

Pengaruh Jenis Kaki Prostetik dan Postur Tubuh Awal Ketika Melakukan Aktivitas Pengangkatan Pemindahan Beban dalam Kondisi Berdiri Terhadap Aktivitas Otot

Fathiyya Nada Nazhifa Budiman^{1*}, Khoirul Muslim¹

¹⁾ Teknik dan Manajemen Industri, FTI ITB Jl Tamansari 64, Kode Pos 40132, Indonesia

ABSTRAK

Di Indonesia terdapat jenis kaki prostetik yang sudah umum digunakan oleh seseorang yang diamputasi atas lutut, namun masih banyak pengguna yang mengeluhkan nyeri punggung bawah dan sendi lutut yang tertekuk tiba-tiba ketika menggunakannya sehingga menyebabkan mereka terjatuh. Terdapat desain kaki prostetik terbaru dengan penambahan mekanisme brake control pada sendi lututnya yang diduga dapat mengatasi keluhan tersebut terutama ketika melakukan pekerjaan fisik. Namun performa kaki prostetik tersebut belum pernah diuji untuk aktivitas kerja. Tujuan dari penelitian ini adalah menguji pengaruh jenis kaki prostetik dan postur tubuh awal pada saat melakukan aktivitas pengangkatan pemindahan beban terhadap aktivitas otot menggunakan electromyography (EMG). Selain itu, dilakukan pengukuran tingkat ketidaknyamanan yang dirasakan pada sejumlah segmen tubuh partisipan untuk melihat konsistensi hasil pengukuran aktivitas otot menggunakan EMG. Terdapat dua jenis kaki prostetik yang digunakan pada penelitian ini yaitu kaki prostetik eksisting yang tidak memiliki mekanisme brake control dan kaki prostetik prototipe yang memiliki mekanisme brake control. Selanjutnya, digunakan dua postur tubuh awal yaitu membungkuk dengan sudut tubuh awal sebesar 20° dan 80°. Enam partisipan laki-laki dilibatkan pada penelitian ini. Penelitian dilaksanakan dengan eksperimen di Lab. Data diolah menggunakan Two Way ANOVA with replication, metode Wilcoxon Sign Rank Test dan Friedman Test. Hasil penelitian menunjukkan bahwa jenis kaki prostetik prototipe memiliki performa yang lebih baik dalam meminimalkan aktivitas otot partisipan. Sehingga risiko nyeri pada segmen tubuh ketika menggunakan kaki prostetik prototipe lebih kecil. Selanjutnya, aktivitas otot ketika partisipan mengangkat dan memindahkan beban dengan postur tubuh awal sebesar 20° lebih kecil daripada ketika postur tubuh awal sebesar 80°. Terdapat interaksi antara jenis kaki prostetik dan besar postur tubuh awal dalam memengaruhi aktivitas otot partisipan. Kaki prostetik prototipe hanya dapat membantu meminimalkan aktivitas otot ketika postur tubuh awal tidak lebih dari 80°.

Kata kunci: Kaki prostetik, Postur Tubuh Awal, Sendi lutut, Mekanisme brake control, Aktivitas otot, Pengangkatan dan pemindahan beban

ABSTRACT

In Indonesia, a commonly used type of prosthetic leg for above-knee amputees often causes lower back pain and knee joints that suddenly bend causing them to fall. There is a new prosthetic leg design with a brake control mechanism at the knee joint to address this issue, especially during physical activities. However, the performance of the new prosthetic leg has not been tested for work-related tasks. This study aimed to evaluate the impact of the prosthetic leg type and initial body posture on muscle activity during lifting activities, using electromyography (EMG). Additionally, participants' discomfort levels in various body segments were measured to validate the EMG results. The study involved two types of prosthetic legs: existing legs without a brake control mechanism and prototype legs with a brake control. Two initial body postures were tested: bending with a 20° and 80° initial body angle. The study included six male participants and employed a combination of Two Way ANOVA with replication, Wilcoxon Sign Rank Test, and Friedman Test methods for data analysis. The results demonstrated that the prototype prosthetic leg had better performance in minimizing participant muscle activity so that reducing the risk of pain in body segments. Moreover, muscle activity was lower when participants lifted loads with a 20° initial body posture compared to an 80° posture. There was an interaction between the prosthetic leg type and initial body posture angle in influencing muscle activity, indicating that the prototype prosthetic leg effectively minimized muscle activity only when the initial body posture was no more than 80°.

Keywords: Prosthetic leg, Initial Body Posture, Knee joint, Brake Control Mechanism, Muscle activity, Lifting

1. Pendahuluan

Sebanyak 28.05 juta penduduk menyandang disabilitas yang terdiri dari disabilitas fisik, sensorik, intelektual dan mental (Badan Pusat Statistik, 2020). Jenis disabilitas yang paling banyak ditemui di Indonesia adalah disabilitas fisik. Hasil survei menunjukkan sebanyak 62% penyandang disabilitas fisik dari total keseluruhan penyandang disabilitas (Badan Pusat Statistik, 2022). Disabilitas fisik adalah kondisi dimana seseorang mengalami gangguan pada fungsi gerak, sistem otot dan sistem saraf sehingga mengalami keterbatasan mobilitas (UU No 8 Tahun 2016). Salah satu jenis dari disabilitas fisik adalah amputasi. Amputasi terbagi menjadi dua jenis yaitu amputasi lengan tangan dan amputasi tungkai kaki. Jenis amputasi yang paling banyak dilakukan adalah amputasi tungkai kaki (Guest dkk., 2019; Jayaraman dkk., 2020). Pada seseorang yang diamputasi kaki di Indonesia, jika mereka melamar pekerjaan, kebanyakan dari mereka hanya ditempatkan di pekerjaan yang tidak membutuhkan aktivitas fisik yang besar, seperti di bagian administrasi, dimana pekerjaan yang mereka lakukan hanya di depan komputer dan mengetik (Santoso dkk., 2020). Padahal mereka sendiri belum tentu memiliki kemampuan untuk mengoperasikan komputer. Jenis pekerjaan yang dapat dilakukan oleh semua orang meskipun tidak memiliki latar belakang pendidikan tinggi adalah pekerjaan kategori level 1 yang hanya membutuhkan *basic skill* seperti *Manual Material Handling* (MMH).

