

Kajian Awal Pemodelan dan Simulasi Pengujian Endoskeletal Protesis Sesuai ISO 10328 Menggunakan Metode Elemen Hingga

A. J. Febrianto ¹⁾, Rini Dharmastiti ²⁾

¹⁾²⁾Departemen Teknik Mesin dan Industri Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada
Jl. Grafika no.2, Yogyakarta, 55281, Indonesia
Telp. (0274) 521673
E-mail: janansyakuro@gmail.com

Abstrak. Endoskeletal prothesis merupakan salah satu jenis Lower Limb Prosthetic yang dapat membantu proses rehabilitasi penderita amputasi kaki. Salah satu produk Endoskeletal Prothesis yang diproduksi oleh salah satu pusat rehabilitasi di Yogyakarta belum pernah diuji sesuai dengan ISO 10328, yang merupakan standar uji prothesis. Penelitian ini bertujuan untuk mengawali pengujian Endoskeletal prothesis tersebut sesuai ISO 10328. Penelitian ini melakukan simulasi pengujian Ultimate Static Test Force pada ankle menggunakan Finite Element Methode (FEM). Beban P4, sebesar 4130 N (upper level) dan 2065 N (staticproof level) diujikan terhadap dua kondisi. Kondisi pertama disebut Loading Condition I pengujian ISO 10328, ialah kondisi dengan $\alpha = 15^\circ$. Kondisi kedua disebut Loading Condition II pengujian ISO 10328, ialah kondisi dengan $\beta = 20^\circ$. Hasil pengujian menunjukkan bahwa Endoskeletal prothesis tersebut tidak memenuhi standar pengujian Ultimate Static Test Force pada pengujian kekuatan ankle yang disyaratkan ISO 10328. Tegangan von Mises terbesar terjadi pada komponen Pylon Adapter bawah pada Loading condition I. Pada loading condition II tegangan von Mises terbesar terjadi pada komponen Foot Bolt.

Kata kunci: Lower Limb Prosthetic, FEM, Endoskeletal, ISO 10328, Kaki Palsu.

1. Pendahuluan

Protesis dikenal sebagai alat yang dikembangkan untuk mengganti anggota tubuh yang hilang, agar individu dapat kembali ke keadaan produktif di dalam struktur sosial (Laferrier & Gailey, 2010). Salah satu prothesis yang mengalami perkembangan pesat adalah prothesis bagian bawah anggota tubuh atau lower limb prosthetic. Beberapa perkembangannya adalah dikembangkannya teknologi sensor dan pegas untuk menambah kenyamanan bagi pengguna (Laszczak dkk, 2016). Lower limb prosthetics dibedakan berdasarkan metode penopangnya. Lower limb prosthetics dengan penopang di luar seperti cangkang, dinamakan exoskeletal sedangkan yang penopangnya berupa tube disebut endoskeletal (Patrick, 2007). Perbedaan mendasar antara keduanya ialah pada komponen pylon. Tingkat kenyamanan dan tampilan endoskeletal lebih diterima pengguna dibandingkan exoskeletal (Sahoo dkk, 2010). Salah satu produk endoskeletal prothesis diproduksi oleh salah satu Pusat Rehabilitasi di Yogyakarta, dapat dilihat pada Gambar 1. Komponen utamanya terdiri atas socket adapter, pylon adapter, pylon, sach foot adapter dan sach foot.



