JRIEM Journal of Research in Industrial Engineering and Management
https://jriem.ti.fti.itb.ac.id/

Pengaruh Jenis Sendi Lutut Kaki Prostetik dan Postur Tubuh Statis Terhadap Aktivitas Otot dan *Rating of Perceived Discomfort* (RPD) pada Pengguna Kaki Prostetik

Alifta Agdiana Dewati[1*], Khoirul Muslim[1]
[1)] Teknik Manajemen Industri, FTI ITB Jl. Tamansari 64, Kode Pos 40132, Indonesia

ABSTRAK

Di Indonesia, terdapat berbagai jenis desain kaki prostetik yang disesuaikan dengan kebutuhan dan aktivitas pengguna, mulai dari kaki prostetik untuk keperluan sehari-hari hingga rancangan khusus untuk aktivitas olahraga dan pekerjaan tertentu. Salah satu fitur yang lazim digunakan adalah brake control. Penelitian yang dilakukan oleh Institut Teknologi Bandung menghasilkan prototype kaki prostetik dengan penambahan mekanisme brake control yang diharapkan mampu mengurangi aktivitas otot. Bagi pengguna kaki prostetik untuk bekerja, aktivitas otot yang tidak ideal berpotensi menurunkan fungsi mobilitas fisik yang berdampak pada penurunan performa kerja. Selain jenis desain kaki prostetik, aktivitas otot dan stabilitas pada pengguna kaki prostetik juga dipengaruhi oleh postur tubuh pada saat melakukan aktivitas pekerjaan. Penelitian ini bertujuan mengetahui pengaruh postur tubuh janggal dan tipe sendi lutut terhadap aktivitas otot pada pengguna kaki prostetik. Penelitian ini menggunakan desain ANOVA within subject dengan jumlah partisipan sebanyak enam orang. Variabel independen meliputi postur tubuh dan tipe sendi lutut kaki prostetik. Selain itu, dilakukan pendekatan subjektif dengan pengukuran tingkat ketidaknyamanan menggunakan skala Borg CR10 untuk melihat konsistensi hasil pengukuran secara objektif. Penelitian ini menunjukkan bahwa jenis sendi kaki prostetik tidak berpengaruh signifikan terhadap aktivitas otot. Sedangkan postur tubuh berpengaruh signifikan terhadap aktivitas otot, khususnya pada otot GC, BF, dan ES (Normal)

Kata kunci: *aktivitas otot, kaki prostetik, amputasi transfemoral, rate of perceived discomfort*

ABSTRACT

In Indonesia, there are various types of prosthetic foot designs tailored to the needs and activities of users, ranging from prosthetic feet for daily use to special designs for certain sports and work activities. One of the commonly used features is brake control. Research conducted by the Bandung Institute of Technology produced a prosthetic leg prototype with the addition of a brake control mechanism that is expected to reduce muscle activity. For users of prosthetic legs for work, non-ideal muscle activity has the potential to reduce physical mobility functions which have an impact on reducing work performance. In addition to the type of prosthetic foot design, muscle activity and stability in prosthetic foot users are also influenced by body posture during work activities. This study aims to determine the effect of awkward body posture and knee joint type on muscle activity in prosthetic leg users. This study used a within subject ANOVA design with a total of six participants. Independent variables include body posture and knee joint type of prosthetic leg. In addition, a subjective approach was taken by measuring the level of discomfort using the Borg CR10 scale to see the consistency of objective measurement results. This study shows that the type of prosthetic leg joint has no significant effect on muscle activity. While body posture has a significant effect on muscle activity, especially in the GC, BF, and ES (Normal) muscles.

Keywords: *muscle activity, prosthetic leg, transfemoral amputee, rate of perceived discomfort*

1. Pendahuluan

Badan Pusat Statistik (BPS) menyatakan pada tahun 2022 jumlah penyandang disabilitas di Indonesia mencapai 22,5 juta jiwa. Jumlah tersebut telah meningkat dibandingkan pada tahun 2021 sebesar 16.5 juta jiwa (BPS, 2022). Menurut situs opendata.jabarprov.go.id proporsi penyandang disabilitas pada Provinsi Jawa Barat menempati angka tertinggi jika dibandingkan dengan Provinsi lain. Sebanyak 35,953 penyandang disabilitas berada pada Provinsi Jawa Barat, dan 13,288 jiwa atau 36,9% diantaranya adalah penyandang disabilitas fisik.

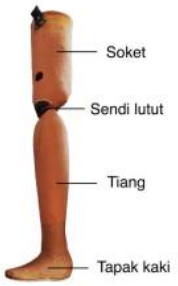
Mayoritas disabilitas fisik adalah penyandang amputasi kaki yang disebabkan oleh kecelakaan atau penyakit tertentu. Menurut (Jorge dkk., 2020) jenis amputasi kaki yang banyak ditemui adalah amputasi dibawah lutut (*transtibial*) dan amputasi diatas lutut (*transfemoral*). Di sisi lain, penyandang amputasi *transfemoral* (TFA) dan *transtibial* (TBA) memiliki tingkat mobilitas yang lebih rendah dibandingkan amputasi pada anggota gerak

*Email corresponding author: alifta.agndiana4@gmail.com

lainnya. Oleh karena itu, penyandang amputasi TFA dan TBA memiliki tingkat kebutuhan alat bantu jalan berupa kaki prostetik yang tinggi untuk meningkatkan mobilitasnya.

