0 km/jam

Fauzan Raka Mawandi dan Wahyu Dwi Lestari*

Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknik dan Sains, Universitas Pembangunan Nasional Veteran Jawa Timur
Jl.Raya Rungkut Madya, Gunung Anyar, Surabaya, Indonesia

*E-mail: wahyu.dwi.tm@upnjatim.ac.id

Diajukan: 26-02-2025; Diterima: 29-04-2025; Diterbitkan: 30-04-2025

Abstrak

Penelitian tentang biomekanika gerak berjalan manusia memiliki posisi yang sangat penting di berbagai bidang. salah satunya adalah rehabilitasi, atletik, dan pembuatan kaki prostetik. Fokus dari penelitian ini untuk menganalisis tentang pengaruh variasi kecepatan pada *treadmill* terhadap parameter kinematika berjalan manusia seperti frekuensi, durasi langkah serta kecepatan dan percepatan sudut. Variasi kecepatan *treadmill* yang digunakan adalah 2,0; 2,5; dan 3,0 km/jam. Penelitian ini menggunakan desain studi kasus eksploratif (*Single-subject case study*) untuk mengevaluasi kelayakan dari sistem *motion capture* dengan menggunakan *software* Blender dan kamera GoPro Hero 9. Selanjutnya data akan dianalisa menggunakan MATLAB untuk mengetahui frekuensi, durasi langkah, serta kecepatan dan percepatan sudut setiap segmen sendi pada tubuh bagian bawah. Hasil menunjukkan bahwa peningkatan kecepatan *treadmill* menyebabkan durasi siklus berjalan yang lebih pendek, peningkatan frekuensi langkah, serta peningkatan kecepatan dan percepatan sudut segmen tubuh. Temuan ini memberikan wawasan tentang mekanisme adaptasi pola gerakan berjalan manusia dan kaitannya dalam rehabilitasi serta pelatihan atletik. Studi lebih lanjut sebaiknya mencakup jumlah partisipan yang lebih banyak dan mempertimbangkan faktor tambahan berupa gaya reaksi tanah untuk analisis yang lebih menyeluruh.

Kata kunci: Analisis gaya berjalan; biomekanika; kinematika; *motion capture*; prostetik; *treadmill*

Abstract

Research on the biomechanics of human walking has a very important position in various fields, one of which is rehabilitation, athletics, and prosthetic foot manufacturing. The focus of this research is to analyze the effect of speed variation on the treadmill on human walking kinematics parameters such as frequency, step duration and angular velocity and acceleration. The treadmill speed variations used were 2,0; 2,5; and 3,0 km/hour. This research uses an exploratory case study design (*single-subject case study*) to evaluate the feasibility of a motion capture system using Blender software and a GoPro Hero 9 camera. Furthermore, the data will be analyzed using MATLAB to determine the frequency, duration of steps, and angular velocity and acceleration of each joint segment in the lower body. Results show that increasing treadmill speed leads to shorter walking cycle duration, increased stride frequency, and increased velocity and angular acceleration of body segments. These findings provide insight into the mechanisms of adaptation of human walking movement patterns and their relevance in rehabilitation and athletic training. Further studies should include a larger number of participants and consider additional factors such as ground reaction force for a more thorough analysis.

Keywords: Gait analysis; biomechanics; kinematics; motion capture; prosthetics; treadmill

1. Pendahuluan

Dalam memahami gerak berjalan pada manusia, analisa kinematika gerak berjalan menjadi bagian yang sangat penting dibidang rehabilitasi, olahraga, dan pengembangan prostetik [1-3]. *Treadmill* seringkali digunakan dalam penelitian gerak berjalan karena dalam penggunaannya mampu untuk mengontrol variabel kecepatan dan kemiringan saat digunakan. hal ini memungkinkan para peneliti untuk mengetahui bagaimana pengaruh parameter kinematika yang berbeda [4]. Penelitian oleh Donath *et al.*, [5] menunjukkan bahwa variasi kecepatan *treadmill* dapat secara signifikan mempengaruhi panjang langkah, frekuensi langkah, dan durasi siklus berjalan, yang merupakan parameter kunci dalam analisis kinematika berjalan [6]. Penggunaan sensor di kaki pada penelitian tersebut dirasa kurang tepat karena perubahan pola injakan kaki saat berjalan (*Heel strike* ke *midfoot strike*) bisa mengacaukan akurasi sensor, dan kurang dibahas lebih lanjut di penelitian tersebut. Hal ini dapat dihindari dengan menggunakan *motion capture* yang dapat dilihat melalui

marker pada kaki atau mempersiapkan partisipan sebelum berjalan dengan menjelaskan secara singkat tentang bagaimana partisipan berjalan di atas *treadmill* dan memberikan waktu ke partisipan untuk bisa berjalan di atas *treadmill* secara normal atau tanpa ketidaknyamanan. Pemahaman tentang variasi parameter ini dapat menjadi bahan dalam mengoptimalkan rehabilitasi dan pelatihan olahraga dalam merancang program yang lebih efektif dan dapat disesuaikan dengan kebutuhan suatu individu dengan individu lainnya.

Selain itu, penelitian yang dilakukan oleh Woiczinski *et al.*, [7] menunjukkan bahwa berjalan di *treadmill* memiliki karakteristik yang berbeda dibandingkan dengan berjalan di permukaan tanah. Berjalan di *treadmill* cenderung mengurangi panjang langkah dan fase ayunan, serta meningkatkan fase tumpuan dan stabilitas keseluruhan [8]. Temuan ini menunjukkan bahwa desain *treadmill* dan cara penggunaannya dapat mempengaruhi aktivasi otot dan kinetika sendi, yang pada gilirannya dapat mempengaruhi hasil rehabilitasi dan performa olahraga.

