

ANALISIS PERANCANGAN PRODUK *LONG LEG BRACES* DENGAN  
PENDEKATAN *KANSEI WORDS* DAN BIOMEKANIKA

*ANALYSIS OF PRODUCT DESIGN LONG LEG BRACES WITH KANSEI WORDS  
APPROACH AND BIOMECHANICS*

Bellyn Mey Cendy<sup>1)</sup>, Sugiono<sup>2)</sup>, Dewi Hardiningtyas<sup>3)</sup>

Jurusan Teknik Industri, Universitas Brawijaya

Jalan MT. Haryono 167, Malang, 65145, Indonesia

E-mail: [mcbellyn@gmail.com](mailto:mcbellyn@gmail.com)<sup>1)</sup>, [sugiono\\_ub@yahoo.com](mailto:sugiono_ub@yahoo.com)<sup>2)</sup>, [dewi.tyas@ub.ac.id](mailto:dewi.tyas@ub.ac.id)<sup>3)</sup>

**Abstrak**

Berbagai aspek menjadi pertimbangan terkait kebutuhan dan keinginan konsumen penyandang disabilitas. Penyandang disabilitas dengan kategori penyandang lumpuh menggunakan alat bantu berjalan (*long leg braces*) untuk mobilitas sehari-hari. *Long leg braces* yang sekarang berada di pasaran memiliki beragam keluhan. Ketidaksesuaian alat bantu berjalan tersebut membuktikan bahwa perlu dilakukan identifikasi dan analisis terhadap *long leg braces* yang ada sebagai pertimbangan untuk perbaikan selanjutnya. Saat menggunakan produk, 40 pengguna *long leg braces* dijadikan sampel dari 64 orang populasi se-Kota Malang. Konsumen *long leg braces* cenderung menyampaikan keinginan dengan kata-kata yang abstrak. Identifikasi perasaan dan emosi pengguna baik dilakukan dengan *kansei words*. *Kansei words* merepresentasikan psikologis manusia seperti perasaan dan emosi. Pertimbangan yang muncul pada *kansei words*, menjadi pertimbangan pada perhitungan biomekanika. Di samping itu, diharapkan rekomendasi nantinya menghasilkan *long leg braces* yang mampu mendistribusikan gaya/beban pengguna dengan lebih merata sehingga dapat mengurangi keluhan. Berdasarkan penyebaran kuisioner *kansei* didapatkan 25 pasang kata yang merepresentasikan keinginan konsumen terhadap produk tersebut. Menghasilkan 7 faktor dimana faktor pertimbangan ergonomi memiliki variable yang paling banyak. Untuk itu dilakukan penyesuaian gaya dan momen antara segmen kaki normal yakni gaya terbesar terjadi pada fase *doubled support* segmen panggul sebesar 28,93 N dan momen inersia sebesar 658,53 KgM<sup>2</sup>. Dengan rekomendasi pada segmen *long leg braces* sehingga dihasilkan massa ideal pada segmen paha sebesar 0,864 kg, betis 0,792 kg dan pada segmen telapak kaki sebesar 0,182 kg. Perhitungan biomekanika telah membuktikan bahwa keluhan pengguna *long leg braces* memiliki kesesuaian jumlah keluhan terbanyak pada segmen paha berdasarkan *kansei words*.

**Kata Kunci :** *long leg braces*, human *kansei*, distribusi gaya, *kansei words*, biomekanika

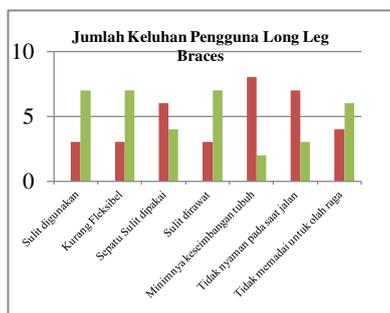
**1. Pendahuluan**

Ketika konsumen menggunakan suatu produk, konsumen berasumsi produk yang digunakan akan memberikan kepuasan sesuai dengan keinginan dan kebutuhan. Evaluasi ergonomi merupakan salah satu cara inovasi fungsi produk yang dapat memberikan perbaikan signifikan.

Di Indonesia, saat ini belum banyak penelitian yang mengembangkan produk bagi penyandang disabilitas. Disisi lain hal tersebut merupakan peluang yang seharusnya memiliki perhatian yang sama pada perancangan dan pengembangan produk. Banyak penyandang disabilitas tidak mampu menggunakan produk biasa, yang memang tidak dirancang untuk mereka (Santrock, 2007). Dengan demikian pengkajian analisis beban produk bagi

penyandang disabilitas hakikatnya perlu digunakan untuk meningkatkan performansi para penyandang disabilitas dalam aktivitas sehari-hari. Menurut Badan Pusat Statistik Jawa Timur, jumlah penyandang lumpuh di Jawa Timur berada pada urutan terbesar kedua yakni, sebesar 382.722 jiwa dengan spesifikasi jumlah penyandang lumpuh untuk Kota Malang sebanyak 139 jiwa (Badan Pusat Statistik, 2011). Jenis-jenis alat bantu berjalan tersebut merupakan produk yang membantu aksesibilitas dan mobilitas bagi penyandang lumpuh. Penggunaan alat bantu sendiri telah menjadi kebutuhan primer bagi penyandang disabilitas. Salah satu alat bantu berjalan yang sekaligus berfungsi sebagai terapi penyembuhan adalah *long leg braces*. Dari hasil penelitian terdahulu yang didapatkan dari 10

sampel pengguna *long leg braces* pada survey data pendahuluan (Herdiman, Liquidanu, Paramitha, 2011), pada Gambar 1. diketahui terdapat 7 keluhan utama fungsi alat bantu berjalan.