Kaki prostetik pada TFA memiliki kompleksitas lebih tinggi dibandingkan TBA, hal ini disebabkan adanya komponen sendi lutut yang mempengaruhi konsistensi gerakan dan kestabilan (Liang dkk., 2022). Saat ini, sendi lutut *single axis* lebih banyak digunakan karena memiliki harga yang lebih terjangkau meskipun memiliki kekurangan berupa lutut yang dapat tertekuk secara tiba-tiba dan pengguna yang mengeluhkan sakit pada bagian pinggul. Kondisi ini disebabkan tidak adanya mekanisme *brake* pada sendi lutut *single axis (*Gani, 2023*)*.

Gani (2023) menghasilkan penelitian berupa desain perbaikan dari kaki protesis berjenis *single axis* dengan penambahan mekanisme *brake control*. *Prototype* kaki prostetik ini membantu pengguna untuk tetap tegak dan tidak tertekuk pada saat yang tidak diinginkan serta membantu untuk melakukan ekstensi saat *fase swing* (Zhang dkk., 2021). Perbedaan lain pada kaki prostetik *single axis* (desain *eksisting*) dan kaki prostetik *single axis* dengan mekanisme *brake control* (desain *prototype*) terletak pada berat kaki prostetik. Kaki prostetik desain *prototype* memiliki berat 5 kg dan kaki prostetik desain *eksisting* memiliki berat 2 kg.



Gambar 1. Sendi lutut *single axis (*desain *eksisting).*

Gambar 2. Sendi lutut *single axis* dengan mekanisme *brake control (*desain *prototype).*

Adanya perbedaan desain dan mekanisme kerja kaki prostetik berpengaruh terhadap aktivitas fisik yang dilakukan oleh pengguna. Aktivitas fisik merupakan pergerakan anggota tubuh oleh otot rangka untuk suatu hal dalam upaya mempertahankan kualitas hidup (Sari, 2018). Pada penelitian Iswaranda tahun 2019, dinyatakan bahwa mayoritas penyandang disabilitas fisik merasa tidak puas dengan kualitas hidup yang dijalani karena merasa terhambat dalam bekerja. Hal ini dikarenakan penyandang disabilitas memiliki tuntutan kerja fisik yang lebih tinggi dibandingkan orang normal sehingga akan memicu peningkatan risiko *musculoskeletal* yang berdampak pada penurunan performa kinerja penyandang disabilitas.

Keterbatasan kinerja dapat terlihat pada beberapa bidang pekerjaan, diantaranya bidang manufaktur yang memiliki risiko tertinggi terhadap *work-related musculoskeletal disorders* (WMSDs) (Ding dkk., 2023; Bedoya Y. dkk., 2023). Hal ini disebabkan oleh pekerjaan yang dilakukan dengan postur tubuh janggal dan sebagian besar statis dengan kecenderungan membungkuk. Postur tubuh janggal yang sering dilakukan dalam aktivitas kerja adalah posisi membungkuk dengan sudut 20° dan membungkuk dengan sudut 80° dengan posisi kaki yang statis (Kurnianto, 2017). Penyesuaian sudut tubuh tersebut diukur menggunakan *inclinometer* yang diletakkan pada segmen tubuh *cervical* tujuh (C7/T1). Bagian tersebut dipilih karena merupakan bagian paling menonjol di persimpangan *seviks-thoraks* yang mudah ditemukan pada tiap individu (Levine, 2019).

Aktivitas otot ekstremitas bawah pada pengguna kaki prostetik dapat digunakan sebagai indikator untuk menentukan tuntutan kerja fisik yang dibutuhkan. Pada eksperimen ini, indikator aktivitas fisik yang dilakukan adalah *assembly* produk. Aktivitas otot yang tidak seimbang berpotensi menurunkan fungsi mobilitas fisik dan merubah titik keseimbangan sendi yang berdampak pada penurunan performa kinerja yang berdampak pada penurunan produktivitas penyandang disabilitas (Nafi'ah, 2022). Otot skeletal pada ekstremitas bawah yang diuji pada penelitian ini adalah *gastrocnemius (*GC*), rectus femoris (*RF*), beceps femoris (*BF*), erector spinae (*ES*).* Pada kondisi kaki normal seluruh otot tersebut akan aktif bekerja ketika melakukan pstur membungkuk. Namun, pada seorang amputasi *transfemoral* akan berisiko terjadi ketidakseimbangan beban kerja otot yang disebabkan adanya *remodeling* struktural yang mengubah peran fungsional otot (Kucharska dkk., 2018).