Gambar 1. Endoskeletal prothesis yang diproduksi oleh salah satu pusat rehabilitasi di Yogyakarta

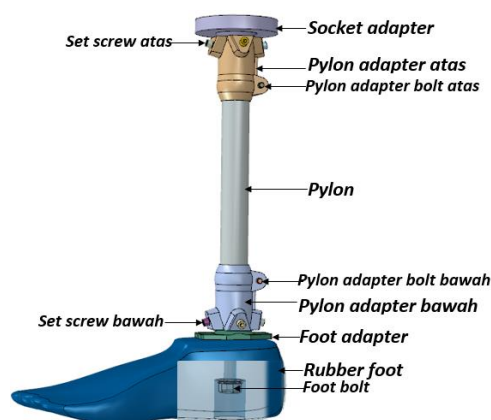
Pengujian *Endoskeletal* sesuai ISO 10328 sangatlah penting. Pemenuhan pengujian tersebut mampu mengukur performa prostesis, namun hal tersebut menuntut ketersediaan peralatan yang diperlukan. Kelengkapan peralatan ini menjadi kendala, karena akan membuat biaya pengujian menjadi mahal. Simulasi pengujian prostesis dengan mengacu pada standar ISO 10328 menggunakan *Finite Element Methode* (FEM) menjadi solusi yang dapat menanggulangi problem tersebut. Menurut Logan (2006), penggunaan FEM untuk menganalisis masalah *engineering* mampu memperoleh beberapa keuntungan diantaranya; mendefinisikan bentuk elemen yang tidak teratur dengan mudah, *set up* berbagai macam jenis kondisi batas serta variasi ukuran elemen sesuai keperluan.

2. Pembahasan

Penelitian ini membahas tentang pemodelan dan simulasi pengujian *endoskeletal* prostesis menggunakan FEM dengan mengacu pada ketentuan standar ISO 10328. Produk yang menjadi objek penelitian merupakan *endoskeletal* prostesis jenis *rigid foot* yang diproduksi oleh salah satu pusat rehabilitasi di Yogyakarta (Gambar.1). Tahap pertama ialah mencerpap dimensi dari produk untuk dimodelkan secara 3D. Setelah pemodelan selesai, kemudian diterapkan parameter-parameter pengujian sesuai ISO 10328. Tahap selanjutnya ialah melakukan simulasi pengujian menggunakan FEM.

2.1. Pemodelan 3D

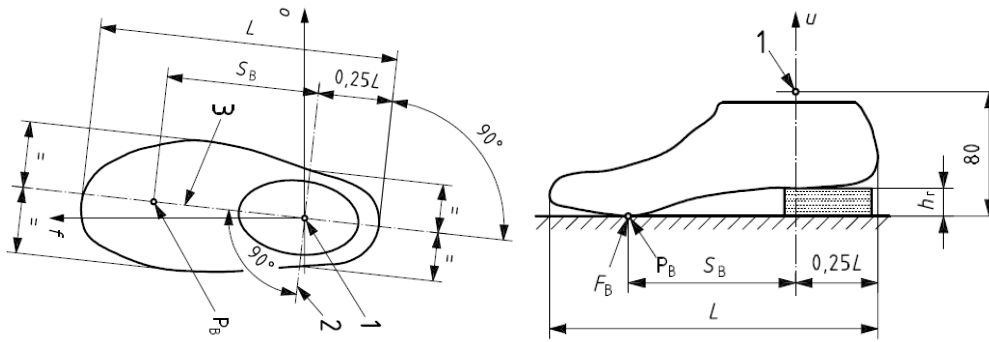
Pembuatan model 3D *Endoskeletal* prostesis dilakukan menggunakan *software* Autodesk Inventor 2018. Terdapat 6 komponen utama dengan 8 *set screw* dan 3 pasang *bolt* serta *ring* sebagai pengait antar komponen. Komponen utama terdiri atas 2 buah komponen *pylon adapter*, *pylon*, *foot adapter*, *rubber foot* serta *socket adapter* (Gambar 2). Simulasi pengujian dilakukan dengan menggunakan *software* ABAQUS 6.11. Sebelum simulasi, beberapa ketentuan pengujian sesuai ISO 10328 diberlakukan.