**Gambar 1.** Jumlah Keluhan Konsumen *Long Leg Braces* dari 10 Sampel Pengguna

Ketidaksesuaian terhadap alat bantu berjalan *long leg braces* yang dirasakan oleh penyandang lumpuh sehingga diperlukan adanya perbaikan dari desain *long leg braces* untuk meningkatkan fungsi dan mengembalikan keinginan konsumen penyandang lumpuh dalam menggunakan alat bantu tersebut. Dari jumlah penyandang cacat lumpuh di Kota Malang, kini hanya 2 dari 5 orang dengan keharusan menggunakan *leg braces* yang masih menggunakan alat bantu berjalan tersebut (Imam, 2014). Sebanyak 80% koresponden survei pendahuluan menyatakan memiliki *leg braces* lebih dari satu namun sama sekali tidak digunakan. Gambar 2. Merupakan contoh dari alat bantu berjalan *long leg braces* yang sekarang beredar dipasaran.



**Gambar 2.** *Long Leg Braces* (DINF, 2012)

Berdasarkan permasalahan di atas, maka perlu dilakukan penelitian lebih lanjut untuk memperbaiki *long leg braces* sehingga bisa

meningkatkan nilai guna produk dengan menggunakan biomekanika berdasarkan *kansei words*

## 2. Metode Penelitian

Penelitian ini dibagi menjadi 3 tahap, yaitu identifikasi awal, pengolahan data *kansei words* dan pengolahan data biomekanika.

### 2.1 Tahap Identifikasi Awal

Tahap identifikasi awal dibagi menjadi beberapa langkah berikut.

1. Observasi
2. Studi pustaka
3. Identifikasi masalah
4. Perumusan masalah
5. Penetapan tujuan penelitian

### 2.2 Tahap Pengumpulan Data

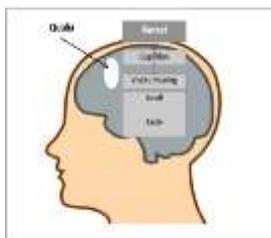
Tahap pengumpulan data dibagi menjadi beberapa langkah berikut.

1. Jenis dan sumber data  
 Jenis data yang digunakan dalam penelitian ini adalah data primer. Data primer yang dibutuhkan di antaranya hasil wawancara dan kuesioner *kansei words*. Serta, data dimensi tubuh pengguna *long leg braces*.
2. Metode pengumpulan data  
 Metode pengumpulan data dalam penelitian ini yaitu dengan melakukan wawancara, observasi dan kuesioner.
3. Populasi dan sampel  
 Populasi dalam penelitian ini yaitu jumlah pengguna *long leg braces* yang terdiri dari 2 komunitas difabel se-Kota Malang sebanyak 40 orang.
4. Teknik pengambilan sampel  
 Teknik pengambilan sampel yang digunakan dalam penelitian ini menggunakan *Probability Sampling*. Metode pengambilan sampelnya menggunakan *random sampling*, yaitu cara pengambilan sampel yang berdasarkan kelompok yang telah ditentukan dari anggota populasi secara acak atau berdasarkan undian. Berdasarkan rumus Slovin dalam Umar (2005), diperoleh jumlah sampel yang harus diambil adalah tidak kurang dari 39 responden.
5. Penyusunan Skala  
 Skala yang digunakan dalam penelitian

ini adalah skala *semantic differential* dengan 5 butir nilai yang berisikan pandangan yang diyakini dalam setiap item bipolar (lawan kata) (Osgood,2001)

6. Pengumpulan *Kansei Words*

Pengguna menggunakan *long leg braces* saat observasi dilaksanakan dengan rentan waktu 5-10 menit. Kemudian menyampaikan keluhan yang dirasakan saat menggunakan *braces*.



Gambar 3. Proses Kemunculan *Kansei Word* (Nagamichi, 2008)

7. Data Dimensi Tubuh

Pengambilan data dimensi tubuh memilih secara acak tinggi badan pengguna *long leg braces*. Karena, sifat produk yang unik sehingga memiliki perbedaan ukuran antara setiap individu.

2.3 Tahap Pengolahan Data

1. Uji Kecukupan Data

Setelah kuesioner disebarakan kepada 40 orang pengguna *long leg braces*. Test kecukupan data dilakukan untuk mengetahui gambaran jumlah sample dari semua kuisisioner yang disebarakan kepada responden. Tes uji kecukupan data menggunakan rumus *slovin* dikarenakan jumlah populasi yang telah diketahui yakni sebesar 64 orang.

$$n' = \frac{N}{1 + N e^2}, N > n' \dots \dots \dots (1)$$

Keterangan:

$n'$  = Jumlah pengamatan yang seharusnya dilakukan.