Penelitian Kumar dkk. (2019) menjelaskan pola sinyal aktivitas otot yang berbeda signifikan antara penyandang amputasi TFA dengan non-disabilitas ketika berdiri tegak dan fase berjalan (mengayun). Hal ini dikarenakan fase ayunan kaki prostetik yang lebih pendek dengan durasi yang lebih lama. Kondisi ini juga berlaku pada penyandang amputasi TFA ketika melakukan aktivitas fisik yang serupa. Berdasarkan penelitian tersebut, belum terdapat penelitian yang menjelaskan mengenai pengaruh jenis sendi *single axis* dan *single axis* dengan mekanisme *brake*

control ketika melakukan aktivitas pekerjaan dengan postur janggal terhadap aktivitas otot *rectus femoris* (RF), *biceps femoris* (BF), *gastrocnemius* (GC), *dan longissimus thoracis* (LT).

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui pengaruh perbedaan jenis sendi kaki prostetik dan postur kerja yang dilakukan pada pengguna kaki prostetik *transfemoral* dengan tipe *single axis* dan *single axis* dengan mekanisme *brake control* terhadap aktivitas otot *biceps femoris* (BF), *rectus femoris* (RF), *gastrocnemius* (GC), dan *erector spinae* (ES) serta tingkat kestabilan postural yang dihasilkan. Selain itu, penelitian ini juga menggunakan penilaian subjektif berupa penilaian rasa sakit/nyeri/ketidaknyamanan yang dialami ketika menggunakan kaki prostetik. Penilaian ini diperlukan untuk menilai konsistensi partisipan ketika dilakukan pengukuran objektif dan subjektif. Hasil evaluasi pada penelitian ini dapat dijadikan rekomendasi kaki prostetik yang optimal untuk meningkatkan kemampuan bekerja dengan indikator beban kerja otot ekstremitas bawah.

2. Metode Penelitian

Dalam eksperimen ini, pengguna kaki prostetik dengan jenis sendi *single axis* dibandingkan dengan jenis sendi *single axis* mekanisme *brake control* ketika melakukan aktivitas fisik (*assembly* produk) dengan postur tubuh janggal. Postur tubuh janggal yang sering dilakukan seseorang ketika bekerja diantaranya membungkuk 20° dan membungkuk 80°. Sedangkan posisi idealnya adalah berdiri tegak dengan tumpuan dua kaki yang dibuka selebar bahu. Analisis menggunakan *electromyography* dilakukan dengan melihat pola sinyal *electomyograph* yang berasosiasi terhadap aktivitas otot. Untuk mendukung pengukuran objektif, eksperimen ini juga melakukan pengukuran subjektifitas partisipan dengan *rating of perceived discomfort* (RPD). Penilaian pada RPD dilakukan dengan mengukur rasa sakit/nyeri/ketidaknyamanan pada bagian-bagian tubuh tertentu dengan menggunakan skala rasio yang diadopsi dari Borg CR 10 *scale*. Eksperimen ini telah dinyatakan lulus kelayakan etik oleh komisi etik penelitian Institut Teknologi Bandung pada tanggal 14 Februari 2024. Berikut adalah tahapan penelitian yang dilakukan dalam eksperimen

2. 1.Penentuan Partisipan dan Lingkungan Uji

Partisipan yang digunakan dalam penelitian ini berjumlah enam orang dengan kriteria berjenis kelamin laki-laki, berusia 18-60 tahun, telah menggunakan kaki palsu TFA selama lebih dari satu tahun dan tidak memilik kekurangan anggota tubuh lainnya. Penentuan jumlah minimum sampel penelitian menggunakan *software G*Power test* dengan *default within subject design* 2 faktor dan 6 level perlakukan. Perhitungan jumlah partisipan ditentukan oleh perhitungan nilai *size effect* dan *power* menggunakan metode Cohen's. Menggunakan variabel aktivitas otot diperoleh nilai *size effect* sebesar 1,46 dan nilai *power* 0,9 sehingga diperoleh jumlah partisipan sebanyak empat orang. Namun, penelitian ini menggunakan proses randomisasi (*counterbalance*) dengan rancangan *latin square design*. Pada rancangan tersebut, terdapat enam perlakuan yang berbeda, sehingga dengan menggunakan enam orang akan diperoleh pola randomisasi yang sesuai.

2. 2.Desain Eksperimen

Penelitian ini merupakan desain eksperimen *within subject* yang terdiri dari 2 faktor yaitu postur tubuh dan jenis kaki prostetik. Pada faktor postur tubuh memiliki level postur berdiri, membungkuk 20°, dan membungkuk 80°, sedangkan pada faktor jenis sendi kaki prostetik memiliki level jenis kaki *single axis* (desain *eksisting*) dan jenis kaki *single axis* mekanisme *brake control* (desain *prototype*). Eksperimen *within subject* merupakan desain eksperimen dimana setiap partisipan dalam kelompok penelitian menerima seluruh perlakuan yang terbentuk.