Aktivitas MMH mencakup mengangkat (*lifting*), menurunkan (*lowering*), membawa (*carrying*), mendorong (*pushing*) dan menarik (*pulling*) (Dempsey, 1998). Di dunia industri, aktivitas pengangkatan dan pemindahan beban (*lifting*) pada kondisi statis paling banyak ditemukan (Lieber dkk., 2002). Aktivitas ini biasanya dilakukan dengan berdiri diam dalam jangka waktu yang lama dan sering menyebabkan postur janggal (*awkward posture*) seperti membungkuk (Lieber dkk., 2002; Reid dkk., 2010). Semakin sering seseorang melakukan postur nangung maka aktivitas otot nya akan semakin besar (Pan dkk., 2000; Ray & Teyzer, 2012; Antwi-Afari dkk., 2017). Aktivitas otot yang besar berkaitan dengan rasa nyeri atau cedera yang dirasakan di beberapa segmen tubuh terkait. Pada seseorang yang diamputasi, ketika mereka sering melakukan membungkuk dalam waktu yang lama dapat menyebabkan cedera tulang belakang serta cedera otot ekskrimitas bawah lainnya sehingga perlu dilakukan tinjauan lebih lanjut mengenai aktivitas otot pengguna kaki prostetik pada saat melakukan pengangkatan dan pemindahan beban dalam kondisi statis (Ashtaputre dkk., 2021). Besar kecilnya aktivitas otot pengguna kaki prostetik dapat dipengaruhi dari jenis kaki prostetik yang digunakan. Jenis kaki prostetik yang digunakan tergantung dari jenis amputasi tungkai kaki yang dimiliki. Terdapat dua jenis amputasi tungkai kaki, yaitu amputasi atas lutut (*transfemoral*) dan amputasi bawah lutut (*transtibial*). Pada seseorang yang diamputasi atas lutut (*transfemoral*), aktivitas otot ekskrimitas bawah akan lebih besar karena mereka membutuhkan usaha yang besar dalam mempertahankan kestabilan pada saat melakukan aktivitas pengangkatan dan pemindahan beban dalam kondisi statis. Hal tersebut dikarenakan mereka kehilangan fungsi sendi lutut. Otot-otot yang ada pada sendi lutut berfungsi untuk mengatur kestabilan ketika beraktivitas (Boonstra dkk., 1996; Boone dkk., 2013). Oleh karena itu, komponen sendi lutut pada kaki prostetik memiliki peranan yang besar bagi seseorang yang memiliki amputasi atas lutut. Komponen sendi lutut yang digunakan harus dapat membantu ambulasi dengan aman, nyaman, serta mudah untuk dikendalikan (Kamali dkk., 2013).

Di Indonesia, terdapat penelitian dari Gani (2023) yang menghasilkan rancangan kaki prostetik baru dengan memberikan perbaikan pada sendi lututnya. Rancangan ini didasarkan pada survei kepuasan pembeli terhadap kaki prostetik yang diproduksi oleh Yayasan Kreatifitas Difabel Mandiri (YKDM) di Kota Bandung (Gambar 1a). Jenis sendi lutut yang biasa digunakan oleh masyarakat untuk beraktivitas dan bekerja adalah sendi lutut *single axis*, dimana sendi lutut ini hanya memiliki satu sumbu fleksi/ekstensi yang dipasang didekat tulang paha. Oleh karenanya, sendi ini berputar secara bersamaan dengan gerak tulang paha (Hollister dkk., 1993; Churchill dkk., 1998; Pinskerova dkk., 2000). Jenis sendi lutut ini memiliki kekurangan yaitu tidak dapat ditekuk sehingga pengguna harus lebih berhati-hati dalam penggunaannya. Selain itu, pengguna juga sering mengeluhkan nyeri di bagian punggung bawah ketika terlalu lama beraktivitas menggunakan kaki prostetik dengan jenis sendi lutut *single axis*. Untuk mengatasi keluhan pengguna tersebut, penelitian Gani (2023) memberikan perbaikan di bagian sendi lutut dengan tetap menggunakan sendi lutut *single axis* namun menambahkan mekanisme *brake control* (Gambar 1b).

Mekanisme *brake control* berfungsi untuk mengontrol gerakan kaki prostetik dengan melakukan pengereman (Radcliffe, 1977). Mekanisme *brake control* diaplikasikan dengan konsep dinamika fluida menggunakan hidrolik (*gas spring*) yang terpasang pada sendi lutut. Hidrolik berfungsi untuk mengontrol tekanan yang bekerja. Komponen hidrolik terdiri dari tabung tekanan (*pressure tube*), batang piston (*piston rod*), piston, dan fitting sambungan. Didalam silinder diberikan nitrogen yang menimbulkan adanya gaya yang bekerja sehingga hidrolik terekstensi (Lee, 2017). Dengan adanya hidrolik pada sendi lutut maka sendi lutut dapat ditekuk sehingga pengguna dapat bergerak dengan aman dan nyaman serta pendistribusian massa tubuh lebih merata ke seluruh ekskrimitas bawah. Hal tersebut diduga dapat mengatasi keluhan nyeri punggung bawah dan nyeri ekskrimitas bawah lainnya pada sisi kaki normal ketika bekerja.



Gambar 1. (a) Kaki Prostetik Eksisting (Sumber: Sayuti dan Reza (2016)) dan (b) Kaki Prostetik Prototipe (Sumber: Koleksi Pribadi)

Studi terdahulu pada pengguna kaki prostetik yang melakukan aktivitas pengangkatan pemindahan beban dalam kondisi berdiri diam di industri telah dilakukan. Penelitian Jayaraman dkk. (2020) melakukan pengukuran aktivitas otot pada saat pengguna kaki prostetik melakukan aktivitas pengangkatan dan pemindahan beban. Beban diletakkan diatas lantai. Otot yang diukur pada penelitian tersebut adalah otot *erector spinae* pada sisi kaki yang utuh dan sisi kaki amputasi. Hasil menunjukan bahwa aktivitas otot *erector spinae* pada sisi kaki yang utuh jauh lebih besar karena pengguna memusatkan kekuatannya pada kaki yang utuh sehingga terjadi asimetri pinggul. Oleh karena itu, pada penelitian ini akan diukur aktivitas otot *erector spinae* sisi kaki normal dan amputasi untuk melihat potensi asimetri pinggul pada pengguna ketika menggunakan kaki prostetik prototipe. Selanjutnya, terdapat penelitian lain yang menguji pengaruh fitur implant osseointegrated yang terletak pada soket kaki prostetik terhadap momen dan gaya pada partisipan (Vertriest dkk., 2015). Pada penelitian tersebut tidak ditemukan pengaruh yang signifikan terhadap fitur osseointegrated. Oleh karena itu pada penelitian ini diuji fitur mekanisme *brake control* yang terletak pada sendi lutut. Sendi lutut memiliki peranan terbesar sebagai sumber kekuatan ketika berdiri pada saat bekerja sehingga dapat berpengaruh signifikan terhadap aktivitas otot.

Selain penelitian terdahulu yang melibatkan pengguna kaki prostetik, terdapat beberapa penelitian yang melibatkan orang normal ketika melakukan aktivitas pengangkatan beban. Penelitian Gallagher dkk. (2002) menguji berbagai macam postur seperti berdiri, membungkuk, berlutut dan berjongkok terhadap aktivitas otot *erector spinae* (ES). Hasil menunjukan bahwa postur membungkuk merupakan postur janggal yang paling menyebabkan tingginya aktivitas otot ES. Sehingga postur membungkuk berpotensi menimbulkan nyeri pada punggung bawah serta asimetri pinggul. Oleh karena itu, pada penelitian ini akan digunakan postur tubuh awal membungkuk pada saat aktivitas pengangkatan beban dengan kedalaman membungkuk sebesar 20° dan 80° . Selain mengukur otot ES, selanjutnya terdapat beberapa otot ekskrimitas lainnya yang berperan besar ketika aktivitas pengangkatan beban seperti otot *gastrocnemius* (GC), *biceps femoris* (BF) dan *rectus femoris* (RF) (Antwi-Afari dkk., 2017). Oleh karena itu pada penelitian ini juga diukur aktivitas otot pada ketiga otot tersebut.

