

Pengaruh Dimensi Elastomer Terhadap Unjuk Kerja Sendi Lutut Kaki Palsu

Reza Putra dan M. Sayuti

Jurusan Teknik Mesin, Universitas Malikussaleh

Jurusan Teknik Industri, Universitas Malikussaleh

Corresponding Author: reza.putra@unimal.ac.id, +62 852 6160 8616

Abstrak – Pada dasarnya tidak semua manusia yang dilahirkan memiliki bentuk fisik yang sempurna. Mereka tergolong dalam kelompok individu yang memiliki kebutuhan khusus sebagai penyandang tuna daksa. Para tuna daksa ini memerlukan dukungan alat bantu gerak berupa kaki palsu agar bisa beraktifitas dan membuat mereka lebih mandiri. Dari beberapa produk dipasaran baik produk lokal maupun import cenderung mempunyai spesifikasi teknis produk yang berbeda dan harganya pun relatif mahal. Adapula yang harganya relatif murah, namun secara fungsi dan penggunaannya masih kurang baik. Tujuan penelitian ini adalah untuk mengkaji batasan elastis dari sebuah elastomer yang sesuai pada sendi lutut kaki buatan. Pada penelitian ini menggunakan 3 spesimen yang terbagi dengan lapisan elastomer dengan ketebalan masing-masing 1,2 mm, 2,4 mm dan 3,6 mm dengan gaya tarik yang di hasilkan juga berbeda-beda. ASTM D638 merupakan metode pengujian yang digunakan pada penelitian ini. Hasil pengujian uji tarik menunjukkan bahwa Gaya/Load spesimen dengan 1 lapis elastomer A1 (1,2 mm) adalah 4,68 kg.f. Spesimen dengan 2 lapis elastomer B2 (2,4 mm) adalah 9,00 kg.f. Spesimen dengan 3 lapis elastomer C3 (3,6 mm) adalah 11,80 kg.f. Dari hasil uji tarik dapat disimpulkan bahwa spesimen dengan 1 lapis elastomer A1 mempunyai nilai yang sesuai untuk di pasang pada sendi lutut kaki palsu. Copyright © 2016 Department of Mechanical Engineering. All rights reserved.

Keywords: Elastomer, load, produk.

1 Pendahuluan

Pada dasarnya tidak semua manusia yang dilahirkan memiliki bentuk fisik yang sempurna. Mereka tergolong dalam kelompok individu yang memiliki kebutuhan khusus sebagai penyandang tuna daksa. Menurut Mangunsong (1998) [1], tuna daksa atau disebut cacat tubuh adalah ketidakmampuan seseorang secara fisik untuk menjalankan fungsi tubuh, karena tidak lengkapnya anggota tubuh yang disebabkan sejak lahir, kecelakaan sehingga harus di amputasi, dan adanya gangguan neuromuscular.

Pada tahun 2012 jumlah penyandang tuna daksa di Indonesia sebanyak 1.652.741 jiwa, dan mayoritas berasal dari tingkat ekonomi yang rendah. Jumlah penyandang tuna daksa tersebut cukup banyak, namun belum mendapat perhatian dari masyarakat ataupun pemerintah [2]. Kebutuhan tuna daksa terbatas oleh bantuan sosial dan ekonomi. Para tuna daksa ini

memerlukan dukungan alat bantu gerak, agar dapat membuat lebih mandiri dan beraktifitas. Namun, Menkes mengakui, sumber daya manusia di Indonesia yang terampil membuat prostetik (pengganti anggota tubuh) dan ortosis (alat penyangga tubuh) masih terbatas [3].

Produk prostetik, khususnya produk kaki palsu di Indonesia sebagian besar produk impor, karena kualitas yang bagus, teknologi yang canggih, dan memiliki nilai usability yang tinggi. Dibandingkan dengan kaki palsu buatan industri Indonesia, kualitas hampir setara, harganya tidak terlalu mahal. Ada beberapa industri kecil di Indonesia yang membuat kaki prostetik, yang menyediakan jasa pembuatan kaki palsu, namun secara fungsi dan penggunaan masih kurang baik, kelebihanannya adalah harganya cukup murah. Proses produksi yang dilakukan kedua industri masih menggunakan metode konvensional. Oleh karena itu penentuan harga yang murah juga menjadi pertimbangan untuk desain produk

agar terbentuknya inovasi baru produk kaki palsu murah dengan kenyamanan dan usability yang tinggi.