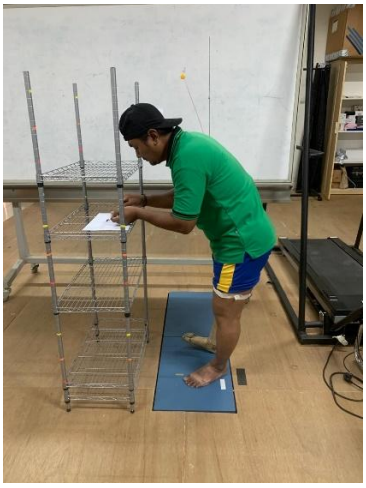
Sebelum melakukan eksperimen, partisipan diminta untuk mengisi lembar kesanggupan dan identitas diri yang akan dirahasiakan oleh peneliti. Selanjutnya, partisipan diminta untuk melakukan kalibrasi RPD yang dilakukan dengan cara berdiri membelakangi dinding tembok sambil menekukkan kakinya membentuk sudut 90°. Selama proses kalibrasi, partisipan diminta untuk memberikan penilaian terhadap rasa sakit/nyeri/ketidaknyamanan pada bagian tubuh tertentu mulai dari angka 0 hingga 10. Dimana angka 0 menyatakan tidak terdapat rasa sakit/nyeri/ketidaknyamanan, sedangkan angka 10 menyatakan rasa sakit/nyeri/ketidaknyamanan yang maksimum Nilai tersebut digunakan sebagai standardisasi dalam pengisian kuesioner RPD yang diberikan setelah partisipan mendapatkan perlakuan. Setelah melakukan kalibrasi, partisipan diminta untuk melakukan aktivitas utama yang terdiri dari enam perlakuan sebagai berikut.

- Perlakuan 1 = Berdiri tegak menggunakan sendi lutut *single axis*.
- Perlakuan 2 = Berdiri tegak menggunakan sendi lutut *single axis* mekanisme *brake control.*
- Perlakuan 3 = Berdiri dengan postur membungkuk 20° menggunakan sendi lutut *single axis*.
- Perlakuan 4 = Berdiri dengan postur membungkuk 20° menggunakan sendi lutut *single axis* mekanisme *brake control.*
- Perlakuan 5 = Berdiri dengan postur membungkuk 80° menggunakan sendi lutut *single axis*.

- Perlakuan 6 = Berdiri dengan postur membungkuk 80° menggunakan sendi lutut *single axis* mekanisme *brake control*

Setelah melakukan eksperimen, partisipan diminta untuk mengisikan kuesioner RPD yang dirasakan ketika mendapatkan perlakuan. Berikut adalah tiga gambar postur tubuh ketika melakukan aktivitas utama

Gambar 3. Aktivitas fisik postur tegak



Gambar 4. Aktivitas fisik dengan postur membungkuk 20°

Gambar 5. Aktivitas fisik dengan postur membungkuk 80°

Untuk mengurangi *carry over effect* berupa *learning effect* peneliti juga melakukan pengambilan data yang berbeda waktunya tiap partisipan dengan menggunakan rancangan *latin square design*. Rancangan desain eksperimen setelah randomisasi ditampilkan pada **Tabel 1.**

Tabel 1. Rancangan desain eksperimen

Hari Perlakuan / Partisipan	1	2	3	4	5	6
1	A	B	C	D	E	F
2	B	C	D	E	F	A
3	C	D	E	F	A	B
4	D	E	F	A	B	C
5	E	F	A	B	C	D
6	F	A	B	C	D	E

2. 3.Data Reduction (emg dan pk masuk disini)

Pada pengukuran aktivitas otot dilakukan menggunakan sEMG *Trigno Wireless Biofeedback System* dengan jenis sensor *Trigno Avanti* serta aplikasi *EMGWorks*, elektroda yang terdapat pada box EMG ditempelkan pada otot BF, RF, GC, dan ES. Konfigurasi masing-masing elektroda pada EMG menggunakan tipe konfigurasi *EMG Only* yang telah di-*filter* untuk menghilangkan *noise* dengan menggunakan *Butterworth filter* order 2 dengan *band* frekuensi 20-450 Hz dan *range* 11mV. Sensor diatur pada *range* 11Mv, *bandwidth* 20-450 Hz, dan *samping rate* 2148 Hz. Pola sinyal EMG kemudian diekspor ke perangkat lunak EMG dan dinormalisasikan dengan cara membagi nilai RMS dengan nilai Ymax (RMS/Ymax). Berikut adalah posisi peletakan elektroda pada partisipan.