$N$  = Jumlah populasi

$E$  = Presentase kelonggaran ketidakteelitian karena kesalahan pengambilan sampel yang masih dapat di tolerir ( $e = 100\%$ )

2. Uji Keseragaman Data

Setelah didapatkan rata-rata dari tiap sampel didalam populasi maka didapatkan nilai BKA dan BKB. Nilai ini digunakan untuk menentukan keseragaman data pada

penelitian ini. Dengan tidak terdapat nilai yang *out of control*.

3. Uji Analisis Faktor

Analisis faktor merupakan salah satu prosedur mereduksi data dalam teknik statistik multivariat. Memanfaatkan hubungan (korelasi) antar variabel yang akan digunakan untuk membentuk variabel baru yang jumlahnya lebih sedikit daripada variabel awal. Dengan kata lain analisis faktor digunakan untuk meringkas informasi menjadi jumlah variabel sintesis yang lebih kecil dan untuk menemukan sumbu ruang semantic setelah evaluasi *Semantic Differential* ini. Dalam konsep *Kansei Engineering* hasil analisis faktor ini akan menyarakan (memfokuskan) ruang tujuan dalam menentukan item dan kategori desain produk berdasarkan perasaan pelanggan dalam *kansei word*. Kata – kata ini akan digunakan kembali pada evaluasi *Semantic Differential* yang kedua. Software yang digunakan dalam proses ini adalah *SPSS 19.0*.

4. Perhitungan Massa Dan Panjang Kaki

Berdasarkan *Web Associates* dan *Dempster* maka didapatkan nilai massa dan titik pusat massa dari segmen kaki, paha dan betis. Yang nantinya akan dipergunakan pada perhitungan distribusi gaya dan momen inersia. Tabel 1. merupakan ketentuan distribusi massa tubuh berdasarkan *Dempster* (1995).

Tabel 1. Distribusi Massa Segmen Tubuh

Group Segment (%) of Total Body Weight		Individual Segment (%) of Group Segment Body Weight	
Head and Neck	8.40 %	Head	73.8 %
		Neck	26.2 %
Torso	50.0 %	Thorax	43.8 %
		Lumbar	29.4 %
		Pelvis	26.8 %
		Upper Arm	54.9 %
Total Arm	10.20 %	Forearm	33.3 %
		Hand	11.8 %
		Thigh	63.7 %
Toral Leg	15.70 %	Shank	27.4 %
		Foot	8.9 %

5. Perhitungan Gaya dan Momen Inersia

Berdasarkan fase berjalan manusia yang mengalami *abnormalities*, memiliki empat fase yakni *single support by normal*, *doubled support braces front*, *single support by braces*, dan *doubled support by normal*. Kemudian dilakukan proyeksi jarak diantara dua tumpuan terjauh. Dengan melakukan perhitungan

proyeksi jarak terhadap masing masing tumpuan.

6. Analisis dan Pembahasan

Pada tahap ini, dilakukan pembahsan dari hasil analisis gaya dan momen inersia yang bekerja pada saat digunakan berjalan. Berdasarkan perhitungan gaya dan momen inersia maka membuktikan faktor yang menjadi perbaikan pada pengolahan data *kansei words*.

7. Kesimpulan dan saran

Membuat kesimpulan dan saran hasil analisis data dan pembahasan yang telah dilakukan sehingga dapat menjawab tujuan penelitian yang ditetapkan.

**3. Hasil dan Pembahasan**

**3.1 Pengolahan Uji Kecukupan Data**

Test kecukupan data akan disebarkan kepada responden. Pada penelitian ini jumlah populasi sudah diketahui sebanyak 64 orang sehingga nilai sampel yang harus diambil adalah 39. Karena, nilai  $n' < N$  maka data telah mencukupi.

**3.2 Pengolahan Data *Kansei Words***

Pengumpulan data berdasarkan kuisioner *kansei* terhadap 40 sampel pengguna *long leg braces*. Menghasilkan 25 pasang *kansei words*. Setelah dilakukan uji analisis faktor maka dilakukan rotasi faktor matriks dan berhasil mengelompokan *item* dari *kansei words* tadi kedalam 7 faktor utama yaitu, Pertimbangan Ergonomi, Penilaian Konsumen, Fungsi Utama, *Reliability* Produk, Tampilan Fisik Produk, Desain Produk dan Mekanisme Produk (DINF, 2012). Berdasarkan pengelompokan analisis faktor tersebut, faktor yang memiliki jumlah item terbanyak yang menjadi pertimbangan dalam perngolahan data berikutnya. Pertimbangan ergonomi memili *kansei words* terbanyak dan Pertimbangan ergonomic memiliki identifikasi lebih lanjut pada kajian biomekanika. Tabel 2. Merupakan *kansei words* yang terbentuk memiliki pertimbangan lebih lanjut pada saat produk digunakan oleh manusia. Hasil pengolahan data korelasi Anti *image*, nilai KMO-MSA dari variabel-variabel tersebut sudah memenuhi karena berada diatas 0,5. Untuk mendapatkan variabel mana yang paling penting maka dengan menggunakan tingkatan level KMO-MSA kita dapat mencari variabel terbaik. Semakin banyak kata yang tidak terlalu penting maka akan lebih sulit responden untuk memahaminya. Sehingga

responden cenderung mengabaikan variabel yang tidak terlalu penting itu. Setelah diketahui variabel-variabel yang layak untuk dinalisa lebih lanjut. Ekstraksi sejumlah variabel sehingga terbentuk suatu factor