Menurut data Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas, Basic Riset Kesehatan) tahun 2007, terdapat 5,7% dari total penduduk di daerah perkotaan di Indonesia, menderita DM. Pada tahun 2030, WHO (World Health Organization) memperkirakan bahwa akan ada 194 juta orang yang menderita diabetes mellitus di dunia [4].

Amputasi adalah tindakan/prosedur membuang sebagian dari satu atau beberapa tulang. Insiden amputasi transfemoral di Indonesia mencapai 25-30% dari keseluruhan kejadian tungkai bawah amputation. Ini adalah level terbaik untuk arteri perifer penyakit yang disebabkan oleh diabetes mellitus, karena masih ada pembuluh darah besar untuk vaskularisasi. Sisa dari gastrocnemius dan soleus otot akan cocok untuk menjadi digunakan sebagai penutup kulit untuk melayani sebagai bantal baik untuk prosthetic [5].

Untuk membantu mengatasi keterbatasan-keterbatasan aktivitas yang terjadi pada seseorang yang kehilangan kaki akibat amputasi, digunakanlah prosthesis. Dengan prosthesis diharapkan anggota gerak penderita dapat dilengkapi sehingga ia dapat menjalankan aktivitasnya sehari-hari [6].

Industri prostetik mulai mengalami kemajuan yang signifikan di saat menginjak Tahun 1980an. Di era itu, untuk pertama kalinya konsep desain prostetik organ kaki (lower limb prosthetic) diperkenalkan. Blatchford mempelopori pemakaian karet olahan pada bagian struktur utama *system endolite Multiplex ankle*. Perangkat semacam ini masih merupakan perangkat ankle/kaki yang banyak digunakan hingga dua dasawarsa ini dalam memberikan ground compliance alami melalui 6 (enam) derajat kebebasan, menyediakan kestabilan yang cepat pada saat heel contact, shock loads damping dan dapat melakukan *planterflexion* dan *roll over* alami pada awal gerakan *dorsiflexion* penuh, secara nyaman serta aman dalam melakukan langkah berjalan kaki (gait cycle).

Pada masa 1990an telah terjadi revolusi dibidang desain kaki palsu, yaitu dengan memanfaatkan sifat-sifat komposit berpenguat *fiber carbon* dan *fiber glass* dan dengan didukungnya oleh pemahaman pada *amputees biomechanics* dalam memperhitungkan aspek-aspek *compliance* dan *flexibility* pada struktur prostetik. Namun, dengan meningkatnya aktivitas pengguna prostetik modern (modern amputees), perangkat yang ada disaat itu selanjutnya mulai dirasakan tidak memadai lagi bagi pengguna dalam melakukan gerakan yang diperlukan untuk dapat meningkatkan mobilitas dan penyembuhan dari prostetik yang tersedia.

Zahedi (1994) [7], menggambarkan sebuah *pilot study* dengan membandingkan 19 kaki prostetik modern dari segi kinerja, *fitting*, berat dan sifat defleksi hingga biaya

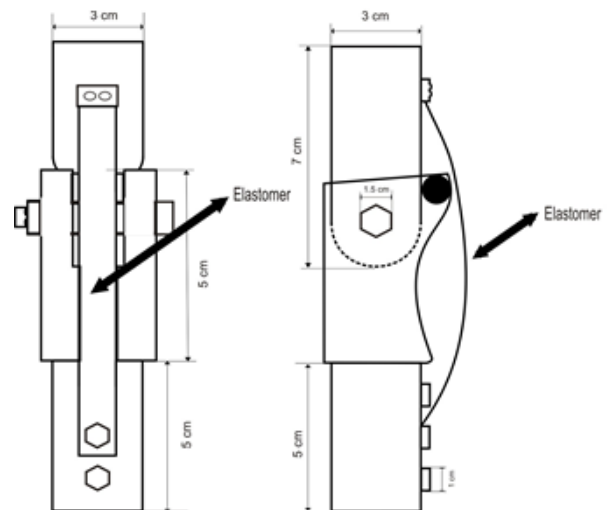
komersial dan kehandalannya. Disimpulkan bahwa tidak ada satupun dari kaki prostetik komersial yang layak digunakan untuk pengguna modern saat itu.