Gambar 2. Pemodelan *endoskeletal* prostesis

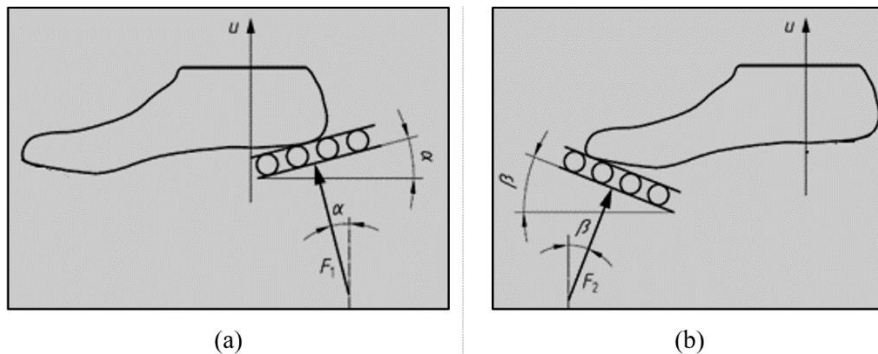
2.2. Parameter *Ultimate Static Force Test* ISO 10328

File STEP yang telah disimpan, kemudian diimpor di ABAQUS 6.11. Beberapa parameter pengujian *ultimate static force* sesuai ISO 10328 adalah sistem koordinat, kondisi pembebanan, *loadline & load application point*, serta gaya yang bekerja. Sistem koordinat o-u-f diterjemahkan sebagai x-y-z dalam ABAQUS saat simulasi pengujian. U *axis* dimulai dari titik (0,0,0), melalui titik *effective ankle-joint centre*, di mana titik ini berjarak sejauh seperempat dari panjang *rubber foot* (222.8mm), diukur dari *heel*. Sedangkan tinggi titik tersebut setinggi 80 mm diukur dari landasan prostesis dengan terlebih dahulu menambahkan sebuah balok (*hr*) setebal 20mm pada *heel* prostesis (gambar 3)



Gambar 2. 1) Effective ankle-joint centre, 2) Effective ankle-joint centre, 3) longitudinal axis of foot ISO 10328^[1]

Terdapat 2 jenis kondisi pembebanan pada pengujian *ultimate static test force* dalam mengkaji bagian *ankle*. Kondisi pertama dinamakan *loading condition I* ($\alpha = 15^\circ$). Kondisi kedua dinamakan *loading condition II* ($\beta = 20^\circ$), seperti pada gambar 3.



Gambar 3. (a) *Loading condition I*, (b) *Loading condition II*^[1]

Load application point (P_x), dicari untuk meletakkan beban saat pengujian. *Reference planes* yang digunakan sebagai acuan dalam menentukan *load application point* (P_x), berupa *ankle* dan *bottom reference plane* yang lokasi dan arahnya diatur dalam ISO 10328. U_A dan U_B masing-masing bernilai 40 dan (-40), sesuai ketentuan panjang segmental protesis ISO 10328. Nilai acuan kedua *reference plane* tersebut kemudian dimasukkan kedalam persamaan (1) dan (2) dengan $U_x = 0$, untuk menentukan O_x dan f_x

$$O_x = O_B + \left\{ \frac{(O_A - O_B) * (U_x - U_B)}{(U_A - U_B)} \right\} \dots\dots\dots(1)$$