2. Metode Penelitian

2.1 Partisipan

Enam partisipan laki-laki dengan rentang usia 27 – 56 tahun terlibat dalam penelitian ini. Semua partisipan sudah terbiasa menggunakan kaki prostetik untuk beraktivitas sehari-hari dan tidak sedang mengalami cedera di seluruh bagian tubuh. Sebelum melakukan penelitian, partisipan telah membaca protokol eksperimen yang telah disetujui oleh komisi etik Institut Teknologi Bandung. Setelah membaca protokol eksperimen partisipan menandatangani lembar persetujuan (*consent form*).

2.2 Prosedur Eksperimen

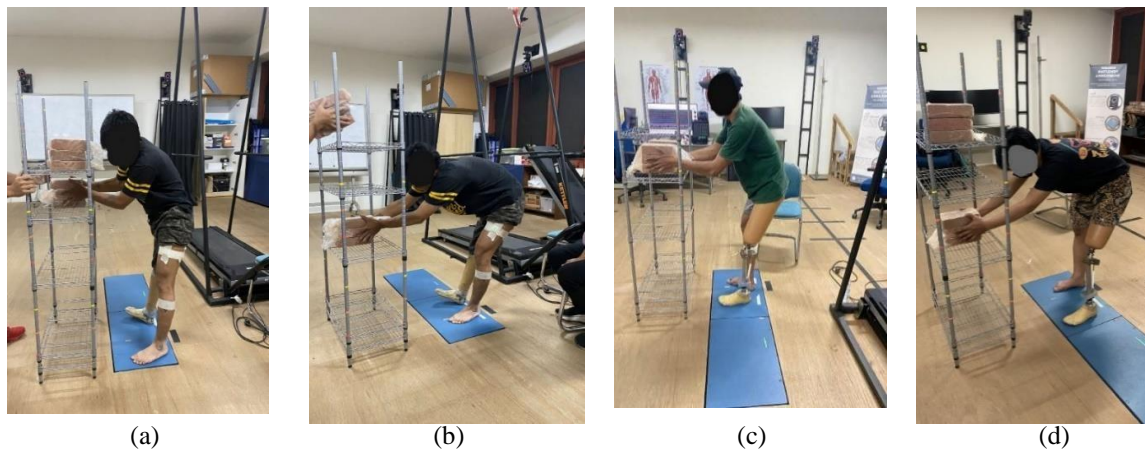
Pengangkatan dan pemindahan beban dilakukan dengan dua kondisi yaitu ketika postur tubuh awal partisipan sebesar 20° dan sebesar 80° . Selanjutnya, pengangkatan pemindahan beban dilakukan menggunakan dua jenis kaki prostetik yang berbeda yaitu kaki prostetik eksisting yang memiliki sendi lutut *single axis* tanpa mekanisme *brake control* dan kaki prostetik prototipe yang memiliki sendi lutut *single axis* dengan mekanisme *brake control*. Dengan begitu terdapat empat perlakuan (Tabel 1).

Ketika eksperimen partisipan melakukan perlakuan A hingga D (Gambar 2). Penelitian ini menggunakan desain eksperimen *within subject*, maka dari itu partisipan mendapatkan empat perlakuan yang berbeda. Ke empat perlakuan ini terbagi ke dalam dua sesi yaitu sesi kaki eksisting yang terdiri dari perlakuan A dan B serta sesi kaki prototipe yang terdiri dari perlakuan C dan D. Pelaksanaan ke dua sesi tersebut dilakukan di hari yang berbeda dengan jarak waktu seminggu untuk menghilangkan *carryout effect* (efek bawaan). Selain itu, urutan sesi untuk

setiap partisipan juga berbeda. Beban yang diangkat dan dipindahkan oleh partisipan adalah tiga buah batu bata sekaligus dengan total berat 9 kg. Pada setiap perlakuan dilakukan pengulangan sebanyak 20 kali. Total berat beban dan jumlah pengulangan mengikuti kesanggupan dari partisipan pada saat uji coba sebelum eksperimen (*pilot testing*). Pada saat pelaksanaan eksperimen, setiap partisipan diberikan waktu istirahat selama 15 menit atau sampai mereka merasa tidak lelah dan mampu untuk melanjutkan eksperimen ke perlakuan selanjutnya.

Tabel 1. Tabel Kombinasi Perlakuan

		Postur Tubuh Awal 20°	Postur Tubuh Awal 80°
Kaki Eksisting	Prostetik	Perlakuan A	Perlakuan B
Kaki Prototipe	Prostetik	Perlakuan C	Perlakuan D



Gambar 2. (a) Perlakuan A, (b) Perlakuan B, (c) Perlakuan C, (d) Perlakuan D

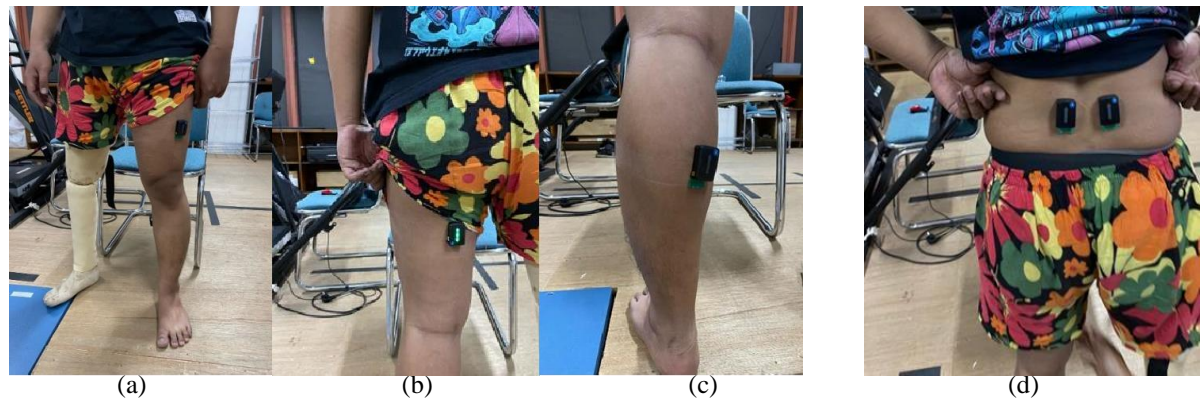
Sebelum memulai eksperimen, partisipan diarahkan untuk melakukan kalibrasi tingkat ketidaknyamanan dengan *wall-squat task* (Gambar 3) untuk menyamakan persepsi terkait kondisi yang digambarkan oleh skala Borg CR10. Skala Borg terdiri dari 0-10. Dimana kondisi 0 menggambarkan tidak ada rasa nyeri sama sekali (*no pain*), kondisi 2 menggambarkan rasa nyeri yang ringan dan masih dapat ditahan (*light*). Kondisi 5 menggambarkan rasa nyeri yang berat (*heavy*) dan sudah hampir tidak dapat ditahan (*heavy*). Kondisi 10 menggambarkan rasa nyeri maksimum yang sudah tidak tertahankan (*max pain*) (Borg, 1998). *Wall-squat task* adalah kondisi dimana partisipan berdiri dan bersandar pada tembok. Selanjutnya, partisipan menurunkan posisi tubuh hingga kaki menekuk dan membentuk sudut 90°. Partisipan diberikan waktu untuk melakukan *wall-squat task* selama kurun waktu tertentu hingga mereka merasakan keseluruhan tingkat ketidaknyamanan sampai dengan kondisi 10. Kalibrasi ini dapat menjadi acuan bagi partisipan untuk menilai tingkat ketidaknyamanan yang mereka rasakan pada saat dilakukan pengukuran (Muslim & Nussbaum, 2017).



