

# Hubungan Getaran Mekanik Terhadap Frekuensi Tekanan Pada Stump Dari 2 Model Prosthetic Atas Lutut

Lobes Herdiman<sup>1</sup>

Laboratorium Perencanaan dan Perancangan Produk  
Jurusan Teknik Industri, Universitas Sebelas Maret, Surakarta

---

## Abstrak

Siklus berjalan umum dibagi menjadi dua fase, pertama cara berdiri atau tahap menahan beban dan tahap mengayun. Tahap cara berdiri dimulai pada jari kaki diam dan berakhir pada kontak tumit. Kedua kaki secara simultan berkontak dengan permukaan jalan dengan kira-kira 25% siklus two-step lengkap, bagian dari siklus ini didesain sebagai fase double-support. Pada saat berjalan antara fase single support dan double support, maka timbul getaran mekanik terutama bagi pengguna prosthetic. Getaran mekanik ini muncul pada prosthetic kaki dan selanjutnya mempengaruhi tekanan pada stump dengan frekuensi tekanan secara terus menerus berulang.

Pengujian getaran mekanik pada prosthetic endoskeletal pada kecepatan 1,2 m/s<sup>2</sup> untuk 28 detik/100 meter menunjukkan mulai tidak stabil sampai dengan akhir jarak tempuh. Pada prosthetic eksoskeletal pada kecepatan 1,2 m/s<sup>2</sup>; 1,6 m/s<sup>2</sup> dan 2,0 m/s<sup>2</sup> sejak dari awal menunjukkan sudah tidak stabil sampai dengan akhir dari jarak tempuh. Perulangan tekanan pada otot stump berdasarkan lamanya waktu tekanan terhadap frekuensi tekanan, frekuensi 100 Hz meskipun terjadi perulangan tekanan, tetap memberikan dampak rasa nyaman pada stump.

**Keywords** : Prosthetics atas lutut, getaran mekanik, muscle nerve pada stump

---

## 1. Pendahuluan

Daya penggerak manusia melibatkan perubahan beberapa urutan gerakan yang terkendali dan gerakan *angular* yang terkoordinasi, menghasilkan kerjasama simultan dari beragam gerakan ekstrim, menjadi sebuah gerakan halus untuk pusat gravitasi tubuh. Ada dua fase penting dalam gerakan jalan yaitu fase berdiri (*stance phase*) dan fase mengayun (*swing phase*). Kaki berada pada fase berdiri saat kaki menapak atau bersinggungan dengan lantai, sedangkan kaki berada pada fase mengayun adalah pada saat kaki tidak bersinggungan dengan lantai. Pada fase ini berat badan ditransfer ke 2 kaki. Fase ini relatif sebentar dibandingkan fase yang lain. Perbandingan relatif untuk fase berdiri, mengayun, *double support* adalah 60%, 40% dan 20%.

Pada saat kaki berjalan dimana kaki mengalami proses menapak, mengayun, mengarahkan dan menapak. Langkah gerakan berjalan ini terutama sangat dirasakan bagi pengguna *prosthetic* kaki. Akibat dari gaya yang ditimbulkan pada saat berjalan mempengaruhi gaya yang bekerja fase *single support* dan fase *double support* untuk kaki normal (kaki yang tidak cacat) dan kaki *prosthetic* (kaki yang cacat), sehingga segmen tubuh di sendi *ankle* dan sendi *hip* harus senantiasa dipertahankan kerjasama yang simultan. Kondisi ini menuntut titik tumpuan dari persendian segmen tubuh di sendi *knee* untuk menjaga keseimbangan antara kaki normal dengan kaki *prosthetic*. Kondisi lain sudut pada *prosthetic* kaki masih belum menunjukkan kemampuan untuk dikendalikan dalam berjalan.