Dalam analisis kinematika, penting untuk mempertimbangkan berbagai faktor yang dapat mempengaruhi hasil. Misalnya, faktor-faktor seperti kondisi fisik individu, tingkat kelelahan, dan teknik berjalan dapat berkontribusi pada variasi dalam parameter kinematika. Penelitian oleh Hidayat *et al.*, [9] menunjukkan bahwa kelelahan dapat mempengaruhi kinematika gerak, yang dapat menjadi pertimbangan penting dalam pengujian di *treadmill*. Oleh karena itu, dalam merancang penelitian ini, penting untuk memastikan bahwa partisipan berada dalam kondisi fisik yang seragam dan tidak mengalami kelelahan yang signifikan selama pengujian.

Lebih lanjut, desain *treadmill* itu sendiri dapat mempengaruhi hasil penelitian. *Treadmill* yang berbeda mungkin memiliki karakteristik yang berbeda dalam hal permukaan, kemiringan, dan mekanisme penggerak, yang semuanya dapat mempengaruhi gaya berjalan. Karakteristik desain alat dapat mempengaruhi hasil kinematika, yang menunjukkan perlunya standar dalam penggunaan *treadmill* untuk penelitian [10]. Oleh karena itu, penting untuk memilih *treadmill* yang sesuai dan mempertimbangkan variabel desain dalam analisis kinematika berjalan.

Di bidang rehabilitasi, perancangan program yang efektif membutuhkan pemahaman yang baik tentang pengaruh kecepatan dan percepatan saat berjalan. contohnya seperti saat suatu pasien berjalan di atas *treadmill* dengan kecepatan yang cenderung meningkat, pasien tersebut akan cenderung mengurangi panjang langkahnya, sehingga metode rehabilitasi dapat dirancang latihan yang berfokus pada peningkatan panjang langkah untuk membantu pasien mencapai kinerja yang lebih baik [7]. Selain itu, hal tersebut dapat membantu dalam pengembangan kaki prostetik. Di mana dalam pembuatannya diperlukan penyesuaian pada pengguna kaki prostetik itu sendiri berdasarkan karakteristik dan pola berjalan mereka. Bidang kinematika menjadi salah satu bidang yang perlu dipahami dalam membuat metode pengukuran parameter gerak berjalan. metode yang paling umum digunakan adalah analisis video (*Motion capture*) dan penggunaan sensor gerak. pada penelitian yang dilakukan oleh Hidayah *et al.*, [11] menunjukkan bahwa penggunaan teknologi modern dalam analisis kinematika dapat meningkatkan akurasi pengukuran [12]. Oleh karena itu, dalam penelitian ini, penting untuk memilih metode pengukuran yang tepat untuk memastikan bahwa data yang diperoleh akurat dan dapat diandalkan.

Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis bagaimana pengaruh variasi kecepatan pada *treadmill*, yaitu 2,0; 2,5; 3,0 km/jam dapat mempengaruhi parameter gerak berjalan pada manusia. Hipotesis yang bisa diambil adalah seiring dengan peningkatan kecepatan pada *treadmill*, maka durasi siklus, kecepatan sudut dan percepatan sudut juga meningkat. Peningkatan dari parameter tersebut dapat mempengaruhi pola gerak berjalan pada manusia. Penelitian sebelumnya juga menunjukkan bahwa kecepatan berjalan yang lebih tinggi sering kali berhubungan dengan peningkatan frekuensi langkah, yang dapat berkontribusi pada pengurangan panjang langkah [13]. Hal tersebut membuktikan bahwa kecepatan, percepatan, frekuensi, dan panjang langkah ada hubungan dengan pola gerak berjalan manusia dan perlu dipahami lebih lanjut.

Dengan penelitian tentang analisis kinematika gerak berjalan di atas *treadmill* diharapkan dapat memberikan wawasan yang lebih mendalam dan aplikasinya diberbagai bidang, seperti rehabilitasi, olahraga, dan pengembangan prostetik. Dengan begitu para peneliti dapat dapat terus mengeksplorasi dan mengembangkan pengaplikasiannya dibidangnya. Penelitian lanjutan diperlukan untuk memahami hubungan antara kecepatan, percepatan, frekuensi, dan panjang langkah dalam pola gerak berjalan.

2. Material dan Metodologi

2.1. Desain Eksperimen

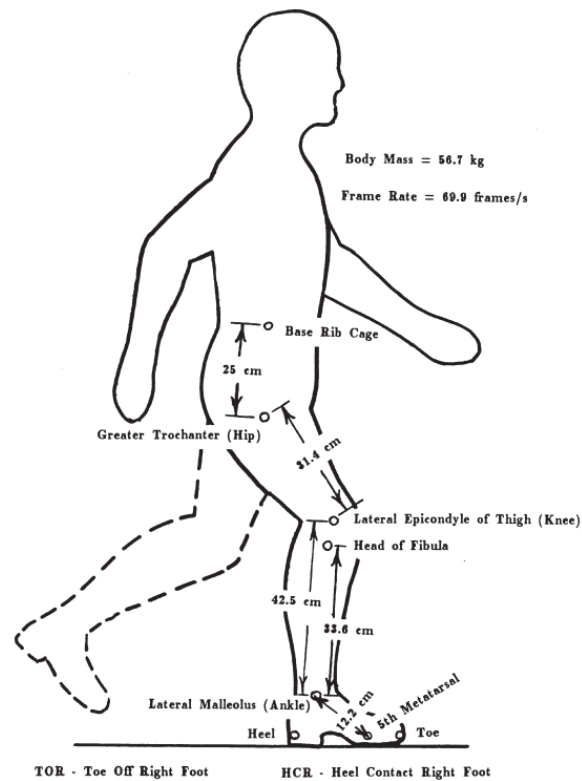
Penelitian ini menggunakan desain studi kasus eksploratif (*single-subject case study*) untuk mengevaluasi kelayakan dari sistem *motion capture* dengan menggunakan kamera Gopro Hero 9 dan *software* Blender dalam analisis kinematika gerak berjalan. Partisipan pada penelitian ini merupakan seorang pria sehat berusia 22 tahun (tinggi: 164 cm, berat: 64 kg, BMI: 23,8 kg/m²) yang telah memberikan persetujuan tertulis dan memenuhi semua kriteria inklusi. Kriteria tersebut dapat dilihat pada Tabel 1.