Elektroda dipasangkan pada permukaan kulit partisipan sesuai dengan ketentuan buku *Surface Electromyography* oleh Criswell (2011). Peletakan elektroda pada otot RF berada di bagian tengah permukaan anterior paha, atau diantara jarak lutut dengan tulang belakang iliaka. Kedua elektroda aktif ditempatkan terpisah 2 cm, sejajar dengan serat otot. Peletakan elektroda pada otot BF berada sejajar dengan otot di tengah bagian belakang paha, khususnya di antara *ischial tuberosity* (tulang panggul) dan *lateral epicondyle* dari tibia (tulang kering) kurang lebih setengah dari jarak lipatan *gluteal* ke bagian belakang lutut. Peletakan elektroda pada otot GC berada di bagian tengah atau pada tonjolan yang paling menonjol dari *muscle belly* bagian betis Peletakan elektroda pada otot ES berada di susunan sendi L3 tulang belakang pada bagian kanan dan kiri yang berjarak 2 cm antar elektrodanya.

Gambar 6. Elektroda pada otot RF

Gambar 7. Elektroda pada otot BF

Gambar 8. Elektroda pada otot GC

Gambar 9. Elektroda pada otot ES

Seluruh partisipan diminta untuk mengisikan kuesioner RPD yang berisi penilaian subjektif untuk masing-masing partisipan setelah memperoleh perlakuan. Terdapat enam perlakuan yang akan dinilai dengan rentang nilai 0 hingga 10.

2. 4.Statistical Analysis

Dalam perhitungannya, seluruh data dilakukan uji normalitas dan uji homogenitas untuk memenuhi asumsi pengujian ANOVA. Apabila data dinyatakan normal, maka dapat dilakukan analisis parametrik menggunakan Shapiro-Wilk ANOVA *within subject repeated measure*, sedangkan data yang tidak berdistribusi normal, maka dilakukan analisis non parametrik menggunakan uji *Wilcoxon Sign Rank* untuk dua data berpasangan dan uji *Friedman* untuk tiga sampel data atau lebih yang berpasangan. Pada penelitian ini, uji *Wilcoxon Sign Rank* digunakan untuk menguji pengaruh jenis kaki prostetik terhadap aktivitas otot, sedangkan uji *Friedman* digunakan untuk menguji pengaruh postur tubuh tertentu terhadap aktivitas otot. Perangkat lunak yang digunakan untuk melakukan pengujian statistik adalah IBM SPSS Statistics versi 27. Seluruh pengujian dilakukan dengan nilai kriteria $\alpha = 0{,}05$ sehingga daerah kritisnya adalah $-1{,}96 < z < 1{,}96$.

3. Hasil dan Pembahasan

Data yang terkumpul melalui proses pengukuran adalah data aktivitas otot dan data kuesioner penilaian persepsi kestabilan. Adapun otot yang dipilih adalah *gastrocnemius* (GC), *bicept femoris* (BF), *rectus femoris* (RF), *dan erector spinae* (ES). Pada otot ES terbagi menjadi dua bagian yaitu sisi kanan dan kiri, dimana pada penelitian ini disebut sebagai sisi normal dan *amputee*. Setelah data terkumpul, data tersebut akan diolah dan dilakukan serangkaian pengujian lebih lanjut. Tabel 2 hingga Tabel 5 menyatakan hasil rekapitulasi data aktivitas otot dan penilai kuesioner RPD.

Langkah selanjutnya adalah menentukan perbedaan antara kedua pengukuran. Pada parameter otot GC, BF, ES Amputasi, dan ES Normal terdistribusi secara normal, maka digunakan uji *repeated measure* ANOVA t-test (α = 5%) sebagai uji perbedaan. Sementara itu, hasil uji pada otot RF dan tidak berdistribusi normal, sehingga dilakukan uji non parametrik Wilcoxon dan Uji Friedman (α = 5%). Sedangkan pada parameter RPD, bagian tubuh punggung, pinggang, pinggul, lutut, paha dan betis pada sisi kaki utuh (normal) terdistribusi secara normal, akan tetapi punggung pada sisi kaki amputasi dan pergelangan kaki tidak terdistribusi secara normal.