**Tabel 2.** Pengelompokan *Kansei Words*

No.		Faktor 1	Nilai MSA	<i>Kansei Word</i>
1	Pertimbangan Ergonomi	Item_5	.637	Lunak-Keras
2		Item_1	.629	Ringan-Berat
3		Item_8	.652	Sederhana-Kompleks
4		Item_9	.560	Otomatis-Manual
5		Item_4	.551	Aman-Bahaya
6		Item_6	.550	Sehat-Iritasi
7		Item_10	.607	Pengaman Mudah-Pengaman sulit
8		Item_12	.412	Menjaga celana-Merusak celana
9		Item_13	.527	Modern-Kuno
10		Item_14	.648	Engsel lancer-Engsel macet.
11		Item_15	.638	Canggih- Tidak canggih
12		Item_16	.575	Lengkap-Tidak engkap
13		Item_20	.290	Baru-Antik
14		Item_21	.474	Beragam-Monoton
No.	Penilaian Konsumen	Faktor 2	Nilai MSA	<i>Kansei Word</i>
15		Item_3	.414	Nyaman-Gelisah
16		Item_23	.509	Polos-Berwarna
No.	Fungsi Utama	Faktor 3	Nilai MSA	<i>Kansei Word</i>
17		Item-17	.473	Satu Fungsi-Multi Fungsi
18		Item_18	.582	Awet-Mudah Rusak
No.	Reliability Produk	Faktor 4	Nilai MSA	<i>Kansei Word</i>
19		Item_25	.545	Murah_mahal
20		Item_11	.624	Menjaga celana-Merusak celana
No	Tampilan Fisik Produk	Faktor 5	Nilai MSA	<i>Kansei Word</i>
21		Item_22	0.551	Menarik-Membosankan
22		Item_7	.740	Sederhana-Kompleks
No	Desain Produk	Faktor 6	Nilai MSA	<i>Kansei Word</i>
23		Item_19	0.445	Teknologi Rendah-Teknologi Tinggi

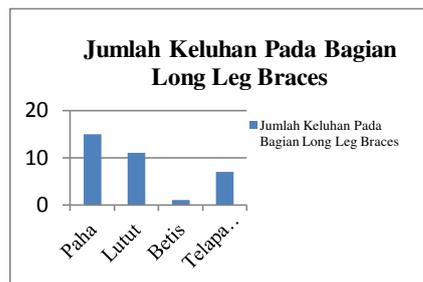
Berdasarkan output dari rotasi faktor yang telah diacak menggunakan *SPSS 19.0*, maka didapatkan 7 faktor yang memungkinkan

menjadi identifikasi faktor apa yang dirasakan oleh konsumen terhadap *long leg braces*. Faktor 1 merupakan faktor yang memiliki kesesuaian dengan pertimbangan ergonomic produk, faktor 2 merupakan penilain konsumen saat produk bekerja, faktor 3 merupakan fungsi utama dari produk, faktor 4 *reability* atau ketahanan dari produk, faktor 5 merupakan tampilan fisik dari alat bantu berjalan, faktor 6 merupakan desain dari produk sesuai dengan keinginan konsumen, dan faktor 7 merupakan mekasime dari alat bantu tersebut saat dioperasikan oleh pengguna. Berdasarkan pengolahan *rotated factor matrix* dua variable item *kansei* telah mengalami reduksi yakni item\_2 (Kesat-Licin) dan item\_24 (Elegant-Biasa). Hal tersebut merupakan variable *kansei words* yang tidak menjadi prioritas keluhan konsumen terhadap produk alat bantu berjalan ini.

### 3.3 Pengolahan Biomekanika

Penentuan objek yang dijadikan bahan pada perhitungan biomekanika menggunakan pemilihan secara acak. Hal ini dikarenakan alat yang menjadi kajian pada penelitian ini memiliki sifat unik, yakni memiliki ukuran yang berdeda-beda tergantung pada ukuran dimensi tubuh setiap individu yang menggunakan. Sebagai pendekatan terhadap keluhan pengguna *long leg braces* di Kota Malang maka dilakukan pemilihan kasus dengan cara menyebarkan kuisioner kepada 20 pengguna *long leg braces* penyandang lumpuh. Gambar 4. Merupakan grafik keluhan pengguna. Segmen tubuh yang diukur. *Thigh Length* (panjang paha) dari pangkal paha sampai lutut, *Calf Circumference* (lingkar betis) dimana diambil ukuran betis terbesar, *Calf Length* (panjang betis) diukur antara lutut dan pergelangan kaki, *Foot Length* (panjang telapak kaki) diukur antara mata kaki dan ujung ibu jari, *Malleolus Circumference* (lingkar pergelangan kaki) lingkar pergelangan telapak kaki, *Midthigh Circumference* (lingkar paha) diukur pada lingkar paha terbesar. Pada pengukuran dimensi tubuh objek penelitian ini, memiliki fokus pada segmen tubuh tungkai kaki. Seperti yang pada umumnya terjadi, dimensi kaki penyandang lumpuh atau layu mengalami penyusutan dibandingkat yang normal. Massa otot yang menurun dikarenakan tidak pernah mengalami pergerakan. Hal itu yang menyebabkan pada sebagian besar orang

yang mengalami kondisi lumpuh layu mengalami penyusutan ukuran pada segmen kaki.