Kegiatan kegiatan pengembangan kaki prostetik yang dilakukan peneliti dari masa ke masa berkisar pada desain geometri, pemilihan material, pemasangan mekanik yang mampu menyerap, menyimpan dan mengeluarkan energi, memasang elektronik dan sensor ke dalam kaki prostetik dan yang terakhir pengemasannya (orthotic), sehingga memiliki tampilan organ buatan yang menarik dan berteknologi tinggi. Riset mengenai pengaruh geometri komponen kaki protetik, pada individu (pemakai) dengan *upper - and lower knee amputees* terhadap keamanan dan kenyamanan kinerja dan kesehatan fisik (fisiologi) pemakai telah banyak dilakukan.

Penelitian ini bertujuan untuk Mengetahui tingkat kenyamanan sendi lutut buatan dengan memvariasikan gaya yang bekerja pada *elastomer*.

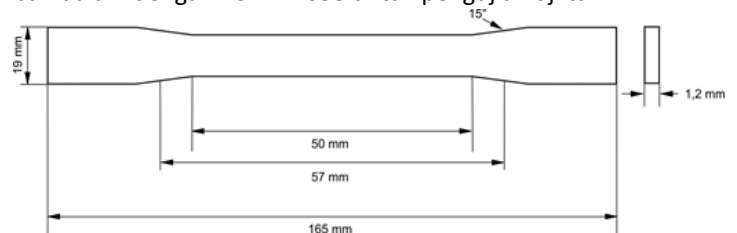
2 Metodologi Penelitian

Bentuk dan ukuran sendi dengan tampak depan dan tampak samping terlihat pada Gambar 1. Menggunakan besi pipa dan baut sebagai pengikatnya.



Gambar 1. Tampak depan dan tampak samping

Bentuk ukuran spesimen menggunakan bahan karet ban dalam dengan ASTM D638 untuk pengujian uji tarik.

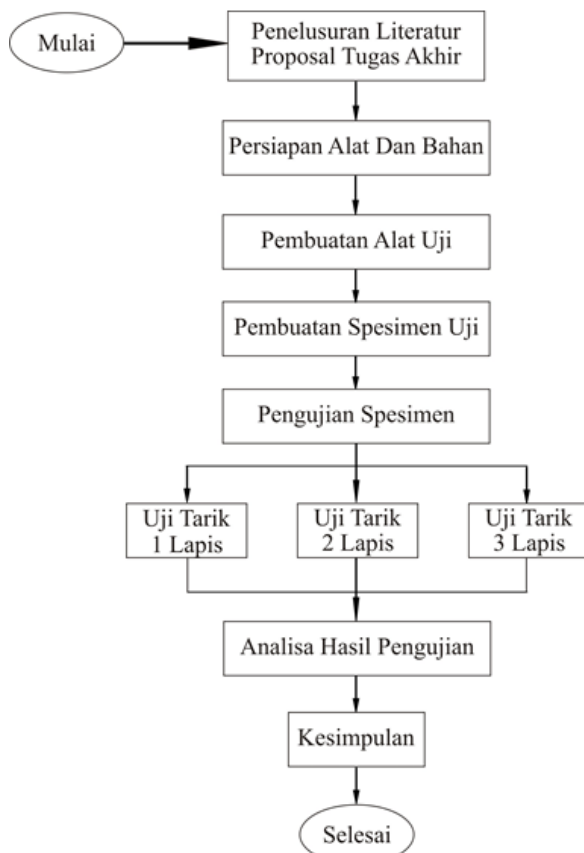


Gambar 2 Spesimen uji tarik

Adapun langkah-langkah yang dilakukan pada pelaksanaan penelitian sebelum proses pengujian adalah sebagai berikut :

- Benda uji dari karet ban dalam, di potong dengan menggunakan cetakan papan yang sesuai ASTM D638 [8] sebanyak 24 Buah .
- Benda uji di bagi dalam 3 variasi, spesimen A1 lapis, spesimen B2 lapis, spesimen C3 lapis.
- Sebelum dilakukan pengujian, spesimen diukur ulang menggunakan jangka sorong. Untuk disesuaikan dengan standar ASTM D638.
- Benda uji di lakukan pengujian tarik, untuk melihat beban yang dapat di terima oleh elastomer.
- Pada saat pengujian, alat uji di kalibrasi penggarisnya ke angka nol.
- Selanjutnya di tarik hingga mencapai 180 mm dari titik nol penggaris.
- Mencatat dan melihat angka timbangan digital.
- Ukur ketebalan dan penyusutan dari gauge length awal spesimen.
- Untuk spesimen berikutnya ulangi point 5 , 6 , 7 , dan 8.
- Melakukan uji coba ke tiga spesimen tersebut pada sendi buatan untuk melihat kesesuaian dengan sendi buatan.