Gambar 3. *Wall-squat task*

Setelah melakukan kalibrasi tingkat ketidaknyamanan, partisipan dipasang elektroda yang merupakan bagian dari alat bantu *Surface Electromyography* (sEMG) dan berfungsi untuk membaca sinyal listrik pada otot yang berkontraksi. Otot yang diukur adalah ES sisi kaki normal, ES sisi kaki amputasi, GC, BF, dan RF Elektroda

diletakan di atas otot yang akan diukur. Untuk pengukuran otot RF elektroda diletakan ditengah-tengah permukaan anterior paha atau dengan kata lain diantara lutut dan tulang belakang (Gambar 4a). Untuk pengukuran otot BF elektroda diletakan ditengah-tengah permukaan belakang paha atau dengan kata lain diantara lipatan gluteal dan bagian belakang lutut (Gambar 4b). Untuk pengukuran otot GC elektroda diletakan ditengah-tengah betis dalam di bagian yang paling menonjol dan keras ketika otot berkontraksi (Gambar 4c). Untuk pengukuran otot ES elektroda diletakan di area sendi L3 ruas kanan dan kiri serta sejajar dengan tulang belakang (Gambar 4d). Jarak antar elektroda di ruas kanan dan ruas kiri adalah 2 cm (Criswell, 2011).



Gambar 4. (a) Peletakan elektroda pada otot RF, (b) peletakaan elektroda pada otot BF, (c) peletakan elektrodapada otot RF, (d) peletakan elektroda pada otot ES

2.3 Pengolahan Data

2.3.1 Reduksi Data Aktivitas Otot

Pada saat pengambilan data, sinyal listrik pada otot yang tertangkap oleh elektroda ditampilkan pada *software* EMG Works dalam bentuk grafik. Sinyal listrik ditampilkan dalam satuan microvolt (mV). Sumbu x pada grafik menunjukan waktu, sedangkan sumbu y pada grafik menunjukan besar sinyal listrik yang dihasilkan. Besarnya amplitudo dari grafik tergantung dari besarnya kontraksi otot (Florimond, 2010). Setelah pengambilan data, maka *raw data* dapat diunduh dalam format *Comma Separated Value* (CSV). *Raw data* dibuka dengan aplikasi EMG Analysis. Data di *filter* menggunakan *Butterworth filter* order 2 *response bandpass* pada frekuensi 20 Hz – 450 Hz karena aktivitas listrik yang dihasilkan oleh kontraksi otot umumnya terjadi pada rentang tersebut. Selain itu, untuk meminimalkan noise akibat adanya aktivitas lain yang terekam seperti aktivitas jantung (De Luca, 2006).

2.3.2 Perhitungan RMS

Selanjutnya, dicari nilai *Root Mean Square* (RMS) untuk masing-masing otot dari data yang telah difilter. Setelah melalui proses filter maka akan ada proses *rectification* atau perubahan semua data menjadi bernilai positif agar lebih mudah dalam proses perhitungan. Lalu, data akan melalui proses *segmentation*, yaitu pembagian data ke dalam beberapa interval dengan menggunakan nilai *window length* sebesar 0.125 dan *window overlap* sebesar 0.0625. Ketika sudah melalui dua tahap tersebut maka nilai RMS untuk setiap interval akan keluar.

Nilai RMS didapatkan dengan mengkuadratkan setiap nilai lalu mencari rata-rata dari nilai yang sudah dikuadratkan. Setelah itu, rata-rata nilai tersebut diakarkan. Pada penelitian ini dicari nilai RMS karena penelitian ini melihat pola aktivasi otot untuk setiap jenis otot yang diukur dan membandingkan tingkat aktivasi untuk setiap otot. Setelah mendapatkan nilai RMS, nilai RMS maksimal juga turut dicari pada penelitian ini dengan melihat nilai terbesar pada tiap interval. Nilai yang terbesar pada setiap interval selanjutnya dirata-ratakan (Nakamura & Michael., 2016). Nilai Y Max digunakan untuk normalisasi data RMS keseluruhan. Normalisasi data perlu dilakukan karena terdapat variabilitas antar otot dan antar individu. Beberapa penelitian terdahulu telah menyarankan penggunaan nilai Y Max untuk normalisasi sinyal EMG (Albertus dkk., 2010; Albertus dkk., 2011; Balshaw dkk., 2012;). Dengan normalisasi menggunakan nilai Y Max maka akan menghemat waktu pengumpulan data. Nilai Y Max adalah nilai RMS terbesar selama waktu pengukuran (Nishijima dkk., 2010).

2.3.3 Pengolahan data tingkat ketidaknyamanan

Setelah dilakukan pengambilan data tingkat ketidaknyamanan pada segmen tubuh punggung atas sisi kaki normal dan amputasi, punggung bawah sisi kaki normal dan amputasi, pinggul, lutut, pergelangan kaki, betis serta paha maka data akan direkap di *Microsoft Excel*. Perekapan data dilakukan dengan mencari rata-rata (*mean*) dari nilai tingkat ketidaknyamanan untuk setiap segmen tubuh dan perlakuan.

2.4 Analisis Statistik

Langkah awal yang perlu dilakukan adalah uji normalitas residual. Data yang berdistribusi normal diuji

menggunakan uji parametrik dengan metode ANOVA *Repeated Measure* ($\alpha=0.05$). Sedangkan data yang tidak berdistribusi normal diuji menggunakan uji non parametrik dengan metode *Wilcoxon Sign Rank Test* serta *Friedman* ($\alpha=0.05$). Hipotesis yang diuji pada penelitian ini adalah :

- H_0 = Terdapat pengaruh yang signifikan pada variabel independen (jenis kaki prostetik, postur tubuh awal dan interaksi kedua faktor) terhadap variabel dependen ($p < 0.05$)
- H_1 = Tidak terdapat pengaruh yang signifikan pada variabel independen (jenis kaki prostetik, postur tubuh awal dan interaksi kedua faktor) terhadap variabel dependen ($p > 0.05$)

Setelah melakukan uji signifikansi, dilakukan uji lanjut dengan melihat data statistik deskriptif jika hanya terdapat dua kelompok data atau menggunakan *posthoc* jika terdapat lebih dari dua kelompok data. Metode *posthoc* yang dapat digunakan adalah *tukey* untuk data yang berdistribusi normal dan *games howel* untuk data yang tidak berdistribusi normal.