**Gambar 4.** Jumlah Keluhan Pengguna Segmen Kaki

Berdasarkan pendekatan terhadap pengguna diatas maka didapatkan keluhan paling besar terjadi pada segmen paha sebanyak 15 orang, segmen lutut sebanyak 11 orang, segmen betis 1 orang dan segmen telapak kaki 7 orang. Kemudian diambil salah satu objek penelitian untuk ukuran dimensi tubuh untuk perhitungan data biomekanika. Objek penelitian dengan tinggi badan 149 cm dan berat badan 45 Kg. Maka dengan pendekatan *Web Accociateies*(1978) didapatkan massa masing-masing segmen kaki berikut dengan keseluruhan berat pada tubuh bagian atas yang menjadi satu tumpuan. Sedangkan untuk panjang tubuh mengikuti presentase titik pusat massa *Dempster*(1995) ditabulasikan pada Tabel 4. Dan massa tubuh pada Tabel 3.

**Tabel 3.** Massa Tubuh

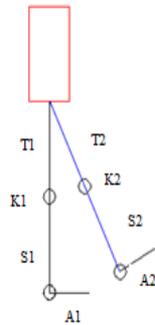
Segmen Tubuh	Massa (Kg)	
<i>Body Weight</i>	28,93	
<i>Leg</i>	Right	Left
a. <i>Thigh</i>	4,70	5,56
b. <i>Shank</i>	2,60	1,80
c. <i>Foot</i>	0,80	0,61
Total	45,0	

**Tabel 4.** Data Panjang Tubuh

Panjang (cm)	
L(N)'	L(N)''
15.155	19.845
11.619	15.309
9.009	11.991
Panjang (cm)	
L(N)'	L(N)''
14.722	19.278
8.66	11.34
6.435	8.565

### 3.4 Pemodelan Gerak Jalan

Pemodelan gerak jalan *abnormalities* dapat dibedakan menjadi 4 fase yaitu, Fase 1 (*Single Support by Normal*), Fase 2 (*Doubled Support by Braces Front*), Fase 3 (*Single support by braces*), Fase 4 (*Doubled Support by Normal Front*).



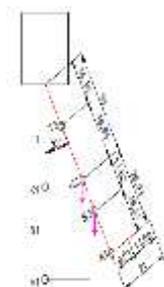
**Gambar 5.** Segmen Tubuh Secara Keseluruhan

Keterangan:

- T1 = Panjang Paha Kanan (Normal)
- T2 = Panjang Paha Kiri (Braces)
- K1 = Lutut Kanan (Normal)
- K2 = Lutut Kiri ( Braces)
- S1 = Panjang Betis Kanan (Normal)
- S2 = Panjang Betis Kiri (Braces)
- A1 = Tumit Kanan (Normal)
- A2 = Tumit Kiri (Braces)

#### 3.5.1 Fase Single Support by Braces

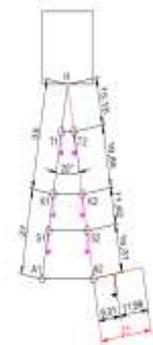
Pada fase pertama ini kaki kanan menapak sempurna membentuk sudut  $90^\circ$  terhadap permukaan lantai. Kaki kanan berada dalam *stance position*. Sementara kaki kiri yang menggunakan *braces* membentuk sudut  $20^\circ$  terhadap kaki kanan. *Long leg braces* mengalami *swing position* paling jauh. Pada *phase* ini ditemukan gaya dan momen inersia yang terjadi pada sendi pinggul, lutut, dan tumit.



**Gambar 6.** Proyeksi Gaya Pada Fase 1  
(Sumber : Hertanto,2006)

#### 3.5.2 Fase Doubled Support by Braces Front

Pada fase kedua ini digambarkan bahwa kaki kanan menapak pada permukaan lantai membentuk sudut  $80^\circ$ . Sementara kaki kiri (*Braces*) membentuk sudut  $20^\circ$  terhadap kaki kanan. Kedua kaki berada dalam *stance position*. Pada *phase* ini ditemukan gaya dan momen inersia yang terjadi pada sendi pinggul, lutut, dan tumit.



**Gambar 7.** Proyeksi Gaya Pada Fase 2  
(Sumber : Hertanto,2006)

#### 3.5.3 Fase Singled Support by Braces

Pada fase *single support by braces* ini digambarkan bahwa kaki kiri yang menggunakan *braces* menapak sempurna membentuk sudut  $90^\circ$  terhadap permukaan lantai. *Long leg braces* berada dalam *stance position*. Sementara kaki kanan membentuk sudut  $30^\circ$  terhadap kaki kiri. Betis kaki kanan membentuk sudut  $100^\circ$  terhadap paha, sedangkan telapak kaki membentuk sudut  $90^\circ$  terhadap betis.



**Gambar 8.** Proyeksi Gaya Pada Fase 3  
(Sumber : Hertanto,2006)

#### 3.5.4 Fase Doubled Support by normal Front

Pada fase *single support by braces* ini digambarkan bahwa kaki kiri yang

menggunakan *braces* menapak sempurna membentuk sudut  $90^\circ$  terhadap permukaan lantai. *Long leg braces* berada dalam *stance position*.