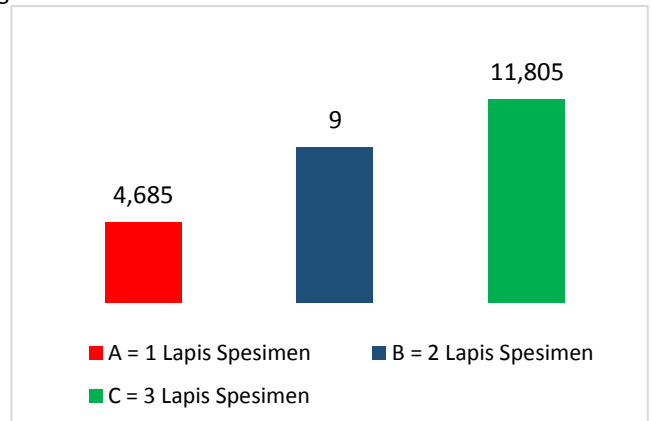
Proses jalannya penelitian dapat dilihat pada diagram alir dibawah ini :



Gambar 3. Diagram Alir Penelitian

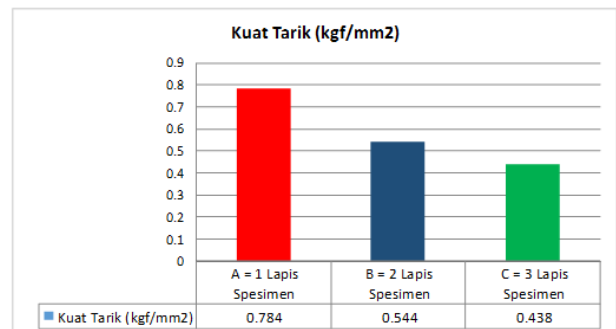
3 Hasil dan Pembahasan

Pada spesimen karet *elastomer* (karet), telah di lakukan pengujian tarik sebelum di pasang pada sendi buatan, pengujian di ambil secara berurutan dengan variasi spesimen A1 lapis *elastomer*, spesimen B2 lapis *elastomer*, spesimen C3 lapis *elastomer* menggunakan standar uji ASTM D638. Seperti yang di tunjukkan oleh Gambar 4. Panjang yang di tentukan maksimal 180 mm untuk di tempatkan pada sendi buatan. Hasil gaya (beban) yang di dapat spesimen A untuk mencapai uji tarik 180 mm rata-rata 4,685 kg.f, Untuk uji spesimen B rata-rata 9 kg.f, untuk uji spesimen C rata-rata 11,805 kg.f.



Gambar 4. Gaya (kg.f) yang diterima masing-masing spesimen untuk mencapai panjang 180 mm.

Penambahan panjang yang di dapat di tunjukkan Gambar 5, spesimen A setelah uji tarik rata-rata 5 mm dari *gauge length* awal 50 mm menjadi 55 mm, Untuk uji spesimen B rata-rata 3 mm dari *gauge length* awal 50 mm menjadi 53 mm, untuk uji spesimen C rata-rata 1,5 mm dari *gauge length* awal 50 mm menjadi 51,5 mm. Kuat tarik spesimen A 0,784 kgf/mm², spesimen B 0,544 kgf/mm², spesimen C 0,438 kgf/mm².



Gambar 5. Kuat Tarik Spesimen Elastomer Sebelum Putus.

Terjadinya penurunan pada grafik tersebut di karenakan luas penampang spesimen A kecil sehingga kuat tariknya besar. Spesimen B mempunyai luas penampang 2 kali lipat dari spesimen A sehingga kuat tariknya lebih rendah dari A. Spesimen C memiliki luas penampang yang paling besar di antara lainnya , dan

memiliki kuat tarik yang paling rendah.