Tabel 2. Rekapitulasi hasil pengukuran aktivitas otot

Muscle Avtivity		Postur Tubuh														
		Tegak					Membungkuk 20					Membungkuk 80				
		GC	RF	BF	ES (Amputee)	ES (Normal)	GC	RF	BF	ES (Amputee)	ES (Normal)	GC	RF	BF	ES (Amputee)	ES (Normal)
Jenis Kaki Prostetik	Eksisting	0.4035	0.4788	0.2502	0.4561	0.6224	0.2713	0.5559	0.3617	0.4564	0.6149	0.2052	0.4707	0.4508	0.4668	0.6523
		0.2691	0.4475	0.3328	0.1962	0.4251	0.3929	0.4795	0.6071	0.2707	0.5837	0.4817	0.4617	0.6245	0.3133	0.4860
		0.4143	0.7700	0.4460	0.8142	0.3155	0.3458	0.7972	0.5201	0.6042	0.3481	0.3522	0.6927	0.5449	0.9075	0.4807
		0.2488	0.3025	0.3493	0.1883	0.3687	0.4959	0.3715	0.4058	0.2132	0.3916	0.4804	0.2497	0.4349	0.3665	0.4793
		0.7934	0.7098	0.3796	0.1683	0.4675	0.7091	0.7336	0.4598	0.2498	0.4930	0.7340	0.3803	0.4798	0.2865	0.4202
		0.3443	0.2907	0.3146	0.3420	0.4034	0.4934	0.2921	0.4534	0.2574	0.5362	0.4952	0.2387	0.4884	0.2289	0.5782
	Prototype	0.2144	0.3163	0.2027	0.4617	0.4913	0.4906	0.4895	0.2758	0.6759	0.7157	0.5263	0.4652	0.3794	0.7211	0.7602
		0.4385	0.2257	0.3970	0.0830	0.6347	0.4358	0.2233	0.5477	0.1419	0.6642	0.5108	0.2371	0.5847	0.1380	0.4207
		0.2980	0.5552	0.3725	0.4584	0.0912	0.6822	0.5010	0.5996	0.4094	0.1646	0.5936	0.5092	0.6053	0.4147	0.1837
		0.7283	0.8792	0.6406	0.7507	0.6243	0.5612	0.7540	0.7197	0.4938	0.6167	0.6881	0.8029	0.8780	0.4273	0.7606
		0.2264	0.7385	0.2248	0.2848	0.2540	0.4181	0.7254	0.4317	0.3671	0.4730	0.3010	0.7243	0.4342	0.5311	0.5624
		0.3353	0.3973	0.4697	0.2414	0.1454	0.3455	0.4219	0.5021	0.1067	0.1505	0.4238	0.4071	0.5255	0.1842	0.2005

Tabel 3. Rekapitulasi hasil penilaian RPD postur tegak

Muscle Avtivity		Postur Tubuh: Tegak									
		Punggung Normal	Punggung Amputasi	Pinggang Normal	Pinggang Amputasi	Pinggul Normal	Pinggul Amputasi	Lutut Normal	Pergelangan Kaki Normal	Paha Normal	Betis Normal
Jenis Kaki Prostetik	Eksisting	0	0	0	0	0	0	0	0	0.5	0.5
		1	0	2	0	0	0	0	1	3	2
		3	3	3	3	3	3	4	2	2	3
		0.5	0.5	1	0.5	2	2	1	2	1	1
		1	1	0.5	1	2	1	0.5	0	0	1
		0	0	0	0	0	0	3	0	0.5	1
	Prototype	0	1	1	0	1	0	1	1	0.5	0.5
		0.5	1	1	0	0	0.5	0	1	2	2
		3	3	3	3	3	3	4	2	2	2
		0.5	0.5	0.5	1	3	2	0.5	1	1	2
		1	1	1	0.5	1	2	0.5	0	0	0.5
		0	0	0	0	0	0	3	0	1	1

Tabel 4. Rekapitulasi hasil penilaian RPD postur membungkuk 20°

Muscle Avtivity		Postur Tubuh: Membungkuk 20									
		Punggung Normal	Punggung Amputasi	Pinggang Normal	Pinggang Amputasi	Pinggul Normal	Pinggul Amputasi	Lutut Normal	Pergelangan Kaki Normal	Paha Normal	Betis Normal
Jenis Kaki Prostetik	Eksisting	0	0	1	0.5	0	0.5	6	6	7	7
		7	1	5	8	0	1	0.5	3	9	9
		3	4	3	3	4	4	3	2	5	4
		1	1	3	1	2	2	5	5	2	4
		2	1	1	2	3	2	4	0.5	5	6
		5	5	5	5	5	5	5	0	2	2
	Prototype	0	2	5	2	3	1	5	1	7	7
		3	0	2	0	0	1	0	2	5	8
		3	5	3	3	5	5	5	2	6	4
		1	1	7	2	3	3	7	7	2	4
		2	1	2	7	3	3	4	0.5	5	6
		4	4	4	4	4	4	4	0	3	3

Tabel 5. Rekapitulasi hasil penilaian RPD postur membungkuk 20°

Muscle Avtivity		Postur Tubuh: Membungkuk 80									
		Punggung Normal	Punggung Amputasi	Pinggang Normal	Pinggang Amputasi	Pinggul Normal	Pinggul Amputasi	Lutut Normal	Pergelangan Kaki Normal	Paha Normal	Betis Normal
Jenis Kaki Prostetik	Eksisting	0	0	2	0.5	0	0.5	7	7	8	8
		7	1	6	6	0	1	0.5	3	9	9
		7	6	7	7	7	6	5	3	5	5
		1	1	3	1	2	2	6	6	2	4
		2	1	1	2	3	2	5	0.5	6	6
		8	8	8	8	6	6	6	0	3	2
	Prototype	0	2	4	2	5	2	6	1	8	8
		4	3	2	0	0	1	0	3	6	9
		4	6	4	4	6	6	5	3	6	5
		1	1	9	3	3	5	8	8	2	5
		3	1	3	9	5	4	4	0.5	6	6
		6	6	6	6	6	6	6	0	4	3

Hasil pengujian menunjukkan nilai p-*value* dari otot GC, BF, ES (Normal) kurang dari α=5%, yang mengindikasikan bahwa data berbeda secara signifikan untuk parameter postur tubuh. Sedangkan pada otot RF, ES (*Amputee*), menunjukkan nilai p-value lebih dari α=5%, yang mengindikasikan bahwa data tidak berbeda secara signifikan untuk setiap parameter.