Gambar 9. Proyeksi Gaya Pada Fase 4  
(Sumber : Hertanto,2006)

### 3.6 Perhitungan Gaya dan Momen

#### 3.6.1 Fase 1 Single Support by braces

Gaya pada fase satu *single support by normal* menunjukkan nilai  $FNA_1$  (Ankle Kaki Normal) sebesar 1082,53 N.  $FNK_1$  (Knee Kaki Normal) sebesar 913,19 N.  $FNH_1$  (panggul) sebesar 786,29 N. Pada perhitungan fase ini gaya yang terbesar terjadi pada segmen *ankle* kaki normal. Perhitungan momen pada fase 1 (*Single Support by Normal*) sebesar 111,17  $Kg.M^2$  pada semua segmen baik paha, kaki, dan betis sama besar dikarenakan jarak terhadap tumpuan terjauh tegak lurus terhadap kaki normal.

#### 3.6.2 Fase 2 Doubled Support By Braces Front

Gaya yang terjadi pada fase *doubled support by braces front* memiliki nilai  $FNA_1$  (Ankle kaki normal) sebesar 20,06 N,  $FNK_1$  (Knee Kaki Normal) sebesar 25,64 N, gaya pada  $FNH$  pada *hip* sebesar 28,93 N, serta gaya pada  $FNK_2$  (*knee* kaki braces) sebesar 21,84 N, dan gaya yang bekerja pada *ankle*  $FNA_2$  sebesar 24,55 N. Pada perhitungan gaya fase *doubled support by normal* didapatkan nilai yang paling tinggi yakni pada segmen *hip* (panggul) hal ini dikarenakan beban yang topang oleh kaki saat menggunakan alat tersebut pada segmen *hip* dan melemahnya segmen pada lutut dan kaki. Momen inersia terbesar terjadi pada fase hip yakni sebesar 685,63 N.

#### 3.6.3 Fase 3 Single Support By Braces

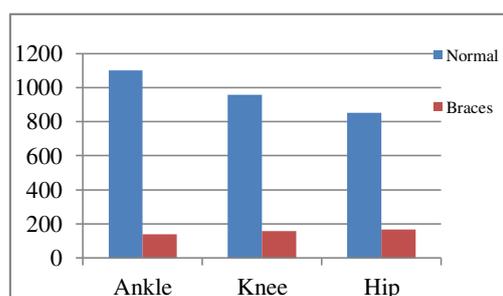
Gaya pada fase satu *single support by braces* menunjukkan nilai  $FNA_2$  (Ankle Kaki Normal) sebesar 183,21 N.  $FNK_2$  (Knee Kaki Normal) sebesar 170,06 N.  $FNH$  (panggul) sebesar 146,30 N. Pada perhitungan fase ini gaya yang terbesar terjadi pada segmen *ankle* kaki normal. Perhitungan momen pada fase 3 (*Single Support by Braces*) sebesar 52,46 N  $Kg.M^2$  pada semua segmen baik paha, kaki, dan betis sama besar dikarenakan jarak terhadap tumpuan terjauh tegak lurus terhadap kaki normal.

#### 3.6.4 Fase 4 Doubled Support By Normal Front

Gaya yang terjadi pada fase *doubled support by braces front* memiliki nilai  $FNA_1$  (Ankle kaki normal) sebesar 20,06 N,  $FNK_1$  (Knee Kaki Normal) sebesar 25,65 N, gaya pada  $FNH$  pada *hip* sebesar 28,93 N, serta gaya pada  $FNK_2$  (*knee* kaki braces) sebesar 21,84 N, dan gaya yang bekerja pada *ankle*  $FNA_2$  sebesar 24,54 N. Pada perhitungan gaya fase *doubled support by normal* didapatkan nilai yang paling tinggi yakni pada segmen *hip* (panggul) hal ini dikarenakan beban yang topang oleh kaki saat menggunakan alat tersebut pada segmen *hip* dan melemahnya segmen pada lutut dan kaki. Momen inersia terbesar terjadi pada fase hip yakni sebesar 645,19 N.

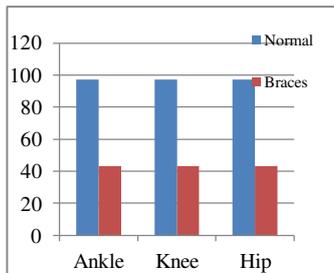
### 3.7 Analisis Biomekanik

Biomekanika memiliki prinsip-prinsip yang dapat digunakan untuk menganalisis gaya dan momen yang bekerja pada masing-masing fase gerakan berjalan pada saat menggunakan *long leg braces* terhadap segmen persendian. Gambar 10. Merupakan gambar grafik pada fase *single support*.