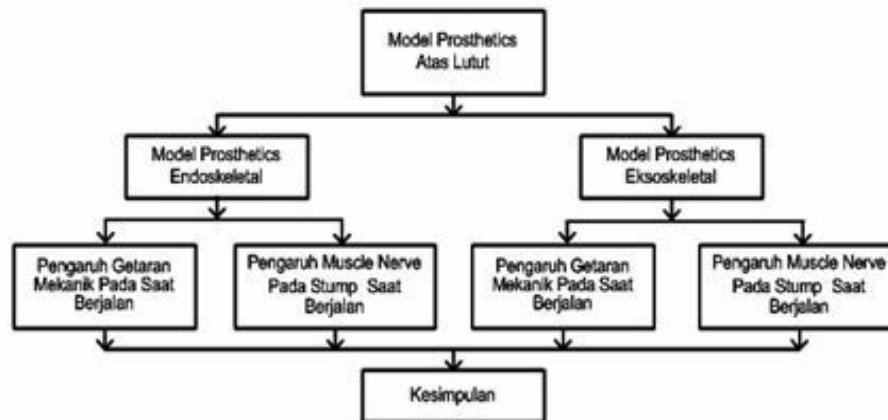
---

<sup>1</sup> Correspondence : lobesh@gmail.com

Pengaruh belum adanya kemampuan untuk dikendalikan pada saat berjalan, maka timbul getaran mekanik pada *prosthetic* kaki terhadap *stump* dengan frekuensi tekanan secara terus menerus berulang pada saat pengguna berjalan. Tekanan yang berulang pada *stump* menimbulkan efek dari beban inersial dari permukaan *muscle* antara *residual limb* dan *trans-tibial prosthetic* ini.

## 2. Metode Penelitian

Pembahasan hubungan getaran mekanik terhadap frekuensi tekanan pada *stump* dari 2 model *prosthetic* atas lutut dapat diuraikan pada gambar 1 dibawah ini.



**Gambar 1.** Metodologi penelitian

Getaran didefinisikan sebagai gerak osilasi dari sistem mekanik di sekitar titik atau posisi seimbang. Getaran terjadi karena adanya gaya yang berulang. Getaran sangat tidak diinginkan karena mengganggu kenyamanan bahkan merusak kualitas konstruksi alat. Meredam getaran pada dasarnya dapat dilakukan dengan meminimalkan gaya-gaya eksistensi akan tetapi dapat juga dilakukan dengan memasang sistem peredam. Mesin dengan ukuran kecil dengan daya kurang dari sama dengan suplay daya 15 Kw, dikategorikan aman pada getaran pada nilai 0 mm/s sampai dengan 0,71 mm/s. Pada nilai 0,72 mm/s sampai dengan 4,5 mm/s getaran pada mesin ini sudah digolongkan pada level II dan III dan diperlukan perbaikan. Getaran di atas 4,5 mm/s pada mesin ini sudah dikategorikan berbahaya dan perlu penanganan segera.

**Tabel 1.** Getaran pada mesin 15 Kw (Vibration meter ISO 2372)

Good	0 to 0,71 mm/s
Acceptable	0,72 to 1,80 mm/s
Still permissible	1,81 to 4,5 mm/s
Dangerous	> 4,5 mm/s

Pengukuran *muscle nerve* pada *stump* pengguna *prosthetic* dilakukan untuk mengetahui frekuensi tekanan yang masuk ke *stump* pada saat berjalan normal. Pengguna *prosthetic* berjalan, *stump* didudukan pada *socket* sedemikian sehingga menjadikan *stump* mengalami tekanan dari *socket*. Lambat laun tekanan *socket* terhadap *stump* ini juga menimbulkan trauma baru, baik pengecilan pada bidang *stump* atau pembesaran pada bidang *stump*. *Stimulator muscle nerve* membantu untuk mengukur frekuensi tekanan pada *stump*, sehingga diketahui berapa besar tekanan bidang otot yang masih dapat ditoleransi oleh *stump*.

### 3. Hasil Penelitian

Hubungan getaran mekanik terhadap frekuensi tekanan pada *stump* dari 2 model *prosthetic* atas lutut dengan cara mengujikan langsung pada pengguna *prosthetic* yang meliputi mengkaji pengaruh getaran mekanik pada saat berjalan, dan mengkaji *muscle nerve* pada *stump* dari pengguna *prosthetic* atas lutut secara berulang-ulang pada saat berjalan.

#### a. Pengaruh getaran mekanik pada saat berjalan.

Pengujian getaran mekanik pada model *prosthetic* kaki atas lutut dari endoskeletal dan eksoskeletal, dilakukan untuk mengukur seberapa besar getaran yang ditimbulkan oleh ke dua jenis *prosthetic* ini saat berjalan. Pengukuran getaran mekanis dengan cara mengekuivalenkan pada standar getaran mesin sebesar 15 Kw.



**Gambar 2.** Pengujian getaran mekanik pada ke dua model *prosthetic*

Pengukuran getaran mekanik dilaksanakan per 100 meter dengan berbagai variasi kecepatan mulai dari 1,2 m/s<sup>2</sup>, 1,6 m/s<sup>2</sup> dan 2,0 m/s<sup>2</sup> pada *running belt*, sedangkan waktu terlama yang diperlukan selama 30,5 detik. Pembahasan lebih lanjut getaran mekanik pada ke dua *prosthetic* kaki diuraikan penjelasannya seperti dibawah ini.