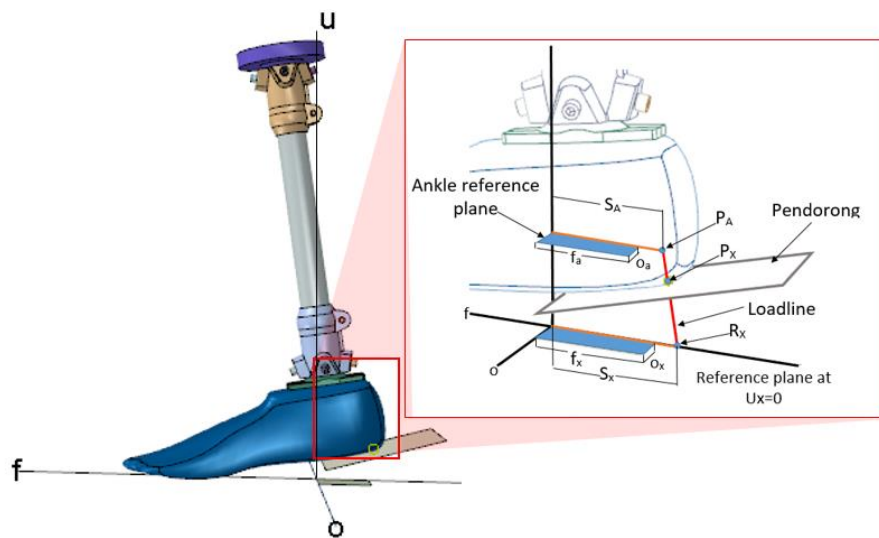
$$f_x = f_B + \left\{ \frac{(f_A - f_B) * (U_x - U_B)}{(U_A - U_B)} \right\} \dots\dots\dots(2)$$

P_B pada gambar (2) merupakan titik yang telah ditentukan jaraknya sejauh S_B , dimana nilainya telah ditentukan menurut ISO 10328. S_B terbentuk karena *bottom reference point*. S_B untuk *loading Condition II* sebesar 126. Titik P_A memiliki jarak (S_A) pada *ankle reference point* untuk *loading condition I* sebesar 43 mm. R_x merupakan titik dengan jarak (S_x). Di mana (S_x) ditentukan dengan persamaan (3), sehingga nilai (R_x) sebesar 54 mm untuk *loading condition I* dan 122 mm untuk *loading condition II*. *Loadline* untuk *loading condition I* ditentukan dengan menghubungkan R_x dengan P_A . Sedangkan untuk *loading condition II* ditentukan dengan menghubungkan R_x dengan P_B

Sehingga *load application point* (P_X) merupakan titik potong antara *loadline* dengan plate pendorong, lihat gambar (4)

$$S_x = \sqrt{f_x^2 + O_x^2} \dots\dots\dots(3)$$

Besar dan arah gaya yang bekerja pada *load application point* (P_X), merupakan resultan dari gaya yang bekerja pada tiap sumbu (o-u-f). Tiga komponen gaya tersebut dapat ditentukan dengan terlebih dahulu mencari vektor gaya dan sudut kemiringan dari vektor resultan. Vektor komponen (S) merupakan komponen vektor yang bekerja pada loading condition I. Vektor komponen (Q) merupakan komponen vektor yang bekerja pada loading condition II. Kedua komponen vektor tersebut dapat ditentukan dengan persamaan (4) dan (5).



Gambar 4. Letak *load application point* (P_X) pada *loadline* saat *loading condition I*

$$\vec{S} = 0i + (U_A - U_X)j + (S_X - S_A)k \dots\dots\dots(4)$$

$$\vec{Q} = 0i + (U_X - U_B)j + (S_X - S_B)k \dots\dots\dots(5)$$

Loading condition I memiliki vektor gaya 40j+11k dengan resultan 41. 48. *Loading condition II* memiliki vektor gaya 40j-4k dengan resultan 40.2. Kemiringan gaya dapat ditentukan melalui nilai *cosinus* antara resultan dari tiap vektor gaya dengan panjang masing-masing komponen vektor. Besar gaya yang bekerja, merupakan hasil kali dari tiap gaya dengan nilai *cosinus* α , β , dan γ , seperti terlihat pada tabel (2).