Tabel 1. Kriteria Inklusi dan Eksklusi Partisipan Penelitian

Kriteria Inklusi	Kriteria Eksklusi
- Usia 22 tahun.	- Memiliki penyakit kronis atau cedera tubuh yang memengaruhi gerak.
- Jenis kelamin laki-laki.	- Memiliki riwayat gangguan neurologis (<i>stroke</i> , <i>epilepsi</i>).
- Bersedia mengikuti seluruh prosedur penelitian.	- Mengalami nyeri kronis di bagian tubuh tertentu.
- Paham pola berjalan yang benar.	- Sedang menjalani pengobatan yang memengaruhi gerakan atau respons tubuh.
- Menyetujui <i>informed consent</i> .	
- Berat badan 64 kg.	
- Tinggi badan 164 cm.	
- Indeks Massa Tubuh (IMT) normal (18,5–25 kg/m ²).	

2.2. Pengumpulan Data

Sebanyak 8 *marker* reflektif dipasang pada titik-titik sendi di tubuh bagian bawah sesuai dengan metodologi pada buku Winter [14] yang dapat dilihat pada Gambar 1. Sebelum memasang *marker*, partisipan mengenakan pakaian berwarna gelap agar terlihat kontras dengan 8 reflektif *marker* yang telah dipasang seperti yang terlihat pada Gambar 2. Selanjutnya partisipan akan berjalan pada 2,0; 2,5; dan 3,0 km/jam di atas *treadmill*. Setiap kecepatan direkam selama 15 detik dengan menggunakan kamera GoPro Hero 9 dengan *frame rate* 60 fps setelah partisipan mencapai kondisi stabil (5 detik pertama diabaikan untuk menghindari transisi). pada saat pergantian variasi kecepatan *treadmill*, partisipan beristirahat selama 1 menit untuk meminimalkan kelelahan.



Gambar 1. Skema penempatan *marker* untuk analisis *gait* [14]



Gambar 2. Proses pengambilan data gerak berjalan pada *treadmill*

Peletakan *marker* mengikuti referensi dari buku pedoman [14] yang sudah banyak digunakan sebagai referensi dalam analisis gerak berjalan. *Marker* diletakkan di delapan titik anatomi utama, yaitu *base rib cage*, *greater trochanter (Hip)*, *lateral epicondyle of thigh (Knee)*, *head of fibula*, *lateral malleolus (Ankle)*, *heel*, *5th metatarsal*. Untuk jarak antar *marker* dapat dilihat pada Gambar 1. Sedangkan untuk penerapannya pada proses pengambilan data dapat dilihat pada Gambar 2.