Proses pemasangan dan pengujian pada sendi kaki palsu dengan satu lapis elastomer dapat dilihat pada Gambar 6.



Gambar 6. Sendi dan kaki Palsu 1 lapis elastomer

Pada saat dilakukan pemasangan 1 lapis elastomer pada sendi kaki palsu, posisi kaki ditebuk dan terjadi pembalikan ke posisi semula yang tidak sempurna, posisi kaki tidak terangkat saat kaki di tekuk 90°.

Proses pemasangan dan pengujian pada sendi kaki palsu dengan dua lapis elastomer dapat dilihat pada Gambar 7.



Gambar 7. Sendi dan kaki Palsu 2 lapis elastomer

Pada saat dilakukan pemasangan 2 lapis elastomer pada sendi kaki palsu, posisi kaki di tekuk dan terjadi pembalikan yang lebih cepat daripada 1 lapis elastomer dan, posisi kaki terangkat saat kaki di tekuk 90°. Tidak seperti posisi kaki dengan 1 lapis elastomer.

Proses pemasangan dan pengujian pada sendi kaki palsu dengan tiga lapis elastomer dapat dilihat pada Gambar 8.



Gambar 8. Sendi dan kaki Palsu 3 lapis elastomer

Pada saat dilakukan pemasangan 3 lapis elastomer pada sendi kaki palsu, posisi kaki di tekuk dan terjadi pembalikan yang cepat daripada 2 lapis elastomer, posisi kaki terangkat keatas saat kaki akan di tekuk 90°. Tidak seperti posisi kaki dengan 1 lapis elastomer.

Dari hasil pengujian tarik terhadap elastomer dengan variasi spesimen lapisan 1, 2, dan 3 lapis, dengan target

elastisitas bahan sebesar 180 mm diperoleh nilai regangan atau pertambahan panjang besar pada elastomer 1 lapis yaitu sebesar 42,708 %. Nilai regangan ini untuk sebuah elastomer masih dalam batas elastisnya. Pada pengamatan elastisitas yang dibutuhkan untuk membengkokkan posisi kaki sebesar 90°, Dapat disimpulkan bahwa dengan 1 lapisan elastomer dengan ketebalan 1,2 mm sudah mampu untuk menumpu dan membengkokkan kaki buatan sesuai dengan yang di harapkan.

4 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penyajian data dan pembahasan dapat disimpulkan bahwa hasil Pengujian tarik sepanjang 180 mm menunjukkan kuat tarik elastomer dengan 1 lapis lebih tinggi di bandingkan dengan elastomer 2 lapis dan 3 lapis, dan penggunaan elastomer 1 lapis pada sendi kaki palsu sangat sesuai dikarenakan berat kaki palsu masih di bawah ambang batas beban elastomer tersebut.

5 Terima Kasih.

Rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada *Imam Munandar* yang telah mendedikasikan waktu dan pikirannya dalam menyelesaikan penelitian ini.

Referensi

- [1] Mangungsong, Frieda, dkk, 1998. Psikologi dan pendidikan anak luar biasa. Depok: LPSP3.
- [2] Kompas 2012, jumlah penyandang tuna daksa di Indonesia sebanyak 1.652.741 jiwa.
- [3] Detik, 2012. Sumber daya manusia yang terampil membuat prostetik masih terbatas.
- [4] Ministry of Health Indonesia. Basic Health research (RISKESDAS) 2007. Jakarta; 2007. P. 156-60)
- [5] Stahel PF, Oberholzer A, Morgan SJ, et al. 2006. "Concepts of Transfemoral amputation: Burgess Technique Versus Modified Bruckner procedure." ANZ J Surg. Page :76:942-6.
- [6] Jumeni, Desto, Isa Setiasyah Toha. 2007, Tangan Buatan Berteknologi Robot Untuk Penyandang Cacat, Seminar Nasional Ergonomi dan K3. Semarang.
- [7] S. Zahedi, G.H., C. Smart, A. Evans, 2009. "Holly Grail of Prosthetic Foot design Elite" Foot. Innovation Centre.
- [8] ASTM International, "Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics"
- [9] Rebecca A. Bachschmidt, G.F.H., Guy. Simoneau, Jacqueline J. Wertsch, A,1997. "system for the analysis of upper body loads during walker-assisted gait. Gait & Posture", 5, Pages (2): p. 161-162.