3. Hasil dan Pembahasan

3.1 Data Aktivitas Otot dan Tingkat Ketidaknyamanan

Data aktivitas otot ke enam partisipan diukur menggunakan EMG. Data disajikan dalam satuan millivolt (mV). Terdapat data aktivitas otot ES sisi kaki normal, ES sisi kaki amputasi, GC, BF dan RF (Tabel 2).

Tabel 2. Data Aktivitas Otot

		Postur Tubuh Awal									
		20°					80°				
		ES Normal	ES Amputasi	GC	BF	RF	ES Normal	ES Amputasi	GC	BF	RF
Jenis Kaki Prostetik	Kaki Prostetik Eksisting	0.54	0.41	0.4	0.38	0.46	0.69	0.4	0.39	0.36	0.58
		0.4	0.19	0.4	0.47	0.2	0.41	0.25	0.39	0.45	0.31
		0.17	0.13	0.45	0.41	0.31	0.39	0.25	0.38	0.41	0.26
		0.38	0.27	0.19	0.36	0.39	0.5	0.46	0.38	0.41	0.34
		0.56	0.44	0.48	0.35	0.42	0.68	0.51	0.44	0.38	0.34
		0.68	0.5	0.29	0.37	0.32	0.62	0.44	0.24	0.39	0.24
	Kaki Prostetik Prototipe	0.48	0.41	0.37	0.42	0.49	0.61	0.54	0.39	0.47	0.43
		0.15	0.09	0.34	0.49	0.13	0.17	0.14	0.35	0.44	0.5
		0.09	0.07	0.22	0.45	0.33	0.22	0.11	0.25	0.47	0.31
		0.28	0.18	0.16	0.54	0.25	0.37	0.25	0.3	0.49	0.48
		0.49	0.35	0.3	0.43	0.77	0.6	0.48	0.24	0.41	0.53
		0.37	0.29	0.2	0.42	0.77	0.4	0.33	0.15	0.41	0.53

Selanjutnya, terdapat data tingkat ketidaknyamanan yang dirasakan oleh ke enam partisipan ketika melakukan aktivitas pengangkatan beban. Tingkat ketidaknyamanan diukur di sejumlah segmen tubuh seperti punggung atas, punggung bawah, pinggul, pergelangan kaki, lutut, betis dan paha (Tabel 3). Pengambilan data tingkat ketidaknyamanan dilakukan ketika partisipan sedang beristirahat setelah partisipan melakukan aktivitas pengangkatan beban.

3.2 Pengaruh Jenis Kaki Prostetik dan Postur Tubuh Awal Terhadap Aktivitas Otot dan Tingkat Ketidaknyamanan

Dari hasil uji signifikansi data aktivitas otot (Tabel 4) diketahui bahwa untuk faktor jenis kaki prostetik, penelitian ini dapat membuktikan bahwa H_0 ditolak untuk aktivitas otot ES sisi kaki normal, ES sisi kaki amputasi, GC dan BF. Artinya, jenis kaki prostetik berpengaruh signifikan terhadap aktivitas otot ES sisi kaki normal, ES sisi kaki amputasi, GC dan BF ($p < 0.05$). Selanjutnya, untuk faktor postur tubuh awal penelitian ini dapat membuktikan bahwa H_0 ditolak untuk aktivitas otot ES sisi kaki normal dan sisi kaki prostetik. Artinya, postur tubuh awal berpengaruh signifikan terhadap aktivitas otot ES sisi kaki normal dan sisi kaki prostetik ($p < 0.05$). Terakhir, untuk interaksi antara kedua faktor penelitian ini dapat membuktikan bahwa H_0 ditolak untuk aktivitas otot BF. Artinya, interaksi antara kedua faktor berpengaruh signifikan terhadap aktivitas otot BF ($p < 0.05$).

Setelah dilakukan uji signifikansi maka dilakukan uji lanjut untuk faktor yang berpengaruh signifikan terhadap aktivitas otot. Untuk faktor jenis kaki prostetik, uji lanjut dilakukan dengan membandingkan rata-rata nilai aktivitas otot pada saat menggunakan kaki prostetik eksisting dan kaki prostetik prototipe di setiap otot. Hasil menunjukkan bahwa secara umum aktivitas otot ES sisi kaki normal, ES sisi kaki amputasi dan GC lebih kecil ketika menggunakan kaki prostetik prototipe. Meskipun ketika menggunakan kaki prostetik prototipe, masih terdapat asimetri pinggul yang ditandai dengan lebih besarnya aktivitas otot ES sisi kaki normal daripada sisi kaki amputasi. Namun asimetri tersebut tetap lebih kecil daripada ketika menggunakan kaki prostetik eksisting. Lebih lanjut, aktivitas otot ES sisi kaki normal juga lebih besar dibandingkan dengan otot lainnya sehingga risiko nyeri lebih besar pada bagian punggung bawah sisi kaki normal. Selanjutnya, untuk otot BF, aktivitas otot lebih besar ketika

menggunakan kaki prostetik eksisting. Hal tersebut diduga karena otot BF mengeluarkan usaha yang cukup besar untuk menekukan lutut ketika menggunakan kaki prostetik prototipe, sedangkan pada saat menggunakan kaki prostetik eksisting partisipan tidak menekukan sendi lutut. Setelah dianalisis hal ini dikarenakan hidrolik pada sendi lutut kaki prostetik prototipe yang kurang elastis, oleh karena itu elastisitas hidrolik dapat ditingkatkan agar dapat pengguna dapat lebih mudah dalam menekukan sendi lutut. Selain itu, dengan hidrolik yang elastis pengguna akan lebih merasa aman untuk membebani *massa* tubuhnya ke sisi kaki yang diamputasi sehingga dapat meminimalkan aktivitas otot ES sisi kaki normal dan menghindari asimetri pinggul (Michael dkk., 1999).