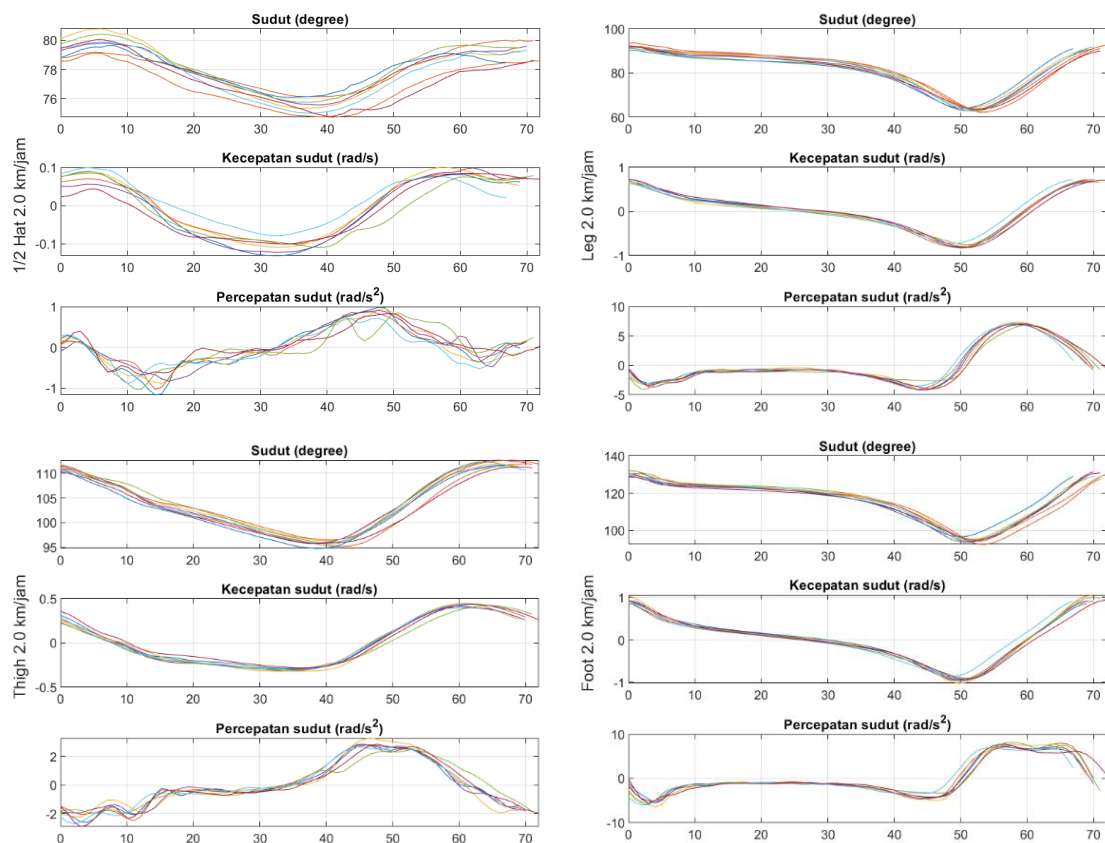
2.3. Pengolahan dan Analisis Data

Data video yang didapatkan selanjutnya diimpor ke Blender untuk pelacakan *marker*. Video dipotong pada *Heel Contact Rasio* (HCR) pertama dan diteruskan sampai 10 detik. Setelah pengambilan *data tracking* dilakukan, selanjutnya data posisi dari setiap *marker* kemudian di-*export* ke format .csv untuk analisis lebih lanjut di MATLAB. Parameter yang dianalisis dengan menggunakan aplikasi MATLAB adalah durasi siklus berjalan dan rata-rata waktu untuk satu siklus pada setiap kecepatan *treadmill* yang berbeda. Selain itu juga dilakukan analisis terhadap kecepatan sudut dan percepatan sudut dari segmen tubuh. Segmen tubuh yang dianalisis yaitu:

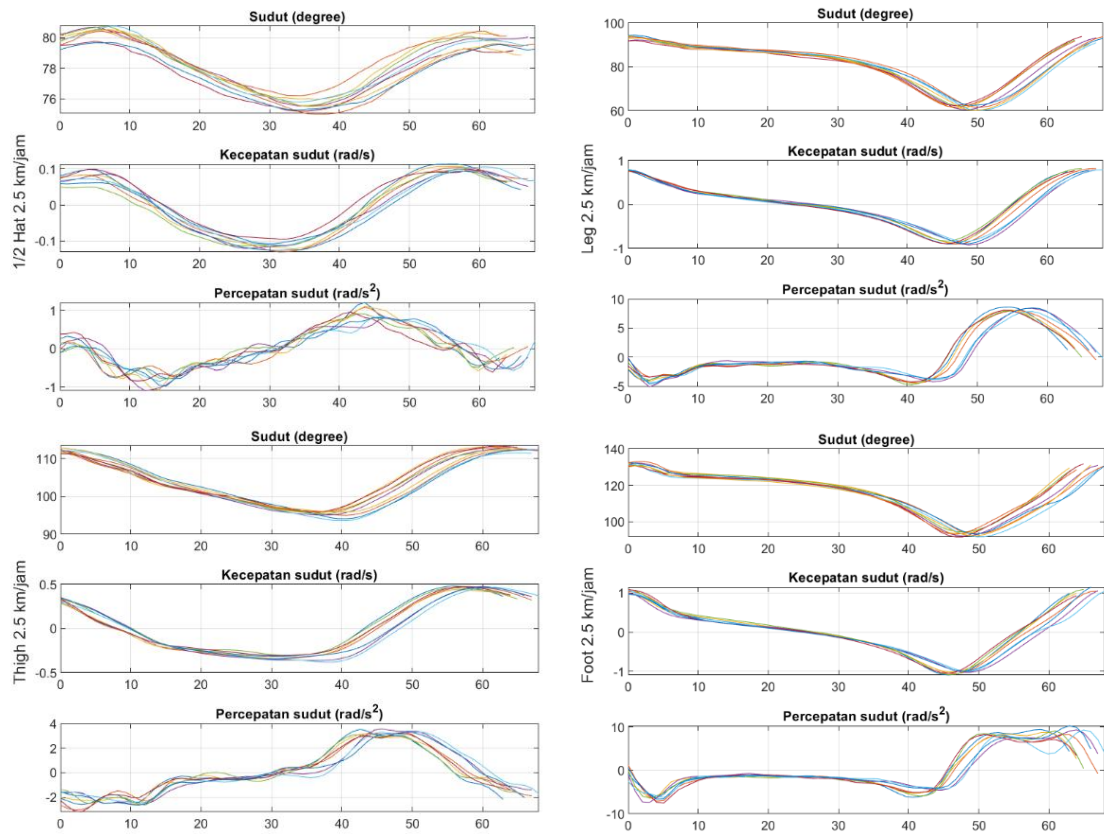
- 1/2 Hat* = Rib cage – hip
- Thigh* = Hip – knee
- Leg* = Fibula – ankle
- Foot* = Ankle – metatarsal