Tabel 1. Besar komponen gaya pada o-u-f level pembebanan P4

Sumbu	Ultimate Upper Level (4130 N)		Static proof level (2065 N)	
	Loading Condition I	Loading Condition II	Loading Condition I	Loading Condition II
o	0	0	0	0
u	3982.17	4109.50	1991.08	2054.75
f	1095.10	-410.95	447.55	-205.48

2.3. Simulasi FEM

Material property yang digunakan diantaranya berupa nilai modulus elastisitas, densitas, yield strength, serta nilai poisson ratio (tabel.3). Komponen *pylon adapter*, *socket adapter* dan *foot adapter* menggunakan *Aluminium alloy*. Komponen *pylon*, *bolt pylon* dan *ring pylon* menggunakan SS 316L. Komponen *set screw*, *bolt* dan *ring foot* menggunakan *steel*. Komponen *foot* menggunakan *rubber*. Simulasi ini menghasilkan tegangan *Von Mises*. Jika tegangan *Von Mises* terbesar yang terjadi lebih kecil dari tegangan *yield* material komponennya, maka pengujian tersebut memenuhi pengujian. Jika tegangan *Von Mises* lebih besar maka dilakukan pengujian *staticproof*, apabila *Von Mises* lebih kecil dari *yield* komponen pada pengujian ini dapat dikategorikan memenuhi, namun apabila sebaliknya maka *endoskeletal* prosthesis tersebut tidak memenuhi standar ISO 10328 untuk kelompok pembebanan P4.

Tabel 2. *Material property* komponen *endoskeletal* prosthesis

<i>Property</i>	<i>Aluminium alloy</i>	SS 316L	<i>Rubber</i>	Steel
Modulus elastisitas (Mpa)	71000	205000	2	193000
Poison ratio	0.33	0.30	0.4	0.29
Densitas (tonne/mm ³)	2.7 e ⁻⁹	8.0 e ⁻⁹	1.25 e ⁻¹⁸	7.85 e ⁻⁹
<i>Yield strength</i> (Mpa)	65	290	24	655

Hasil pengujian menunjukkan bahwa tegangan *von Mises* terbesar pada saat *Loading condition I* (pembebanan *upper level* 4130 N) terjadi pada komponen *pylon adapter* bawah sebesar 694 Mpa. *Von Mises* terbesar pada saat *Loading condition II* (pembebanan *upper level* 4130 N) terjadi pada komponen *foot bolt* sebesar 2450 Mpa. Sedangkan tegangan *von Mises* terbesar pembebanan *staticproof* (2065 N) baik *Loading condition I* & *II* berturut-turut ialah 348 Mpa dan 1225 Mpa terjadi pada komponen *pylon adapter* bawah dan *foot bolt*.

3. Kesimpulan

Endoskeletal prosthesis yang di produksi oleh salah satu pusat rehabilitasi di Yogyakarta tidak memenuhi standar pengujian *Ultimate Static Test* pada pengujian kekuatan ankle yang disyaratkan ISO 10328. Tegangan *Von Mises* terbesar terjadi pada komponen *foot bolt* dan *pylon adapter* bawah.

Daftar Pustaka

- [1]. ISO, 2016, ISO 10328 : 2016 Prosthetics — Structural testing of lower-limb prostheses — Requirements and test methods
- [2]. Laferrier, J.Z. dan Gailey, R., 2010, *Advances in Lower Limb Prosthetic Technology*, Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, Vol. 21, Hal: 87-110
- [3]. Laszczak, P., Mc Grath, M., Tang, J., Gao, J., Jiang, L., Bader, D.L., Moser, Zahedi, D.S., 2016, *A Pressure and Shear Sensor System for Stress Measurement at Lower Limb Residuuum/ Socket Interface*, Medical Engineering and Physics, Vol. 38, Hal: 695–700
- [4]. Logan, D.L., 2006, *a First Course in the Finite Element Method*, Thomson, Canada
- [5]. Patrick, D., 2007, *Geriatric Rehabilitation Manual*, Churchill Livingst one, Chapter 70
- [6]. Sahoo, J., Mohanty, R.N., Das, S.K., 2010, *Comparative Study of Laminated Exoskeletal versus Modular Endoskeletal Below Knee Prostheses*, Indian Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 21, Hal: 5-7