#### 1) Getaran mekanik pada model *prosthetic* endoskeletal,

Pengujian pertama dilakukan pada kecepatan 1,2 m/s<sup>2</sup> dengan jarak tempuh sejauh 100 meter dengan lamanya waktu tempuh selama 30,5 detik, pengujian ke dua pada kecepatan 1,6 m/s<sup>2</sup> dengan lamanya waktu tempuh selama 22,5 detik, dan pengujian ke tiga pada kecepatan 2,0 m/s<sup>2</sup> dengan lamanya waktu tempuh selama 18,0 detik. Hasil dari pengujian getaran ini selanjutnya di buat grafik getaran mekanis, agar dapat disimpulkan sejauhmana memberikan kenyamanan bagi pengguna dengan kecilnya getaran mekanik yang diterima oleh *prosthetic* kaki dan juga dapat terlihat kestabilan *prosthetic* atas getaran pada berbagai kecepatan.

**Tabel 1.** Getaran mekanik pada model *prosthetic* endoskeletal

No.	Waktu (detik)	Kecepatan Pada Running Belt (m/s <sup>2</sup> )		
		1,2	1,6	2,0
1	0,5	0,6	1,1	1,4
2	1,0	0,3	2,2	1,3
3	1,5	0,6	1,7	1,3
4	2,0	0,4	1,2	1,5
5	2,5	0,6	1,2	1,7
6	3,0	0,4	1,0	1,5
7	3,5	0,5	1,6	1,5
8	4,0	0,6	2,0	1,7
9	4,5	0,5	1,6	1,2

No.	Waktu (detik)	Kecepatan Pada Running Belt (m/s <sup>2</sup> )		
		1,2	1,6	2,0
22	11,0	0,5	1,3	2,0
23	11,5	0,5	1,4	2,3
24	12,0	0,7	1,4	1,3
25	12,5	0,5	1,6	1,4
26	13,0	0,6	1,1	2,0
27	13,5	0,5	1,4	2,0
28	14,0	0,6	1,7	1,4
29	14,5	0,5	1,5	1,3
30	15,0	0,4	1,4	2,1

No.	Waktu (detik)	Kecepatan Pada Running Belt (m/s <sup>2</sup> )		
		1,2	1,6	2,0
42	21,0	0,7	1,4	
43	21,5	1,1	1,3	
44	22,0	0,7	1,5	
45	22,5	0,8	1,2	
46	23,0	0,9		
47	23,5	1,1		
48	24,0	0,5		
49	24,5	0,7		
50	25,0	1,1		

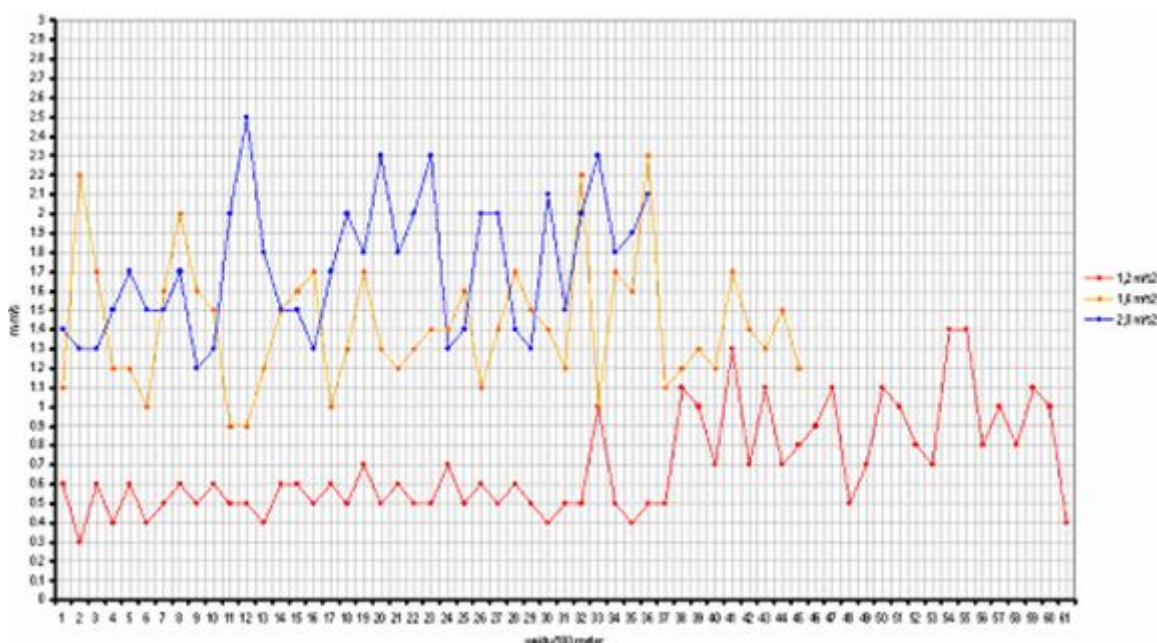
Lanjutan Tabel 1.