3. Hasil dan Pembahasan

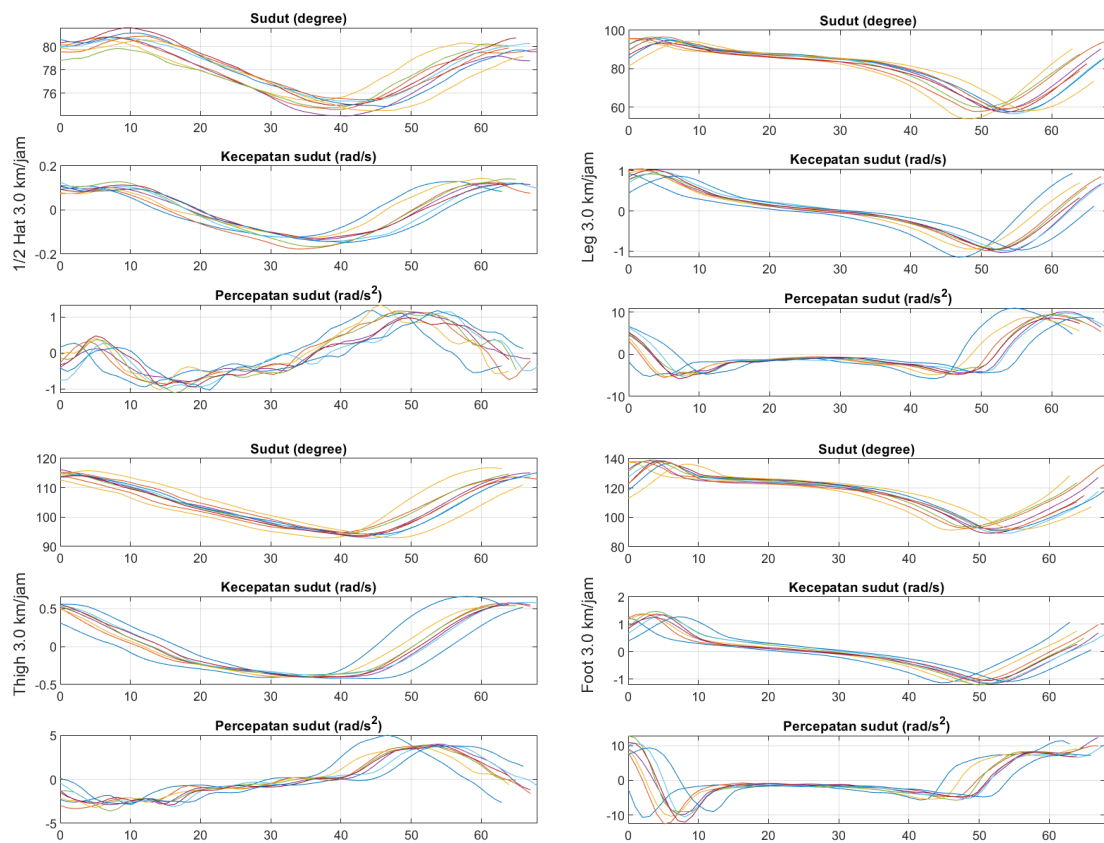
Pengaruh kecepatan *treadmill* terhadap parameter kinematika berjalan dianalisis dengan mempertimbangkan beberapa aspek utama, yaitu durasi siklus berjalan, frekuensi langkah, serta kecepatan dan percepatan sudut segmen tubuh. Analisis kecepatan dan percepatan sudut segmen tubuh memberikan wawasan mengenai bagaimana setiap bagian tubuh beradaptasi terhadap perubahan kecepatan saat berjalan di *treadmill*. Hasil dari pengolahan data dapat dilihat pada Gambar 3 sampai dengan Gambar 5.



Gambar 3. Grafik sudut kecepatan dan percepatan setiap segmen tubuh pada kecepatan *treadmill* 2,0 km/jam



Gambar 4. Grafik sudut kecepatan dan percepatan setiap segmen tubuh pada kecepatan *treadmill* 2,5 km/jam



Gambar 5. Grafik sudut kecepatan dan percepatan setiap segmen tubuh pada kecepatan *treadmill* 3,0 km/jam

Berdasarkan grafik pada Gambar 3 sampai dengan 5 menunjukkan bahwa pada setiap variasi kecepatan memiliki pola yang hampir sama. Setiap 1 siklus berjalan pada kecepatan 2,0 km/jam membutuhkan waktu paling panjang sebanyak 72 *frame* atau 1,2 detik. Adapun pada kecepatan 2,5 membutuhkan waktu 69 *frame* atau 1,167 detik dan untuk kecepatan 3,0 km/jam membutuhkan waktu 68 *frame* atau 1,103 detik. Hasil penelitian menunjukkan bahwa peningkatan kecepatan *treadmill* menyebabkan penurunan durasi siklus berjalan dan peningkatan frekuensi langkah. Rata-rata durasi siklus berjalan berkurang dari 1,2 detik pada 2,0 km/jam menjadi 1,103 detik pada 3,0 km/jam. Begitu pula, frekuensi langkah meningkat seiring bertambahnya kecepatan. Lebih lanjut dapat dilihat pada Tabel 2 sampai 4.

Tabel 2. Data Kecepatan dan Percepatan Sudut pada Kecepatan 2,0 km/jam

Kecepatan 2,0 km/jam						
Segmen Tubuh		Sudut (Derajat)	Kecepatan Sudut (rad/s)	Percepatan Sudut (rad/s^2)	Durasi Siklus (Frame)	
					max	mean
1/2 Hat	max	80,79	0,1006	0,9797	72 frame (1,2 detik)	69,875 frame (1,1646 detik)
	mean	79,96	0,0927	0,8645		
Thigh	max	112,72	0,4486	3,2709		
	mean	112,03	0,4310	2,8709		
Leg	max	93,69	0,7323	7,8237		
	mean	92,12	0,7111	7,1440		
Foot	max	132,08	1,0591	8,2221		
	mean	130,77	0,9564	7,7415		

Tabel 3. Data Kecepatan dan Percepatan Sudut pada Kecepatan 2,5 km/jam

Kecepatan 2,5 km/jam						
Segmen Tubuh		Sudut (Derajat)	Kecepatan Sudut (rad/s)	Percepatan Sudut (rad/s^2)	Durasi Siklus (Frame)	
					max	mean
1/2 Hat	max	80,74	0,1136	1,1949	69 frame (1,15 detik)	67,75 frame (1,1292 detik)
	mean	80,38	0,104	0,9941		
Thigh	max	113,36	0,4807	3,5624		
	mean	112,80	0,4665	3,3244		
Leg	max	94,53	0,8187	8,6394		
	mean	93,84	0,7967	8,2168		
Foot	max	133,15	1,0859	9,4313		
	mean	131,95	1,0371	8,8307		