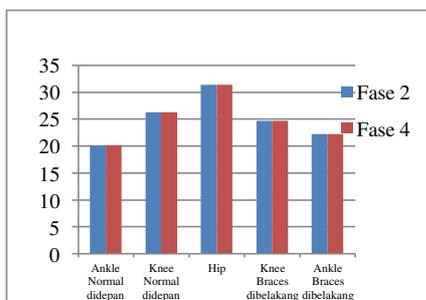
Gambar 10. Perbandingan Gaya Normal Pada Fase Single Support

Pada grafik diatas menunjukkan perbandingan gaya normal saat kaki menggunakan *long leg braces* dengan kaki normal pada posisi yang sama. Terlihat bahwa nilai dari gaya yang bekerja pada *ankle, knee dan hip* yang tidak menggunakan *long leg braces* lebih besar dibandingkan dengan kaki yang menggunakan *long leg braces* pada saat fase *single support*. Gambar 11. Merupakan grafik momen inersia pada fase *single support*.



**Gambar 11.** Perbandingan Momen Inersia Pada Fase *Single Support*

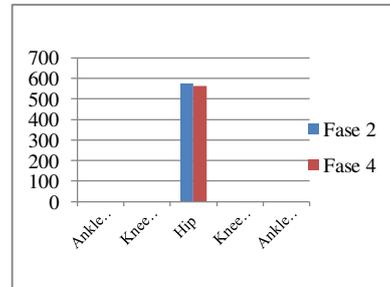
Perbandingan momen inersia yang terjadi antara kaki yang menggunakan alat bantu *long leg braces* dengan kaki normal. Sehingga didapatkan perbandingan momen inersia pada setiap sendi kaki normal jauh lebih besar dibandingkan dengan kaki yang menggunakan braces. Perbedaan momen inersia dan perhitungan gaya normal sangat signifikan, hal ini terjadi disebabkan oleh posisi dan gaya berat dan sudut yang bekerja berbeda pada setiap gerakan. Gambar 12. Menunjukkan gaya normal yang terjadi pada fase *doubled support*.



**Gambar 12.** Gaya Normal Pada Fase *DS*

Gaya normal yang terjadi pada fase *doubled support* melibatkan segmen kaki yang menggunakan *long leg braces* bekerja dibagian

depan sehingga tumpuan terbesar berada pada hip atau panggul dari pengguna. Sedangkan fase empat merupakan fase *doubled support* dengan kondisi kaki normal didepan dan yang menjadi tumpuan adalah kaki dengan menggunakan *long leg braces* dan memiliki nilai terbesar sama seperti fase dua yakni pada hip atau panggul pengguna. Gambar 13. Merupakan perhitungan momen inersia pada fase *doubled support*.



**Gambar 13.** Momen Inersia Pada Fase *Doubled Support*

Momen inersia diatas menunjukkan nilai momen pada kedua fase yakni fase dua merupakan *doubled support* dengan kondisi kaki menggunakan *long leg braces* didepan dan fase empat merupakan *doubled support* kaki normal di depan. Dari grafik diatas dapat dilihat bahwa pada saat fase dua *doubled support* dengan *long leg braces* didepan momen inersia terbesar terjadi pada bagian hip sama dengan perhitungan gaya normal yang bekerja.

### 3.7 Usulan Perbaikan Perancangan *Long Leg Braces*

Gaya normal dan momen inersia yang bekerja pada saat *long leg braces* digunakan berjalan memiliki perbedaan. Hal ini dikarenakan adanya dua factor yang sangat berpengaruh yaitu sudut dan massa pada segmen yang terlibat pada saat berjalan. Fase *single support* kaki normal didepan dan *single support* kaki normal di belakang terjadi perbedaan dikarenakan saat *single support* braces berada dalam *swing phase* berada dalam kondisi lutut *long leg braces* tidak menekuk, sedangkan kaki normal menekuk. Hal yang sama terjadi pada saat fase *doubled support*, sehingga hal tersebut memberikan pengaruh pada besarnya sudut sendi pinggul yang terjadi. Nilai tersebut tentunya akan memberikan

pengaruh terhadap gaya normal dan momen inersia pada setiap sendi di setiap fase. Masing-masing kaki memiliki massa segmen yang akan menjadi masalah utama terhadap gaya normal dan momen inersia yang dihasilkan.

Masing-masing kaki memiliki massa segmen yang akan menjadi masalah utama terhadap gaya normal dan momen inersia yang dihasilkan. Dapat diminimalkan ketika menyeimbangkan kembali massa dari setiap segmen kaki (Susan, 1995).

$$M_{Braces\ Paha} = |M_{Paha\ kanan} - M_{Paha\ Kiri}| = |4,70 - 4,29| = 0,41\ Kg$$

$$M_{Braces\ Betis} = |M_{Betis\ kanan} - M_{Betis\ Kiri}| = |2,60 - 1,26| = 1,34\ Kg$$

$$M_{Braces\ Kaki} = |M_{Kaki\ Kanan} - M_{Kaki\ Kiri}| = |0,80 - 0,43| = 0,36\ Kg$$

Massa masing-masing segmen telah diketahui, kemudian dilakukan perbandingan dengan massa segmen *long leg braces* yang digunakan oleh pengguna. Tabel 5. Berikut merupakan perbandingan massa *existing* produk dengan usulan produk.