No.	Waktu (detik)	Kecepatan Pada Running Belt (m/s <sup>2</sup> )		
		1,2	1,6	2,0
10	5,0	0,6	1,5	1,3
11	5,5	0,5	0,9	2,0
12	6,0	0,5	0,9	2,5
13	6,5	0,4	1,2	1,8
14	7,0	0,6	1,5	1,5
15	7,5	0,6	1,6	1,5
16	8,0	0,5	1,7	1,3
17	8,5	0,6	1,0	1,7
18	9,0	0,5	1,3	2,0
19	9,5	0,7	1,7	1,8
20	10,0	0,5	1,3	2,3
21	10,5	0,6	1,2	1,8

No.	Waktu (detik)	Kecepatan Pada Running Belt (m/s <sup>2</sup> )		
		1,2	1,6	2,0
31	15,5	0,5	1,2	1,5
32	16,0	0,5	2,2	2,0
33	16,5	1,0	1,0	2,3
34	17,0	0,5	1,7	1,8
35	17,5	0,4	1,6	1,9
36	18,0	0,5	2,3	2,1
37	18,5	0,5	1,1	
38	19,0	1,1	1,2	
39	19,5	1,0	1,3	
40	20,0	0,7	1,2	
41	20,5	1,3	1,7	

No.	Waktu (detik)	Kecepatan Pada Running Belt (m/s <sup>2</sup> )		
		1,2	1,6	2,0
51	25,5	1,0		
52	26,0	0,8		
53	26,5	0,7		
54	27,0	1,4		
55	27,5	1,4		
56	28,0	0,8		
57	28,5	1,0		
58	29,0	0,8		
59	29,5	1,1		
60	30,0	1,0		
61	30,5	0,4		

Setelah proses pencatatan dari data getaran mekanik yang terukur pada tabel 1 di atas, selanjutnya dibuat grafik agar dapat diperoleh kesimpulan mengenai getaran mekanik yang terjadi pada prosthetic endoskeletal pada jarak 100 meter berjalan normal.



Gambar 3. Grafik getaran mekanik pada model prosthetic endoskeletal

Karakteristik getaran mekanik yang terjadi pada prosthetic endoskeletal menunjukkan pada kecepatan 1,2 m/s<sup>2</sup> untuk 28 detik/100 meter mulai tidak stabil sampai dengan akhir jarak tempuh. Sedangkan kecepatan 1,6 m/s<sup>2</sup> dan 2,0 m/s<sup>2</sup> mulai dari awal menunjukkan kurang stabil sampai dengan akhir jarak tempuh.

2) Getaran mekanik pada model prosthetic eksoskeletal,

Pengujian pertama dilakukan pada kecepatan 1,2 m/s<sup>2</sup> dengan jarak tempuh sejauh 100 meter dengan lamanya waktu tempuh selama 30,5 detik, pengujian ke dua pada kecepatan 1,6 m/s<sup>2</sup> dengan lamanya waktu tempuh selama 22,5 detik, dan pengujian ke tiga pada kecepatan 2,0 m/s<sup>2</sup> dengan lamanya waktu tempuh selama 18,0 detik. Hasil dari

pengujian getaran ini selanjutnya di buat grafik getaran mekanis, agar dapat disimpulkan sejauhmana memberikan kenyamanan bagi pengguna.