Tabel 4. Data Kecepatan dan Percepatan Sudut pada Kecepatan 3,0 km/jam

Kecepatan 3,0 km/jam						
Segmen Tubuh		Sudut (Derajat)	Kecepatan Sudut (rad/s)	Percepatan Sudut (rad/s^2)	Durasi Siklus (<i>Frame</i>)	
					<i>max</i>	<i>mean</i>
<i>1/2 Hat</i>	<i>max</i>	81,64	0,1449	1,3369	68 <i>frame</i> (1,1334 detik)	65,75 <i>frame</i> (1,0958 detik)
	<i>mean</i>	80,89	0,1268	1,1539		
<i>Thigh</i>	<i>max</i>	116,82	0,6626	5,0147		
	<i>mean</i>	114,99	0,5673	3,9763		
<i>Leg</i>	<i>max</i>	96,56	1,0479	10,9638		
	<i>mean</i>	95,58	0,9974	9,5140		
<i>Foot</i>	<i>max</i>	139,15	1,4770	12,9241		
	<i>mean</i>	138,14	1,3705	10,5337		

Dari analisis setiap segmen tubuh, untuk kecepatan dan percepatan sudut pada *thigh*, *leg*, dan *foot* terus meningkat seiring bertambahnya kecepatan *treadmill*. Peningkatan kecepatan saat berjalan di atas *treadmill* menyebabkan tubuh melakukan adaptasi biomekanis yang signifikan untuk mempertahankan stabilitas. hal ini sejalan dengan temuan Woiczinski *et al.*, [7]. Penelitiannya menyatakan bahwa kecepatan *treadmill* yang lebih tinggi menyebabkan adaptasi neuromuskular yang lebih besar untuk mempertahankan stabilitas. Pada kecepatan 2,0 km/jam, kecepatan dan percepatan sudut setiap segmen tubuh memiliki angka yang lebih kecil dengan kecepatan yang lebih tinggi. hal ini menggambarkan bahwa pada kecepatan rendah, pola gerakan cenderung lebih stabil yang terlihat pada perubahan yang lebih terkendali. amplitudo gerakan lebih terbatas sehingga fase ayunan lebih lama. hal ini terlihat pada kecepatan sudut pada segmen *leg* dan *foot* yang lebih kecil.

Saat kecepatan *treadmill* ditambah menjadi 2,5 km/jam, terjadi peningkatan pada kecepatan dan percepatan sudut di semua segmen tubuh. Ini menunjukkan bahwa tubuh melakukan adaptasi biomekanis untuk menjaga keseimbangan dan efisiensi gerakan berjalan. Peningkatan percepatan sudut yang paling tinggi terjadi pada segmen *thigh* dan *leg* yang menggambarkan peningkatan aktivitas otot-otot utama yang berperan untuk mendorong tubuh ke depan. Pada kecepatan 3,0 km/jam, kecepatan dan percepatan sudut semakin meningkat. Segmen tubuh bagian atas ($\frac{1}{2}$ *Hat*) mengalami peningkatan yang stabil, sedangkan pada segmen *foot* dan *leg* mengalami peningkatan percepatan sudut yang sangat signifikan. Hal tersebut menunjukkan bahwa pada kecepatan yang tinggi, tubuh sedang melakukan kontrol gerakan yang lebih aktif untuk menjaga keseimbangan, sehingga percepatan sudut setiap segmen tubuh meningkat. Adaptasi seperti ini sejalan dengan hasil penelitian sebelumnya yang menyatakan bahwa peningkatan kecepatan berjalan memerlukan kontrol neuromuskular yang lebih besar untuk menjaga keseimbangan dan koordinasi.

Salah satu adaptasi yang paling terlihat adalah peningkatan kecepatan sudut pada segmen *leg* dan *foot*, hal tersebut menunjukkan bahwa otot-otot di sekitar paha dan betis, khususnya *gastrocnemius* dan *soleus*, bekerja lebih intensif untuk menggerakkan kaki ke depan dengan lebih cepat. Selama aktivitas berjalan, otot betis berperan penting dalam memfasilitasi gerakan maju dengan mengatur dua otot utama, yaitu *gastrocnemius* dan *soleus* [15]. Peningkatan kecepatan berjalan juga berhubungan dengan peningkatan aktivasi otot *plantarflexor*, yang berkontribusi terhadap dorongan langkah yang lebih kuat [16].

Selain itu, percepatan sudut yang lebih tinggi pada segmen kaki (*Foot*) dibandingkan dengan segmen lainnya, menjelaskan bahwa kaki memainkan peran utama dalam fase dorongan di kecepatan yang lebih tinggi. Penelitian

sebelumnya menunjukkan bahwa otot *plantarflexor*, terutama *gastrocnemius* dan *soleus*, mengalami peningkatan aktivitas yang signifikan selama fase ini, yang memungkinkan dorongan langkah yang lebih efisien [15]. Hal ini sejalan dengan temuan yang menunjukkan bahwa otot-otot ini tidak hanya berfungsi untuk menghasilkan gaya dorong tetapi juga untuk menjaga keseimbangan dan stabilitas tubuh selama berjalan [17].

Lebih lanjut, kecepatan dan kondisi permukaan juga mempengaruhi adaptasi biomekanis untuk melakukan perubahan dalam pola aktivasi otot. Misalnya, saat berjalan di permukaan miring, terdapat perbedaan signifikan dalam aktivasi otot *gastrocnemius* dan *soleus*, yang menunjukkan bahwa otot-otot ini beradaptasi dengan kondisi yang berbeda untuk mempertahankan kinerja optimal [18]. Penelitian juga menunjukkan bahwa peningkatan kecepatan berjalan dapat mempengaruhi pola aktivasi otot secara keseluruhan, di mana otot-otot tertentu mungkin lebih aktif untuk mengimbangi perubahan dalam gaya dan kebutuhan biomekanis [19]. Pengaruh kecepatan *treadmill* dapat dilihat pada Gambar 6.