Tabel 3. Data Tingkat Ketidaknyamanan

Segmen Tubuh	Sisi Kaki Normal				Sisi Kaki Amputasi			
	Kaki Prostetik Eksisting		Kaki Prostetik Prototipe		Kaki Prostetik Eksisting		Kaki Prostetik Prototipe	
	Sudut Tubuh Awal 20°	Sudut Tubuh Awal 80°	Sudut Tubuh Awal 20°	Sudut Tubuh Awal 80°	Sudut Tubuh Awal 20°	Sudut Tubuh Awal 80°	Sudut Tubuh Awal 20°	Sudut Tubuh Awal 80°
Punggung Atas	6	8	5	6	6	8	5	6
	7	8	4	6	7	8	4	6
	6	8	4	6	4	7	3	5
	8	9	6	7	7	8	7	8
	0	7	5	8	0	7	5	8
	8	10	6	8	8	10	6	8
Punggung Bawah	7	7	5	6	7	7	5	6
	5	9	6	8	5	9	6	8
	6	8	3	5	6	8	3	5
	7	9	6	7	7	8	7	8
	3	8	6	9	3	8	6	9
	8	10	6	8	8	10	6	8
Pinggul	7	8	6	7	8	8	6	7
	4	6	2	5	4	8	2	5
	6	6	5	6	3	5	3	3
	7	7	7	7	7	7	7	7
	0	9	7	8	0	8	7	8
	5	7	4	4	5	7	4	4
Lutut	1	2	1	3	N/A	N/A	N/A	N/A
	3	5	2	3	N/A	N/A	N/A	N/A
	6	7	6	8	N/A	N/A	N/A	N/A
	5	5	5	5	N/A	N/A	N/A	N/A
	4	5	6	7	N/A	N/A	N/A	N/A
	5	6	4	5	N/A	N/A	N/A	N/A
Pergelangan kaki	0.5	1.5	0	1	N/A	N/A	N/A	N/A
	2	3	1	2	N/A	N/A	N/A	N/A
	7	6	6	5	N/A	N/A	N/A	N/A
	3	3	4	4	N/A	N/A	N/A	N/A
	3	4	3	4	N/A	N/A	N/A	N/A
	4	6	4	6	N/A	N/A	N/A	N/A
Betis	6	7	4	5	N/A	N/A	N/A	N/A
	8	9	7	8	N/A	N/A	N/A	N/A
	6	8	5	7	N/A	N/A	N/A	N/A
	6	7	5	7	N/A	N/A	N/A	N/A
	5	8	5	8	N/A	N/A	N/A	N/A
	8	9	6	6	N/A	N/A	N/A	N/A
Paha	6	6	4	5	N/A	N/A	N/A	N/A
	8	9	6	7	N/A	N/A	N/A	N/A
	8	8	6	4	N/A	N/A	N/A	N/A
	8	8	7	8	N/A	N/A	N/A	N/A
	6	8	6	8	N/A	N/A	N/A	N/A
	8	9	6	6	N/A	N/A	N/A	N/A

Untuk faktor postur tubuh awal, uji lanjut dilakukan dengan membandingkan nilai aktivitas otot ketika melakukan pengangkatan pemindahan beban dengan postur tubuh awal sebesar 20° dan sebesar 80° pada otot ES sisi kaki normal dan sisi kaki amputasi. Secara umum dapat terlihat bahwa aktivitas otot pada saat postur tubuh awal sebesar 80° lebih besar. Terakhir, untuk interaksi antara kedua faktor uji lanjut dilakukan menggunakan *posthoc* dengan metode *games-howel*. Perbedaan paling besar ditunjukkan pada pasangan perlakuan A-C. Dari hasil uji lanjut, maka

dapat disimpulkan bahwa kaki prostetik prototipe memiliki performa yang lebih baik untuk meminimalkan aktivitas otot secara keseluruhan. Setelah melakukan uji signifikansi dan uji lanjut pada data aktivitas otot, selanjutnya dilakukan uji signifikansi pada data tingkat ketidaknyamanan di sejumlah segmen tubuh (Tabel 5).

Tabel 4. Hasil Uji Signifikansi Aktivitas Otot

Jenis Otot	Jenis Kaki Prostetik	Postur Awal	Jenis Kaki Prostetik*Postur Awal
Erector Spinae(ES) Sisi Kaki Normal	F = 18.48	F = 8.762	F = 0
	p = 0.008	p = 0.032	p = 0.734
Erector Spinae(ES) Sisi Kaki Normal	F = 24.168	F = 12.402	F = 0.279
	P = 0.004	p = 0.017	p = 0.620
Gastrocnemius Medialis (GC)	F = 10.666	F = 0.065	F = 0.852
	p = 0.022	p = 0.809	P = 0.552
Biceps Femoris (BF)	p = 0.0015	p = 0.464	$\chi^2 = 11.034$
			p = 0.012
Rectus Femoris (RF)	F = 2.668	F = 0.065	F = 0.018
	p = 0.163	p = 0.990	p = 0.899

*Angka yang bercetak tebal menunjukan faktor atau interaksi yang berpengaruh signifikan

Tabel 5. Hasil Uji Signifikansi Tingkat Ketidaknyamanan

	Jenis Kaki Prostetik	Postur Awal	Jenis Kaki Prostetik * Postur Awal
Punggung Atas Sisi Kaki Normal	p = 0.019	p = 0.0001	$\chi^2 = 3$
			p = 0.004
Punggung Atas Sisi Kaki Amputasi	p = 0.054	p = 0.0001	$\chi^2 = 3$
			p = 0.004
Punggung Bawah Sisi Kaki Normal	p = 0.0015	p = 0.0015	$\chi^2 = 3$
			p = 0.012
Punggung Bawah Sisi Kaki Amputasi	F = 1.063	F = 15.863	F = 1.000
	p = 0.350	p = 0.011	p = 0.363
Pinggul Sisi Kaki Normal	F = 0.211	F = 4.950	F = 0.899
	p = 0.666	p = 0.077	p = 0.387
Pinggul Sisi Kaki Amputasi	F = 0.252	F = 5.486	F = 1.484
	p = 0.637	p = 0.066	p = 0.278
Lutut	F = 0.027	F = 20.610	F = 0.294
	p = 0.876	p = 0.006	p = 0.611
Pergelangan Kaki	p = 0.456	p = 0.175	$\chi^2 = 3$
			p = 0.202
Betis	F = 9.423	F = 16.875	F = 0.000
	p = 0.028	p = 0.009	p = 1.000
Paha	F = 11.211	F = 2.168	F = 0.122
	p = 0.020	p = 0.201	p = 0.741

*Angka yang bercetak tebal menunjukan faktor atau interaksi yang berpengaruh signifikan

Dari hasil uji signifikansi tingkat ketidaknyamanan dapat dilihat bahwa untuk faktor jenis kaki prostetik, penelitian ini dapat membuktikan H_0 ditolak untuk tingkat ketidaknyamanan punggung atas dan bawah sisi kaki normal, betis dan paha. Artinya, faktor jenis kaki prostetik berpengaruh signifikan terhadap segmen tubuh tersebut ($p < 0.05$). Selanjutnya, untuk faktor postur tubuh awal penelitian ini dapat membuktikan bahwa H_0 ditolak untuk tingkat ketidaknyamanan punggung atas dan bawah sisi kaki normal, punggung atas dan bawah sisi kaki amputasi, lutut, betis dan paha. Artinya, faktor postur tubuh awal berpengaruh signifikan terhadap segmen tubuh tersebut ($p < 0.05$). Terakhir, untuk interaksi antara kedua faktor penelitian ini dapat membuktikan H_0 ditolak untuk tingkat ketidaknyamanan punggung atas dan bawah sisi kaki normal dan punggung atas sisi kaki amputasi.