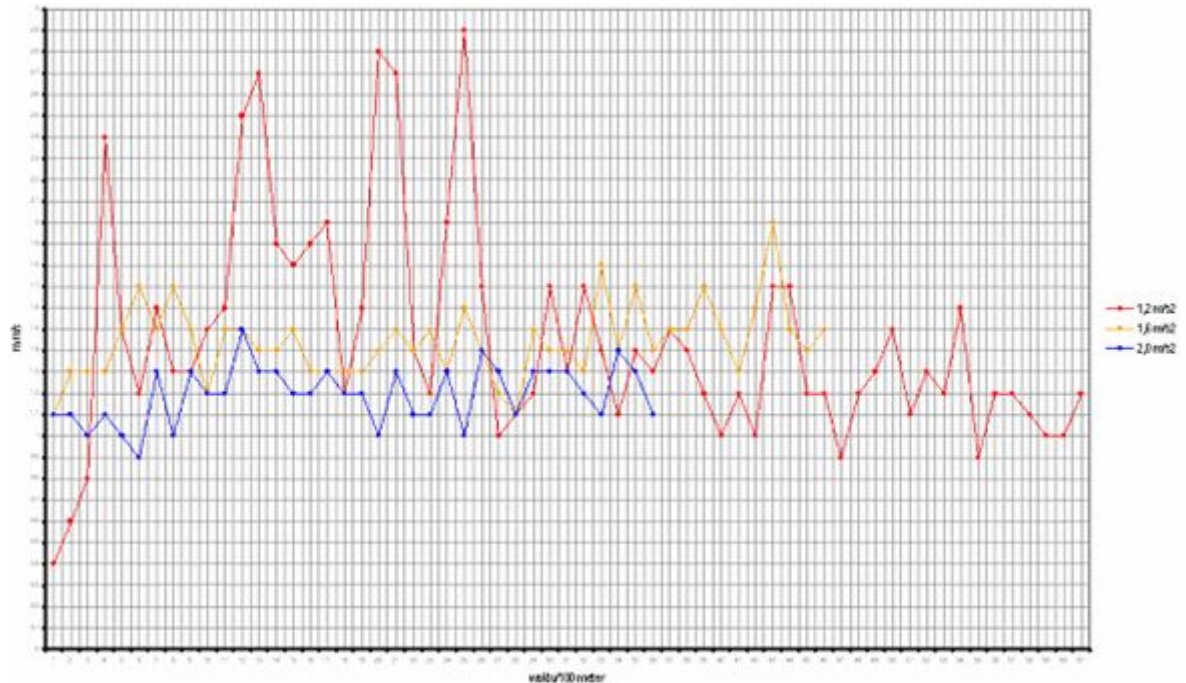
**Tabel 2.** Getaran mekanik pada model prosthetic eksoskeletal

No.	Waktu (detik)	Kecepatan Pada Running Belt (m/s <sup>2</sup> )		
		1,2	1,6	2,0
1	0,5	0,4	1,1	1,1
2	1,0	0,6	1,3	1,1
3	1,5	0,8	1,3	1,0
4	2,0	2,4	1,3	1,1
5	2,5	1,5	1,5	1,0
6	3,0	1,2	1,7	0,9
7	3,5	1,6	1,5	1,3
8	4,0	1,3	1,7	1,0
9	4,5	1,3	1,5	1,3
10	5,0	1,5	1,2	1,2
11	5,5	1,6	1,5	1,2
12	6,0	2,5	1,5	1,5
13	6,5	2,7	1,4	1,3
14	7,0	1,9	1,4	1,3
15	7,5	1,8	1,5	1,2
16	8,0	1,9	1,3	1,2
17	8,5	2,0	1,3	1,3
18	9,0	1,2	1,3	1,2
19	9,5	1,6	1,3	1,2
20	10,0	2,8	1,4	1,0
21	10,5	2,7	1,5	1,3

No.	Waktu (detik)	Kecepatan Pada Running Belt (m/s <sup>2</sup> )		
		1,2	1,6	2,0
22	11,0	1,4	1,4	1,1
23	11,5	1,2	1,5	1,1
24	12,0	2,0	1,3	1,3
25	12,5	2,9	1,6	1,0
26	13,0	1,7	1,4	1,4
27	13,5	1,0	1,2	1,3
28	14,0	1,1	1,1	1,1
29	14,5	1,2	1,5	1,3
30	15,0	1,7	1,4	1,3
31	15,5	1,3	1,4	1,3
32	16,0	1,7	1,3	1,2
33	16,5	1,4	1,8	1,1
34	17,0	1,1	1,4	1,4
35	17,5	1,4	1,7	1,3
36	18,0	1,3	1,4	1,1
37	18,5	1,5	1,5	
38	19,0	1,4	1,5	
39	19,5	1,2	1,7	
40	20,0	1,0	1,5	
41	20,5	1,2	1,3	

No.	Waktu (detik)	Kecepatan Pada Running Belt (m/s <sup>2</sup> )		
		1,2	1,6	2,0
42	21,0	1,0	1,6	
43	21,5	1,7	2,0	
44	22,0	1,7	1,5	
45	22,5	1,2	1,4	
46	23,0	1,2	1,5	
47	23,5	0,9		
48	24,0	1,2		
49	24,5	1,3		
50	25,0	1,5		
51	25,5	1,1		
52	26,0	1,3		
53	26,5	1,2		
54	27,0	1,6		
55	27,5	0,9		
56	28,0	1,2		
57	28,5	1,2		
58	29,0	1,1		
59	29,5	1,0		
60	30,0	1,0		
61	30,5	1,2		