**Tabel 5.** Perbandingan massa *existing* dan usulan

Segmen Kaki	Massa		Selisih (Kg)
	Existing	Usulan	
Thigh	1,274	0,41	0,864
Shank	0,548	1,34	0,792
Foot	0,178	0,36	0,182
Jumlah	2,000	2,11	1,838

Berdasarkan tabulasi data diatas, maka pada masing-masing segmen pada *long leg braces* yang digunakan, ternyata memiliki perbedaan massa dengan yang menjadi usulan *long leg braces*. Terlihat jelas pada segmen paha pada *existing long leg braces* lebih berat sebesar 0,864 Kg dari pada berat pada segmen paha *long leg braces* yang sekarang digunakan. Dan pada segmen betis *existing long leg braces* dengan usulan *long leg braces* memiliki selisih sebesar 0,792 Kg, dengan selisih berat yang ditopang oleh paha dialokasikan kebagian betis dan sisa nya mendapat alokasi berat dari telapak kaki dimana *existing* produk memiliki selisih berat sebesar 0,182 dibandingkan dengan produk usulan. Sehingga setelah kita mengetahui selisih berat usulan *long leg braces* total sebesar 2,11 Kg. Berdasarkan Statika Biomekanika penelitian ini menghasilkan rekomendasi penggunaan alat bantu *aligment adapter* untuk meminimalisir gaya saat

penyanggah disabilitas berjalan. Sedangkan, penelitian ini menentukan identifikasi keluhan pengguna *long leg braces* berdasarkan pendekatan ilmu *kansei words* dimana *human kansei* muncul berdasarkan rasa dan emosi seseorang. Pendekatan biomekanika menjadi pertimbangan dan pembuktian secara kuantitatif dari *output* gaya dan momen pada segmen tubuh. Serta, rekomendasi bobot setiap segmen pada perancangan produk alat bantu berjalan untuk penyandang disabilitas. Dimana keluhan yang dirasakan pada faktor satu pertimbangan ergonomi produk memiliki kaitan yang erat dengan perhitungan pada biomekanika. Pertimbangan ergonomi lebih lanjut telah teridentifikasi dari sebaran gaya dan momen yang akhirnya disesuaikan dengan tinggi dan berat badan konsumen. Pengaruh gaya normal dan momen inersia terhadap *output kansei words* tersebut juga memiliki kaitan dengan besarnya gaya yang bekerja pada fase *doubled support by braces* maupun kaki normal. Dimana, gaya normal dan momen inersia paling besar terjadi pada bagian *hip*. Membuktikan kaitan erat dengan rasa berat yang dirasakan pada bagian paha, dikarenakan fase ini menopang keseluruhan berat badan dan juga memperkuat langkah dari segmen pada anggota jalan gerak bawah (*knee dan ankle*).

### Daftar Pustaka

Badan Pusat Statistik,(2011) *Survey Sosial Ekonomi Nasional*, Jakarta: Badan Pusat Statistik Pusat: Salemba Pustaka.

Charles, Osgood., Suci, G.J., Tannembaum, P.H., (2001) *Semantic Differential Technique*. Jakarta: Erlangga.

Dempster, W.T. (1955) *Space requirements of the seated operator*. WADC Technical Report TR- 55-159, <http://riodb.ibase.aist.go.jp/dhbodydb/properties/m/e-k-5.html>. (Diakses 28 September 2014)

Difabel Motorcycle Indonesia, (2011), *Penyandang Polio di Kota Malang*, Malang: Imam Muhmadi.

- DINF, (2012) *Disabilities Information Research*, Japan: Japanese Society for Rehabilitation of Person With Disabilities, <http://www.dinf.ne.jp> (diakses 14 September 2014)
- Garrison, Susan J, (1995). *Hansbook Of Physical Medicine And Rehabilitation Basics*. J.B. Lippincott Company, USA.
- Gudono ,(2012). *Analisis Data Multivariat*. Yogyakarta: Ekonomi dan Bisnis Universitas Gajah Mada
- Guilford,J., & Fruchter,B. (1990). *Fundamental Statistic in Pscology and Education*. New York: McGraw Hill.Knudson, Duane.(2007). *Fundamentals of Biomechanics*. Second Edition. California, USA: Springer.
- Hadi, Suryo, Sugiono (Pembimbing 1), Dewi Hardiningtyas (Pembimbing 2), (2014). *Penerapan Analisa Biodinamik Pada Perancangan Kursi Kemudi Taksi Untuk Mengurangi Resiko Overuse Disorder Dalam Berkendara*. Malang: Teknik Industri Universitas Brawijaya. Skripsi Tidak di Publikasi.
- Herdiman, Liquiddanu, Paramitha. (2011). *Perbaikan Rancangan Pada Desain Knee Ankle Foot Orthosis (Kafo) Dengan Pendekatan Metode Function Analysis System Technique*. Semarang: Teknik Industri Universitas Dipenogoro.
- Hertanto, Sri, (2006). *Usulan Perbaikan Pada Perancangan Knee Ankle Foor Orthosis (KAFO) Dengan Menggunakan Analisis Biomekanik*. Surakarta: Teknik Industri Universitas Negeri Surakarta.
- Nagamachi, Mitsuo. (2011), *Kansei/Affective Engineering*, New York: Taylor dan Francis Group.
- Nagamachi,M,, Tachikawa, M., Imanishi, N., Ishizawa, T., Yano, S. (2008), *A Successful Statistical Procedure on Kansei Engineering Products*.Hiroshima: Hiroshima Internasional University.
- Santrock, John. (2007), *Life Span Development*, Boston: Mcgraw-Hill.