Factor Information

Factor	Type	Levels	Values
kecepatan Treadmill (km/h)	Fixed	3	2.0, 2.5, 3.0
Segmen Tubuh	Fixed	4	1/2 hat, Foot, Leg, Thigh

Analysis of Variance for Sudut (Degree)

Source	DF	SS	MS	F	P
kecepatan Treadmill (km/h)	2	28.87	14.43	6.36	0.033
Segmen Tubuh	3	4848.86	1616.29	712.47	0.000
Error	6	13.61	2.27		
Total	11	4891.34			

Model Summary

S	R-sq	R-sq(adj)
1.50618	99.72%	99.49%

Analysis of Variance for Mean Kecepatan (rad/s)

Source	DF	SS	MS	F	P
kecepatan Treadmill (km/h)	2	0.09980	0.049902	6.85	0.028
Segmen Tubuh	3	1.77559	0.591862	81.19	0.000
Error	6	0.04374	0.007290		
Total	11	1.91913			

Model Summary

S	R-sq	R-sq(adj)
0.0853814	97.72%	95.82%

Analysis of Variance for Mean Percepatan (rad/s^2)

Source	DF	SS	MS	F	P
kecepatan Treadmill (km/h)	2	5.375	2.6875	7.84	0.021
Segmen Tubuh	3	139.223	46.4078	135.36	0.000
Error	6	2.057	0.3428		
Total	11	146.656			

Model Summary

S	R-sq	R-sq(adj)
0.585527	98.60%	97.43%

Gambar 6. Hasil ANOVA: Sudut (Derajat), *mean* kecepatan (rad/s), *mean* percepatan (rad/s²) vs kecepatan *treadmill* (km/h) dan segmen tubuh

Hasil dari analisis ANOVA dua arah menunjukkan bahwa faktor kecepatan *treadmill* dan segmen tubuh secara signifikan mempengaruhi sudut, kecepatan rata-rata, dan percepatan rata-rata pada gerak berjalan. Untuk variabel sudut, kecepatan *treadmill* menunjukkan efek signifikan ($F(2,6) = 6,36$, $p = 0,033$) dan segmen tubuh juga berpengaruh sangat signifikan ($F(3,6) = 712,47$, $p < 0,000$), dengan model menjelaskan 99,49% variasi data ($R^2 = 99,72\%$). Untuk variabel kecepatan rata-rata (rad/s), kecepatan *treadmill* kembali menunjukkan pengaruh signifikan ($F(2,6) = 6,85$, $p = 0,028$) serta pengaruh besar dari segmen tubuh ($F(3,6) = 81,19$, $p < 0,000$), dengan R^2 sebesar 97,72%. Sedangkan untuk variabel percepatan rata-rata (rad/s²), kecepatan *treadmill* memiliki pengaruh yang sangat signifikan ($F(2,6) = 7,84$, $p = 0,021$) disertai pengaruh kuat dari segmen tubuh ($F(3,6) = 135,36$, $p < 0,000$), dan model ini mampu menjelaskan 98,60% variasi data. Ini membuktikan bahwa perubahan kecepatan *treadmill* pada setiap segmen tubuh memberikan dampak yang signifikan terhadap kecepatan sudut dan percepatan sudut di setiap segmen tubuh yang diamati.

Hasil dari penelitian ini memiliki peranan penting dalam rehabilitasi pasien yang memiliki gangguan berjalan dan pembuat alat bantu gerak, seperti prostetik. Meski penelitian ini bersifat *single-subject case study* sehingga hasil dari penelitian ini masih belum bisa digeneralisasi dan masih bersifat eksploratif, beberapa kesimpulan dapat diambil seperti peningkatan kecepatan *treadmill* yang menyebabkan perubahan pada parameter kinematika menunjukkan bahwa pasien atau pengguna prostetik perlu menyesuaikan strategi berjalan mereka untuk mempertahankan keseimbangan dan efisiensi gerakan. Misalnya, dalam program rehabilitasi, pemahaman mengenai perubahan percepatan sudut pada *thigh* dan *leg* dapat membantu terapis dalam merancang latihan yang bertujuan untuk meningkatkan kontrol otot-otot di sekitar sendi lutut dan pergelangan kaki. Demikian pula, dalam pengembangan prostetik, desain yang mempertimbangkan fleksibilitas sudut kecepatan dan percepatan akan lebih optimal dalam meniru pola berjalan alami pengguna.

4. Kesimpulan

Penelitian ini menunjukkan bahwa peningkatan kecepatan pada *treadmill* mempengaruhi parameter kinematika gerak berjalan, yaitu durasi siklus berjalan, frekuensi langkah, serta kecepatan dan percepatan sudut segmen tubuh. Semakin cepat *treadmill*, maka durasi siklus berjalan semakin pendek, sedangkan kecepatan, percepatan sudut dan frekuensi langkah semakin meningkat. Analisis segmen tubuh pada penelitian ini menunjukkan bahwa peningkatan kecepatan dan percepatan sudut pada $\frac{1}{2}$ *hat* (*Rib cage-hip*), *thigh* (*Hip-knee*), *leg* (*Fibula-ankle*), dan *foot* (*Ankle-metatarsal*) menggambarkan adaptasi biomekanis tubuh dalam menjaga keseimbangan saat berjalan dengan kecepatan tinggi. pada segmen sendi *thigh*, *leg*, dan *foot* peningkatan percepatan sudut lebih tinggi. hal ini membuktikan peran utama kaki yang dalam fase dorongan saat berjalan dengan kecepatan tinggi. Adaptasi ini memerlukan kontrol neuromuskular yang besar untuk menjaga keseimbangan dan efisiensi gerakan berjalan.