Parameter jenis kaki dan postur tubuh tidak mengindikasikan adanya perbedaan secara signifikan pada otot *rectus femoris* hal ini dikarenakan otot tersebut merupakan salah satu dari empat otot kuadrisep yang berfungsi dalam ekstensi lutut dan fleksibilitas pinggul. Namun, dalam aktivitas fisik seperti membungkuk, otot ini cenderung tidak aktif. Pada saat membungkuk, tubuh cenderung mengalihkan beban ke otot hamstring dan otot punggung bawah

untuk mendukung gerakan tersebut . Hal ini terjadi karena posisi membungkuk menempatkan pinggul dalam posisi fleksi, yang mengurangi peran aktif dari *rectus femoris* dalam gerakan ini.

Pada otot *erector spinae* pada bagian kaki amputasi, terjadi *remodeling* struktural yang menyebabkan perubahan signifikan dalam keseimbangan dan distribusi beban tubuh. Individu dengan amputasi transfemoral akan terjadi kompensasi otot di sisi yang tidak teramputasi, dimana otot *erector spinae* di sisi amputasi menjadi kurang aktif karena distribusi beban dan gerakan lebih banyak diambil alih oleh otot di sisi yang sehat. Selama aktivitas membungkuk, individu ini cenderung lebih mengandalkan otot-otot punggung bagian bawah di sisi yang tidak teramputasi, serta otot-otot lain yang tidak terpengaruh oleh amputasi, untuk menjaga stabilitas dan mencegah ketidakseimbangan. Berikut adalah

Tabel 6. Hasil signifikansi aktivitas otot

No	Nama Otot	Jenis Kaki (JK)	Postur Tubuh (PT)	Interaksi (JK*PT)
1	*Gastrocnemius* (GC)	0.8787	**0.0067***	0.5083
2	*Rectus Femoris* (RF)	0.4567	0.1245	0.410
3	*Bicept Femoris* (BF)	0.4796	**0.0001***	0.6394
4	*Erector Spinae Amputee* (ES Amp)	0.9560	0.0515	0.8885
5	*Erector Spinae Normal* (ES Norm)	0.6545	**0.0405***	0.8007

Hasil pengukuran nilai subjektifitas RPD, menunjukkan p-*value* dari parameter punggung pada sisi kaki normal lebih dari α=5%, yang mengindikasikan bahwa data tidak berbeda secara signifikan untuk postur tubuh dan jenis kaki terhadap rasa sakit/tnyeri/ketidaknyamana yang ditimbulkan. Sedangkan p-*value* dari parameter punggung amputasi, pinggang normal, pinggang amputasi, pinggul normal, pinggul amputasi, lutut normal, pergelangan kaki normal, paha normal, dan betis normal memiliki nilai p-*value* kurang dari α=5%, yang mengindikasikan bahwa data berbeda secara signifikan untuk parameter postur tubuh terhadap besarnya rasa sakit/nyeri/ketidaknyamanan yang ditimbulkan. Berikut hasil perhitungan signifikansi penilaian subjetif terkait persepsi kestabilan

Tabel 7. Hasil signifikansi nilai RPD

No	Bagian Tubuh	Jenis Kaki (JK)	Postur Tubuh (PT)	Interaksi (JK*PT)
1	Punggung Normal	0.1647	0.0571	0.1635
2	Punggung Amputasi	0.1367	**0.0008***	**0.0132***
3	Pinggang Normal	0.7313	**0.0100***	0.9157
4	Pinggang Amputasi	0.9278	**0.0153***	0.9669
5	Pinggul Normal	0.5039	**0.0465***	0.1051
6	Pinggul Amputasi	0.0842	**0.0324***	0.1747
7	Lutut Normal	0.7711	**0.0201***	0.7971
8	Pergelangan Kaki Normal	0.3044	**0.0004***	**0.0038***
9	Paha Normal	0.7223	**0.0065***	0.8494
10	Betis Normal	0.6812	**0.0071***	0.0925