Setelah proses pencatatan dari data getaran mekanik yang terukur pada tabel 2 di atas, selanjutnya dibuat grafik agar dapat diperoleh kesimpulan mengenai getaran mekanik yang terjadi pada *prosthetic* eksoskeletal pada jarak 100 meter berjalan normal. Karakteristik getaran mekanik yang terjadi pada *prosthetic* eksoskeletal menunjukkan pada kecepatan 1,2 m/s<sup>2</sup>, 1,6 m/s<sup>2</sup> dan 2,0 m/s<sup>2</sup> mulai dari awal sudah tidak stabil sampai dengan akhir jarak tempuh. Getaran yang diterima *prosthetic* eksoskeletal dengan sistem *joint prosthetic* yang bersifat *rigid*, sehingga menimbulkan dampak pada getaran mekanik cenderung tinggi. Rancangan atas desain *prosthetic* tidak mempertimbangkan getaran yang ditimbulkan pada saat menapak pada permukaan tanah dan ditambah adanya perlakuan kecepatan terhadap masing-masing jarak tempuh. Sehingga perlu adanya bahan *prosthetic* atau mekanisme *prosthetic* yang berfungsi sebagai peredam getaran mekanis yang ditimbulkan pada saat berjalan normal.



**Gambar 4.** Grafik getaran mekanik pada model prosthetic eksoskeletal

Dapat dilihat dari gambar 4 untuk *prosthetic* eksoskeletal kurang merekomendasikan untuk beberapa kecepatan dan digunakan untuk jalan lebih baik, hal ini terlihat dari grafik getaran yang ditimbulkan cukup tinggi dan kurang memberikan kestabilan pada saat berjalan.

#### **b. Pengaruh muscle nerve pada stump saat berjalan.**

Pengukuran tekanan pada *stump* dibagi menjadi tekanan dengan frekuensi 50 Hz, 100 Hz dan 250 Hz. Tekanan pada *stump* dilakukan untuk mengetahui *stimulan muscle nerve* pada otot yang menerima tekanan yang berulang-ulang. Perulangan tekanan pada otot *stump* berdasarkan lamanya waktu tekanan.



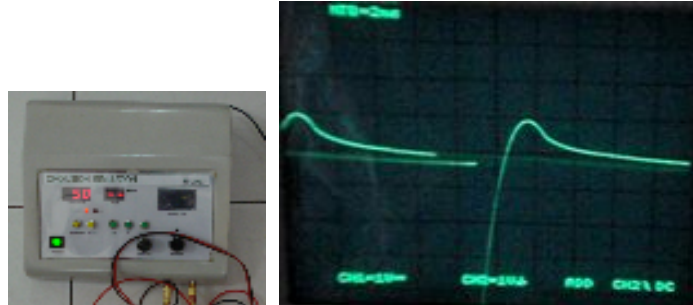
**Gambar 5.** Pengukuran pada tekanan muscle nerve pada stump

Pengukuran pada tekanan *stump* dilakukan dengan cara pengguna jalan normal pada *running belt* dengan kecepatan rendah sekitar 1,2 km/jam selama 6 menit pengamatan dengan *dwell time* atau penjeadaan waktu tekanan pada *stump* selama 30 detik. Sedangkan, data pengukuran merupakan data hasil waktu dari intensitas 10 denyut nadi per satuan waktu dan dapat dijelaskan seperti dibawah ini.



- **Tekanan dengan frekuensi 50 Hz,**

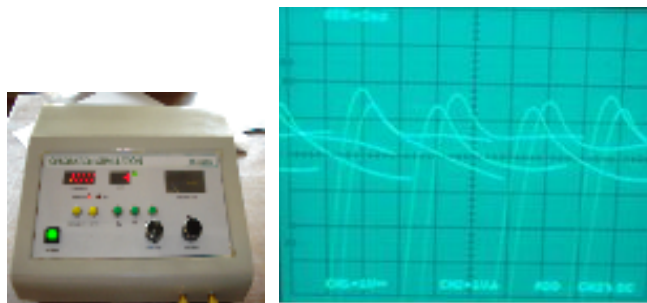
Hasil dari frekuensi tekanan pada *stump* dengan frekuensi 50 Hz saat berjalan normal menunjukkan grafik sinus setinggi 5 m/s, artinya tekanan *stump* pada posisi *socket* sedikit longgar dengan intensitas tekanan rendah.