Temuan ini memiliki keterkaitan praktis di bidang rehabilitasi, pelatihan atletik, dan pengembangan prostetik. Dalam bidang rehabilitasi, perubahan parameter kinematika karena variasi kecepatan dapat membantu dalam program latihan yang lebih efektif bagi pasien dengan gangguan berjalan. Karena dalam praktiknya, nilai kecepatan *treadmill* yang aman bervariasi tergantung pada fase rehabilitasi dan kondisi fisik pasien. Sementara itu, dalam bidang pembuatan kaki prostetik dapat menjadi referensi dalam merancang kaki prostetik yang lebih menekankan pada penyesuaian karakteristik dan pola gerak berjalan alami pengguna. Meskipun penelitian ini memberikan wawasan yang berharga, terdapat beberapa keterbatasan seperti jumlah partisipan dan tidak adanya dukungan analisis gaya reaksi tanah. Selain itu, karena penelitian ini bersifat *single-subject case study*, hasil dari penelitian ini masih belum bisa digeneralisasi dan masih bersifat eksploratif. Oleh karena itu, untuk penelitian selanjutnya, disarankan untuk melibatkan partisipan yang lebih banyak dan meninjau faktor-faktor tambahan seperti aktivasi otot dan interaksi gaya reaksi tanah untuk mendapatkan pemahaman yang lebih lengkap tentang mekanisme adaptasi biomekanis saat berjalan di atas *treadmill*.

Ucapan terima kasih

Ucapan terimakasih kami berikan kepada Kelompok Riset Biomekatronika, Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN) yang telah memfasilitasi laboratorium beserta alat-alatnya untuk keperluan pengambilan data kinematika.

Daftar Pustaka

- [1] Komnik, I., Weiss, S., Fantini Pagani, C.H., and Potthast, W. Motion analysis of patients after knee arthroplasty during activities of daily living-A systematic review. *Gait Posture*. 2015;41(2):370-377.
- [2] Tesio, L., and Rota, V. The motion of body Center of mass during walking: a review oriented to clinical

applications. *Front. Neurol.* 2019;10(September):1-22.

- [3] Abu-Faraj, Z.O., Harris, G.F., Smith, P.A., and Hassani, S. *Human gait and clinical movement analysis*. Wiley Online Library. 2015.
- [4] Embry, K. R., Villarreal, D. J., Macaluso, R. L., and Gregg, R. D. Modeling the kinematics of human locomotion over continuously varying speeds and inclines. *IEEE Transaction on Neural System and Rehabilitation Engineering*. 2018;26(12):2342–2350.
- [5] Donath, L., Faude, O., Lichtenstein, E., Nuesch, C., and Mündermann, A. Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: comparison to an instrumented treadmill. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2016;13(1):1–10.
- [6] Purwoto, B.H., *Pemodelan robot kinematik manipulator menggunakan MATLAB*. Emitor: Jurnal Teknik Elektro. 2020;20(2):141–146.
- [7] Woiczinski, M., Lehner, C., Esser, T., Azqueta, M., Leukert, J., et al. Influence of treadmill design on gait: Does treadmill size affect muscle activation amplitude? a musculoskeletal calculation with individualized input parameters of gait analysis. *Frontiers in Neurology- Sec. Neurorehabilitation*. 2022;13(March):1–8.
- [8] Saputra, Y., Muchlisinalahuddin, and Muharni, R. Perancangan dan analisis kinematik dengan metode grafis dan bilangan kompleks dari alat peraga engkol peluncur. *TEKNOSAINS: Jurnal Sains, Teknologi, dan Informatika*. 2022;9(1):9–19.
- [9] Hidayat, Z., Sahal, M., Bilfaqih, Y., E.A.K., Rusdhianto, and Sirait, D.C. Perancangan jaringan saraf tiruan untuk menyelesaikan kinematika balik manipulator robot denso 6-DoF. *ELECTRICIAN: Jurnal Rekayasa dan Teknologi Elektro*. 2023;17(2):227–234.
- [10] Haidy, F., Wilis, G.R., and Santosa, I. Analisa gerak kinematika pada mesin asah mata gergaji bundar menggunakan mekanisme engkol peluncur. *Prosiding SENIATI*. 2022;6(2):372–381.
- [11] Hidayah, N., Sutopo, S., and Wisodo, H. Meningkatkan kemampuan bekerja dengan grafik melalui pembelajaran kinematika. *Jurnal Pendidikan: Teori, Penelitian, dan Pengembangan*. 2019;4(3):302-309.
- [12] Adriyan, A. Penyelesaian kinematika langsung manipulator paralel bidang 3-rrr secara eksak menggunakan open source computer algebra software: SymPy. *Jurnal Surya Teknik*. 2022;9(2):474–480.
- [13] Apriandy, K. I., Dewantara, B. S. B., Dewanto, R. S., and Pramadihanto, D. Analisis kinematika maju dari tangan robotik berjari 4 yang digunakan pada robot humanoid T-FloW. *The Indonesian Journal of Computer Science (IJCS)*. 2023;12(4):1901-1915.
- [14] Winter, D.A., *Biomechanics and motor control of human movement: Fourth edition*. Wiley Online Library. 2009.
- [15] Ray, S. F., and Takahashi, K. Z. Gearing up the human ankle-foot system to reduce energy cost of fast walking. *Scientific Reports*. 2020;10(1):8793.
- [16] Nuckols, R.W., Dick, T. J. M., Beck, O. N., and Sawicki, G. S. Ultrasound imaging links soleus muscle neuromechanics and energetics during human walking with elastic ankle exoskeletons. *Scientific Reports*. 2020;10:3604.
- [17] Ebrahimi, A., Martin, J. A., Schmitz, D. G., and Thelen, D. G. Shear wave tensiometry reveals an age-related deficit in triceps surae work at slow and fast walking speeds. *Frontiers in Sports and Active Living*. 2020;2(69):1-7.
- [18] Malik, R. J., Waris, A., Gilani, S. O., Iqbal, J., Khasif, A. S., et al. The effects of surface inclination on gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscle activation during gait. *Journal of Back and Musculoskeletal*

Rehabilitation. 2023;36(1):181–186.

- [19] Papachatzis, N., Ray, S. F., and Takahashi, K. Z. Does human foot anthropometry relate to plantar flexor fascicle mechanics and metabolic energy cost across various walking speeds?. *Journal of Experimental Biology*. 2023;226(10):1-11.