Kesimpulan dan Saran

Berdasarkan hasil analisis, dapat disimpulkan bahwa aktivitas otot penyadang disabilitas amputasi transfemoral dipengaruhi oleh postur tubuh partisipan. Postur tubuh berpengaruh signifikan terhadap aktivitas otot *gastrocnemius* (GC), *bicept femoris* (BF), dan *erector spinae* bagian kaki normal (ES Norm). Aktivitas otot *rectus femoris* dan *erector spinae* bagian kaki amputasi (ES Amp) tidak dipengaruhi oleh jenis kaki maupun postur tubuh. Hal ini didukung dengan hasil penilaian subjektifitas terkait besarnya rasa sakit/nyeri/ketidaknyamanan yang menyatakan bahwa postur tubuh berpengaruh signifikan terhadap nilai RPD partisipan ketika melakukan aktivitas fisik. Oleh karena itu, dapat disimpulkan bahwa jenis kaki prostetik yang digunakan oleh penyandang disabilitas amputasi transfemoral tidak berpengaruh terhadap aktivitas otot yang ditimbulkan, akan tetapi postur tubuh yang dilakukan oleh penyandang disabilitas berpengaruh terhadap aktivitas otot yang ditimbulkan yang diikuti dengan adanya rasa tidak nyaman pada saat melakukan postur tubuh janggal. Dengan adanya penelitian ini, pengguna kaki prostetik transfemoral diharapkan melakukan aktifitas fisik sehari-hari dengan mempertimbangkan postur tubuh janggal agar menururnkan risiko *musculoskeletal* yang berdampak pada penurunan performa kinerja penyandang disabilitas.

Daftar Pustaka

1. Badan Pusat Statistik. (2022). Penyandang disabilitas Indonesia tiap Provinsi. Bandung. BPS
2. Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Jones & Bartlett Learning. https://books.google.co.id/books?id=RgfX5jXrmzMC
3. Ding, X., Guan, Z., Liu, N., Bi, M., Ji, F., Wang, H., & Yan, T. (2023). Prevalence and risk factors of work-related musculoskeletal disorders among emerging manufacturing workers in Beijing, China. *Frontiers in Medicine*, *10*, 1289046.
4. Gani, Meiky. (2023): Perancangan Perbaikan Sendi Lutut Prostesis Yayasan Kreativitas Difabel Mandiri, Tugas Akhir, Institut Teknologi Bandung.
5. Israwanda, D., Urbayatun, S., & Hayati, E. N. (2019). Pelatihan kebersyukuran untuk meningkatkan kualitas hidup pada wanita disabilitas fisik. *JIP (Jurnal Intervensi Psikologi)*, *11*(1), 9-24.
6. Julie Levine. (2019). All About the C6-C7 Spinal Motion Segment. Spine-Health. Diakses pada 25 Juli 24. https://www.spine-health.com/conditions/spine-anatomy/all-about-c6-c7-spinal-motion-segment
7. Kumar Vimal, A., Kant Godiyal, A., Singh, U., Bhasin, S., & Joshi, D. (2019). Transfemoral amputee's limit of stability and sway analysis during weight shifting 152 exercise with a vibrotactile feedback system. Somatosensory & Motor Research, 36(1), 31-41.
8. Kurnianto, R., Mulyono. (2017). Gambaran Postur Kerja Dan Resiko Terjadinya Muskuloskeletal Pada Pekerja Bagian Welding Di Area Workshop Bay 4.2 Pt. Alstom Power Energy Systems Indonesia.
9. Liang, W., Qian, Z., Chen, W., Song, H., Cao, Y., Wei, G., & Ren, L. (2022). Mechanisms and component design of prosthetic knees: A review from a biomechanical function perspective. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *10*, 950110.
10. Nafi'ah, S. (2022). Upaya Penyelesaian Masalah Gangguan Mobilitas Fisik pada Pasien Stroke Melalui Tindakan Teknik Latihan Penguatan Sendi. *Jurnal Ilmiah Keperawatan dan Kesehatan Alkautsar (JIKKA)*, *1*(1).
11. Open Data Jabar (2021). Jumlah Penduduk Penyandang Disabilitas Berdasarkan Kategori Disabilitas di Jawa Barat. Diakses dari https://opendata.jabarprov.go.id/id/dataset/jumlah-penduduk-penyandang-disabilitas-berdasarkan-kategori-disabilitas-di-jawa-barat pada tanggal 9 Mei 2023.
12. Ortega Bedoya, Y., Mejía Londoño, V., Rendón Vélez, E., Valencia Legarda, F., & Plata-Contreras, J. A. (2023). Mobility and postural limitations perceived by transtibial amputees undertaking agricultural activities: a qualitative study. Annals of Medicine, 55(2), 2258915.
13. Rutkowska-Kucharska, A., Kowal, M., & Winiarski, S. (2018). Relationship between asymmetry of gait and muscle torque in patients after unilateral transfemoral amputation. *Applied bionics and biomechanics*, *2018*(1), 5190816.
14. Sari, R. (2018). *Hubungan Tingkat Pengetahuan Gizi, Aktifitas Fisik Dan Body Image Dengan Panjang Lila Pada Remaja Putri Di Ma Nu Mranggen Demak* (Doctoral dissertation, Universitas Muhammadiyah Semarang).
15. Zhang, Y. dkk., (2021). Design and Experimental Research of Knee Joint Prosthesis Based on Gait Acquisition Technology. Biomimetics, 6(28).