**Gambar 6.** Gelombang sinus pada osiloscope dengan frekuensi 50 Hz

- **Tekanan dengan frekuensi 100 Hz,**

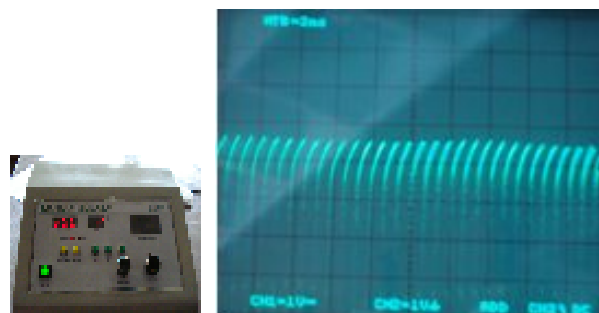
Hasil dari frekuensi tekanan pada *stump* dengan frekuensi 100 Hz saat berjalan normal menunjukkan grafik sinus setinggi 9 m/s, artinya tekanan *stump* pada posisi *socket* lebih ketat dengan intensitas tekanan tinggi.



**Gambar 7.** Gelombang sinus pada osiloscope dengan frekuensi 100 Hz

- **Tekanan dengan frekuensi 250 Hz,**

Hasil dari frekuensi tekanan pada *stump* dengan frekuensi 250 Hz saat berjalan normal menunjukkan grafik sinus setinggi 3 m/s, artinya tekanan *stump* pada posisi *socket* lebih ketat dengan intensitas tekanan lebih tinggi.



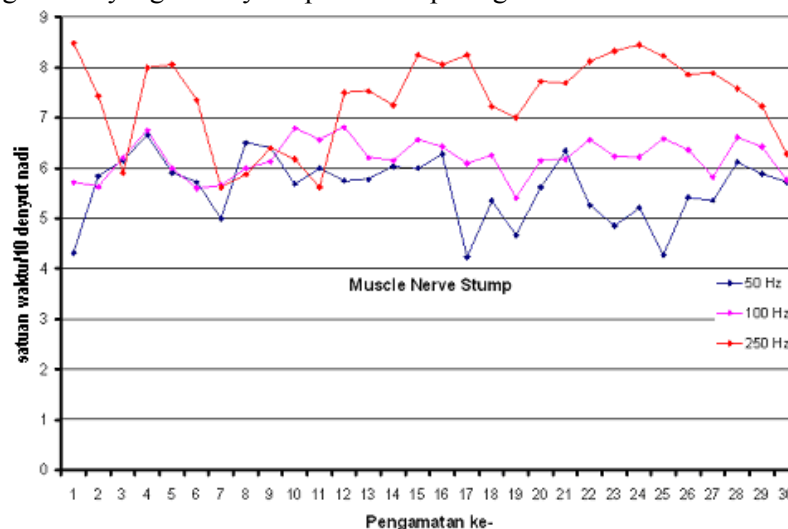
**Gambar 8.** Gelombang sinus pada osiloscop dengan frekuensi 250 Hz

Tiap-tiap tekanan pada *stump* dicatat waktu tekanan melalui denyut nadi tangan pengguna *prosthetic* berdasarkan 10 denyut per satuan waktu, hasilnya dicatat dan ditabulasikan seperti pada tabel 3 dibawah ini.

**Tabel 3.** Pengukuran muscle nerve pada denyut nadi pengguna prosthetic

No.	Frequency			No.	Frequency		
	50 hz	100 hz	250 hz		50 hz	100 hz	250 hz
1	4,31	5,72	8,48	17	4,23	6,09	8,25
2	5,84	5,63	7,43	18	5,35	6,25	7,22
3	6,16	6,21	5,91	19	4,67	5,41	7,00
4	6,66	6,75	8,00	20	5,62	6,15	7,72
5	5,91	6,00	8,06	21	6,34	6,18	7,69
6	5,72	5,60	7,35	22	5,26	6,56	8,12
7	4,99	5,66	5,62	23	4,86	6,23	8,32
8	6,50	6,00	5,87	24	5,21	6,22	8,45
9	6,40	6,13	6,40	25	4,28	6,58	8,23
10	5,69	6,79	6,18	26	5,42	6,36	7,86
11	6,00	6,56	5,62	27	5,36	5,82	7,89
12	5,75	6,81	7,50	28	6,12	6,61	7,58
13	5,78	6,21	7,53	29	5,89	6,42	7,23
14	6,03	6,15	7,25	30	5,72	5,76	6,28
15	6,00	6,56	8,25	<b>Rata2:</b>	<b>5,61</b>	<b>6,20</b>	<b>7,38</b>
16	6,28	6,43	8,06				

Hasil dari frekuensi tekanan pada *stump* dengan waktu yang tercatat ditabulasikan dan selanjutnya digrafikan yang hasilnya dapat dilihat pada gambar 9 dibawah ini.