Setelah dilakukan uji signifikansi maka dilakukan uji lanjut untuk faktor yang berpengaruh signifikan terhadap tingkat ketidaknyamanan. Untuk faktor jenis kaki prostetik, uji lanjut dilakukan dengan membandingkan rata-rata tingkat ketidaknyamanan ketika menggunakan kaki prostetik eksisting dan kaki prostetik prototipe pada segmen tubuh punggung atas dan bawah sisi kaki normal, betis dan paha. Hasil menunjukan bahwa nilai rata-rata tingkat

ketidaknyamanan di seluruh segmen tubuh tersebut lebih rendah ketika menggunakan kaki prostetik prototipe. Artinya, partisipan lebih tidak merasakan nyeri ketika menggunakan kaki prostetik prototipe. Hasil ini konsisten dengan hasil pengolahan data sinyal EMG. Selanjutnya, untuk faktor postur tubuh awal uji lanjut dilakukan dengan membandingkan rata-rata tingkat ketidaknyamanan pada saat postur tubuh awal sebesar 20° dan sebesar 80° di segmen tubuh punggung atas dan bawah sisi kaki normal dan sisi kaki amputasi, lutut serta betis. Hasil menunjukkan bahwa tingkat ketidaknyamanan di segmen tubuh tersebut lebih kecil pada saat postur tubuh awal sebesar 20°. Hasil ini juga konsisten dengan hasil pengolahan data EMG. Terakhir, uji lanjut untuk interaksi antara kedua faktor dilakukan dengan *posthoc* menggunakan metode *tukey* dan *games howel* pada segmen punggung atas sisi kaki normal dan sisi kaki amputasi serta punggung bawah sisi kaki normal.

Hasil uji *posthoc* untuk segmen tubuh punggung atas sisi kaki normal menunjukkan perbedaan yang nyata pada pasangan perlakuan B-C dan C-D. Sementara itu untuk segmen tubuh punggung atas sisi kaki amputasi hasil uji lanjut menunjukkan adanya perbedaan yang nyata pada pasangan perlakuan B-C serta untuk segmen tubuh punggung bawah sisi kaki normal terdapat perbedaan yang nyata pada pasangan perlakuan A-B dan A-D. Interaksi terlihat jelas pada pasangan perlakuan A-D dimana aktivitas otot, terutama otot ES, ketika partisipan diberikan perlakuan A lebih kecil daripada ketika diberikan perlakuan D. Artinya, kaki prostetik prototipe sudah tidak dapat bekerja dengan maksimal untuk meminimalisir risiko nyeri punggung bawah ketika sudut tubuh awal 80°. Oleh karena itu, disarankan untuk menghindari sudut tubuh 80° ketika melakukan pengangkatan beban. Namun jika diharuskan, pengguna kaki prostetik dapat melakukannya dengan kecepatan pergerakan yang rendah dan posisi punggung bawah yang statis agar tingkat aktivasi otot perlahan berpindah ke punggung atas. Hal tersebut dapat mengurangi risiko terjadinya nyeri pada punggung bawah (Keyserling dkk., 2020).

Penelitian ini relevan untuk pengguna kaki prostetik yang berjenis kelamin laki-laki. Namun untuk perempuan diperlukan kajian lebih lanjut karena adanya perbedaan kapasitas laki-laki dan perempuan akibat adanya perbedaan *massa* otot. *Massa* otot laki-laki lebih besar 36% daripada perempuan. Oleh karena itu, laki-laki cenderung lebih kuat untuk melakukan pekerjaan fisik karena semakin besar *massa* otot semakin besar pula kekuatan yang dihasilkan (Jannsen dkk., 2000). Selanjutnya, proporsi tipe serat otot *fast twitch* pada laki-laki lebih besar daripada perempuan sehingga dapat menghasilkan kontraksi dan kekuatan otot yang lebih cepat dan besar namun hanya dalam waktu singkat. Oleh karena itu laki-laki mampu mengangkat beban yang berat meskipun dengan daya tahan yang rendah. Sedangkan, perempuan juga dapat melakukan pengangkatan beban namun dengan berat beban yang rendah tetapi waktu pengerjaan dapat lebih lama karena proporsi tipe serat otot yang lebih besar pada wanita adalah otot *slow twitch*. Dengan perbedaan kekuatan antara laki-laki dan perempuan, maka hasil penelitian ini tidak merepresentasikan kemampuan perempuan yang menggunakan kaki prostetik sehingga perlu dilakukan penelitian sejenis yang melibatkan partisipan perempuan.

Kesimpulan dan Saran

Penelitian ini bertujuan untuk melihat pengaruh jenis kaki prostetik, postur tubuh awal dan interaksi antara kedua faktor terhadap aktivitas otot dan tingkat ketidaknyamanan pengguna kaki prostetik ketika melakukan pekerjaan pengangkatan beban. Hasil menunjukkan bahwa kaki prostetik prototipe yang sendi lututnya dilengkapi oleh mekanisme *brake control* secara keseluruhan memiliki performa yang lebih baik dalam meminimalkan aktivitas otot dan nilai ketidaknyamanan. Namun masih terdapat potensi terjadinya asimetri pinggul serta untuk otot BF, aktivitas otot masih lebih besar ketika menggunakan kaki prostetik prototipe karena otot BF mengeluarkan usaha terbesar dalam menekuk lutut. Penyempurnaan desain kaki prostetik prototipe dengan meningkatkan elastisitas hidrolik dapat dilakukan untuk mengatasi masalah tersebut. Selain itu, berat dari kaki prostetik juga dapat dikurangi dengan mengganti material karena pada saat eksperimen mayoritas partisipan mengeluhkan berat kaki prostetik yang terlalu besar. Selanjutnya, aktivitas otot ketika postur tubuh awal partisipan sebesar 20° lebih kecil sehingga dapat diketahui bahwa postur tubuh 80° lebih berisiko menyebabkan nyeri. Untuk interaksi, efek dari interaksi antara kedua faktor terlihat jelas pada pasangan perlakuan A-D untuk segmen tubuh punggung bawah, dimana nilai tingkat ketidaknyamanan partisipan lebih besar ketika mendapatkan perlakuan D dibandingkan perlakuan A. Artinya, kaki prostetik prototipe hanya efektif dalam meminimalisir aktivitas otot jika postur tubuh awal dibawah 80°. Oleh karena itu, postur tersebut dapat dihindari jika memang memungkinkan, namun jika tidak memungkinkan, pengguna kaki prostetik dapat melakukannya dengan kecepatan pergerakan yang rendah dan mempertahankan posisi punggung bawah dalam kondisi statis. Upaya tersebut dapat mengurangi risiko nyeri pada punggung bawah.