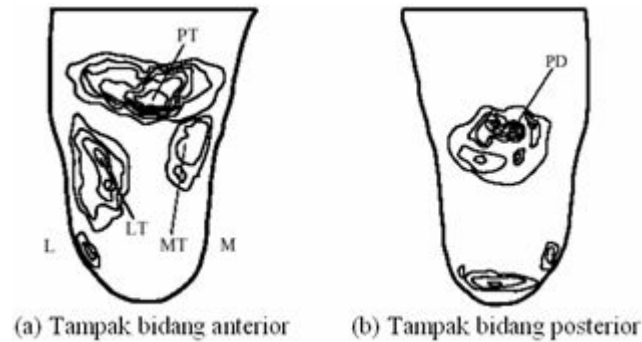


**Gambar 9.** Grafik muscle nerve pada stump

Gambar 9 menjelaskan frekuensi tekanan *stump* sebesar 50 Hz menunjukkan bilamana terjadi perulangan tekanan, memberikan dampak rasa nyeri pada *stump*. Sebaliknya, frekuensi sebesar 100 Hz menunjukkan bilamana terjadi perulangan tekanan, memberikan dampak rasa nyaman pada *stump*. Sedangkan, frekuensi sebesar 250 Hz menunjukkan bilamana terjadi perulangan tekanan, memberikan dampak rasa terjepit pada *stump* yang muncul pada periode waktu tertentu.

Hasil simulasi kondisi pada *friction* atau *slip boundary* antara *stump* dan *socket*, secara langsung kontak permukaan ke permukaan yang digunakan. Prediksi hasil yang menunjukkan bahwa tekanan permukaan yang diterima dan tegangan geser serupa dengan bentuk gelombang *double-peak* pada fase *stance*.





**Gambar 10.** Bidang tekanan pada socket dalam 1 siklus gerakan berjalan

#### 4. Kesimpulan

Getaran mekanik yang terjadi pada *prosthetic* endoskeletal pada kecepatan 1,2 m/s<sup>2</sup> untuk 28 detik/100 meter menunjukkan mulai tidak stabil sampai dengan akhir jarak tempuh. Sedangkan kecepatan 1,6 m/s<sup>2</sup> dan 2,0 m/s<sup>2</sup> dari sejak awal menunjukkan sudah tidak stabil sampai dengan akhir jarak tempuh. Sedangkan pada *prosthetic* eksoskeletal pada kecepatan 1,2 m/s<sup>2</sup>; 1,6 m/s<sup>2</sup> dan 2,0 m/s<sup>2</sup> sejak dari awal menunjukkan sudah tidak stabil sampai dengan akhir dari jarak tempuh.

Perulangan tekanan pada otot *stump* berdasarkan lamanya waktu tekanan terhadap frekuensi tekanan, frekuensi 250 Hz saat berjalan normal menunjukkan grafik sinus setinggi 8 m/s, artinya tekanan *stump* pada posisi *socket* lebih ketat dengan intensitas tekanan lebih tinggi. Pada saat tekanan dengan frekuensi sebesar 100 Hz meskipun terjadi perulangan tekanan, tetap memberikan dampak rasa nyaman pada *stump*.

#### Daftar Pustaka

- Andrian, M. and Cooper, J.M. (1985), *Biomechanics of Human Movement*, Brown and Benchmark, Iowa.
- Craik R.L. and Oatis C.A. (1995), *Gait Analysis: Theory and Application*. Mosby Company, Toronto.
- Kimara, J. (1983), *Electrodiagnosis Diseases For Nerve And Muscle*. Printed in the United States of America, F.A. Davis/ Philadelphia, Chief Division of Clinical Electrophysiology Department of Neurology The University of IOWA College of Medicine IOWA City, IOWA.
- Winter, D.A. (1990), *Biomechanics And Motor Control Of Human Movement*. 2<sup>nd</sup> ed., A Wiley Interscience Publication John Wiley & Sons Inc., Printed in the United States of America, New York.
- Xiaohong, J., Ming, Z., and Winson C.C.L. (2003), Orthotics and Prosthetics National Office Outcomes Tool (OPOT): Initial Reliability and Validity Assessment for Lower Extremity Prosthetics, *Journal Biomechanics Vol. 42, No. 8*.
- Xiaohong, J., Ming, Z., and Winson C.C.L. (2003), Load Transfer Mechanics Between Trans-Tibial Prosthetic Socket and Residual Limb-Dynamic Effects, *Journal of Biomechanics, Vol. 37, No. 9, pp:1371-1377*.
- Yark, H.J., Nielsen, D.H., and Shurr, D.G. (1997), Kinetic Patterns During Stair Ascent in Patients with Transtibial Amputations Using Three Different Prostheses, *Journal Of Rehabilitation Research And Development Vol. 32, No. 8*.