Penelitian ini memiliki keterbatasan yaitu hanya menggunakan partisipan laki-laki sehingga kurang merepresentasikan kemampuan pengguna kaki prostetik yang berjenis kelamin perempuan dalam melakukan aktivitas pengangkatan beban. Hal tersebut dikarenakan adanya perbedaan kekuatan otot antara laki-laki dan perempuan akibat dari *massa* otot yang berbeda. Oleh karena itu diperlukan penelitian sejenis yang melibatkan partisipan perempuan.

DAFTAR PUSTAKA

1. Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., Lamberts, R. P., & Lambert, M. I. (2011). Alternative methods of normalising EMG during running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 579-586.
2. Balshaw, T. G., & Hunter, A. M. (2012). Evaluation of electromyography normalisation methods for the back squat. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(2), 308-319.
3. Antwi-Afari, M. F., Li, H., Edwards, D. J., Pärn, E. A., Seo, J., & Wong, A. (2017). Effects of different weights and lifting postures on balance control following repetitive lifting tasks in construction workers. *International Journal of Building Pathology and Adaptation*, 35(3), 247-263.
4. Ashtaputre, A. S., Gondekar, A. S., & Varadharajulu, G. (2021). The Study of Prevalence of Low Back Pain and Its Correlation with Functional Disability in Patients with Lower Limb Amputation. *Journal of Evolution of Medical and Dental Sciences*, 10(30), 2233-2239.
5. Badan Pusat Statistik, 2020. *Survei Ekonomi Nasional (Susenas)*
6. Badan Pusat Statistik, 2022. *Survei Sensus Penduduk*
7. Boonstra, A. M., Schrama, J. M., Eisma, W. H., Hof, A. L., & Fidler, V. (1996). Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 77(5), 515-520.
8. Boone, D. A., Kobayashi, T., Chou, T. G., Arabian, A. K., Coleman, K. L., Orendurff, M. S., & Zhang, M. (2013). Influence of malalignment on socket reaction moments during gait in amputees with transtibial prostheses. *Gait & posture*, 37(4), 620-626.
9. Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Human kinetics.
10. Churchill, D. L., Incavo, S. J., Johnson, C. C., & Beynnon, B. D. (1998). The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 356, 111-118.
11. Coupland R (1997) Assistance for victims of anti-personnel mines: needs, constraints and strategy, vol 5. International Committee of the Red Cross, Geneva, pp 1-18
12. Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Publishers.
13. De Luca, C. (2006). Electromyography. *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*.
14. Forrester, B. J., & Petrofsky, J. S. (2004). Effect of electrode size, shape, and placement during electrical stimulation. *J Appl Res*, 4(2), 346-54.
15. Gallagher, S., Marras, W. S., Davis, K. G., & Kovacs, K. (2002). Effects of posture on dynamic back loading during a cable lifting task. *Ergonomics*, 45(5), 380-398.
16. Gani, M. (2023): Perancangan Perbaikan Sendi Lutut Prostesis Yayasan Kreativitas Difabel Mandiri, Tugas Akhir, Institut Teknologi Bandung
17. Guest, F., Marshall, C., & Stansby, G. (2019). Amputation and rehabilitation. *Surgery (Oxford)*, 37(2), 102-105
18. Hollister, A. M., Jatana, S., Singh, A. K., Sullivan, W. W., & Lupichuk, A. G. (1993). The axes of rotation of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 290, 259-268.
19. Indonesia. Undang-undang Republik Indonesia Nomor 8 Tahun 2016 tentang penyandang disabilitas
20. Janssen, I., Heymsfield, S. B., Wang, Z., & Ross, R. (2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *Journal of applied physiology*.
21. Jayaraman, C., Mummidisetty, C. K., Hoppe-Ludwig, S., McGuire, M., & Jayaraman, A. (2020, December). Ergonomic Assessment of Low Back Loading Pattern During Occupational Lifting Task in a Lower Limb Amputee: Minimizing Injury Risk. In *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* (Vol. 64, No. 1, pp. 1466-1470). Sage CA: Los Angeles, CA: SAGE Publications.
22. Kamali, M., Karimi, M. T., Eshraghi, A., & Omar, H. (2013). Influential factors in stability of lower-limb amputees. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 92(12), 1110-1118.
23. Kementrian Ketenagakerjaan, 2021. *Survei Ketenagakerjaan*
24. Keyserling, W. M. (2000). Workplace risk factors and occupational musculoskeletal disorders, Part 2: A review of biomechanical and psychophysical research on risk factors associated with upper extremity disorders. *AIHAJ- American Industrial Hygiene Association*, 61(2), 231-243.
25. Lee, C. T., 2017. A Study on the Optimal Design of Automotive Gas Spring. *Journal of Drive and Control*, 14(4), pp. 45-40
26. Lieber, S. J., Boston, J. R., Rudy, T. E., & Munin, M. C. (2002). The influence of weight and starting height on lifting mechanics in lower extremity amputees. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 10(2), 109-117
27. Mawston, G. A., & Boocock, M. G. (2012). The effect of lumbar posture on spinal loading and the function of the erector spinae: implications for exercise and vocational rehabilitation. *New Zealand Journal of Physiotherapy*, 40(3), 135-140.
28. Michael, J. W. (1999). Modern prosthetic knee mechanisms. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®,

- 361, 39-47.
28. Nishijima, Y., Kato, T., Yoshizawa, M., Miyashita, M., & Iida, H. (2010). Application of the segment weight dynamic movement method to the normalization of gait EMG amplitude. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 550-557
 29. Pan, C. S., Chiou, S., Long, D., Zwiener, J., & Skidmore, P. (2000, July). Postural stability during simulated drywall lifting and hanging tasks. In *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* (Vol. 44, No. 31, pp. 5-679). Sage CA: Los Angeles, CA: SAGE Publications.
 30. Pinskerova, V., Iwaki, H., & Freeman, M. A. R. (2000). The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee. *Der Orthopäde*, 29, S3-S5
 31. Radcliffe, C. W., 1977. The Knud Jansen Lecture: Above-knee prosthetics. *Prosthetic and orthotics international*, 1(3), pp. 146-160
 32. Ray, S. J., & Teizer, J. (2012). Real-time construction worker posture analysis for ergonomics training. *Advanced Engineering Informatics*, 26(2), 439-455.
 33. Santoso, P. N. (2020). Lingkungan Kerja Ergonomis dalam Perspektif Disabilitas (Literature Review). *Journal of Industrial and Engineering System*, 1(2).
 34. Sayuti, M., & Reza, P. (2016). Pengaruh Dimensi Elastomer Terhadap Unjuk Kerja Sendi Lutut Kaki Palsu. *Malikussaleh Journal of Mechanical Science and Technology*, 4(2), 26-29.
 35. Vertriest, S., Coorevits, P., Hagberg, K., Brånemark, R., Häggström, E., Vanderstraeten, G., & Frossard, L. (2014). Static load bearing exercises of individuals with transfemoral amputation fitted with an osseointegrated implant: reliability of kinetic data. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(3), 423-430.