

INOVASI DESAIN DAN SIMULASI MODEL PROSTESIS BAWAH LUTUT DENGAN *AJUSTABLE SHANK* BERBASIS ULIR

Donny Suryawan^{1,*}, Muhammad N Ramadhan², Santo A Dhewanto³

^{1,2,3}Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia,
Jl. Kaliurang km. 14,5 Sleman, Yogyakarta 55584

*E-mail: donny.suryawan@uii.ac.id

ABSTRAK

Penyandang disabilitas di Indonesia terus mengalami peningkatan tiap tahun dari total penduduk Indonesia. Data Kementerian Kesehatan Republik Indonesia tahun 2014 menunjukkan bahwa lebih dari 2,4 juta orang mengalami sedikit kesulitan dan lebih dari 600 Ribu orang mengalami kesulitan dalam berjalan dan/atau menaiki tangga. Penggunaan prostesis adalah salah satu solusi mengatasi hal tersebut. Hanya saja, pengembangan prostesis di Indonesia masih sangat sedikit, khususnya prostesis bawah lutut. Banyaknya variasi ukuran dan tinggi penyandang disabilitas menyebabkan prostesis bawah lutut tidak bisa di produksi massal. Untuk itu diperlukan pengembangan prostesis yang mampu mengakomodasi rentang antropometri tubuh orang Indonesia. Salah satu upaya untuk mengatasi hal tersebut adalah pengembangan prostesis bawah lutut dengan *adjustable shank* berbasis ulir. Sistem tersebut memungkinkan perubahan tinggi prostesis dengan kelipatan 1,5 mm. Hasil simulasi desain menunjukkan bahwa *shank* berbasis ulir mampu menahan beban 2000N. Selain itu, sistem tersebut memiliki sifat mampu manufaktur yang ditunjukkan dengan pembuatan model yang telah dilakukan.

Kata Kunci : *Prostesis, Adjustable, Disabilitas, Ulir, Shank.*

ABSTRACT

The number of disabled people in Indonesia is increasing every year from the total population. Data from the Indonesian Ministry of Health in 2014 showed that more than 2.4 million people have little difficulty walking and/or climb stairs. It is including of more than 600 thousand people that having more difficulty. The use of prostheses is the solution to solve that problem. But the development of prostheses in Indonesia is still very little especially below-knee prostheses. The large variety of sizes and heights of disabilities people cause the prostesis below the knee cannot be mass-produced. So, prosthetic development that can accommodate the anthropometric range of the Indonesian body is necessary. One of the solutions is the development of a below-knee prosthetic with screw-based adjustable shanks. The system allows changes in the height of the prostesis with increments of 1.5 mm. The simulation of the design shows that the screw-based shank can withstand 2000N loads. Moreover, the making of models that have done is shows that the design has a manufacturing capability.

Keywords : Prostesis, Adjustable, Disability, Thread, Shank

PENDAHULUAN

Jumlah penyandang disabilitas di Indonesia terus mengalami peningkatan pada tahun 2003, 2006, 2009, dan 2012. Besar prosentase pada tahun tersebut secara berturut turut sebesar 0,69%, 1.38%, 0.92%, dan 2,45% dari total penduduk Indonesia. Dari total penyandang disabilitas tersebut 10,26% mengalami

disabilitas keterbatasan dalam berjalan dan menaiki tangga, dimana lebih dari 2,4 juta orang mengalami sedikit kesulitan dan lebih dari 600 ribu orang mengalami kesulitan dalam berjalan maupun menaiki tangga (Kementerian Kesehatan RI, 2014). Penelitian dan Pengembangan alat-alat kesehatan di Indonesia terutama terkait prostesis bawah lutut memang tidak banyak dilakukan. Padahal banyak penyandang

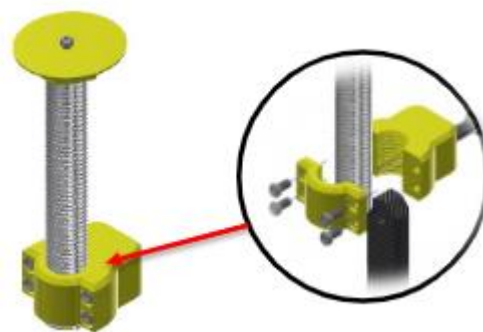
disabilitas terutama yang mengalami amputasi bawah lutut mengalami kesulitan untuk mendapatkan prosthesis bawah lutut yang sesuai standar.

Menurut *World Health Organization* (WHO) standar dari prostesis adalah nyaman dipakai, yaitu prostesis sesuai antara segmen tubuh dan perangkat, fungsional, mudah dipakai dan dilepas, tidak membahayakan keselamatan pengguna, tahan lama, memiliki tampilan yang baik (Bentuk, warna, ukuran, dll), biokompatibel (tidak memicu reaksi alergi), tidak terlalu berat (dalam banyak kasus, prostesis harus ringan), dapat diterima dan diadaptasi sebagian besar pengguna (WHO, 2017). Saat ini, prostesis bawah lutut yang banyak beredar di Indonesia masih banyak yang tidak terstandarisasi karena produk tersebut kebanyakan adalah produk custom yang biasanya dibuat pada bengkel-bengkel sehingga lebih ditujukan untuk mendapatkan aspek fungsionalnya saja.

Banyaknya variasi antropometri tubuh juga menjadi kendala saat prostesis bawah lutut akan diproduksi secara masal. Sehingga, untuk dapat dilakukan produksi masal diperlukan pengembangan prostesis bawah lutut yang mampu menyesuaikan sebagai besar variasi antropometri tubuh orang Indonesia. Pengembangan prostesis bawah lutut yang diatur ketinggiannya menjadi salah satu tahap untuk menyelesaikan bervariasinya tinggi tubuh penyandang disabilitas.

Studi literatur yang telah dilakukan menunjukkan bahwa pengembangan tentang prostesis yang dapat diatur sudah dilakukan sebelumnya. Salah satu pengembangan yang telah dilakukan adalah paten yang berjudul *Adjustable Prosthetic Limb* pada tahun 1979 mengembangkan prostesis bawah lutut yang dapat di atur ukurannya mulai dari ukuran soket yang dapat di atur sehingga dapat menyesuaikan dengan ukuran paha pengguna dan juga ukuran panjang kaki dari pengguna dengan mengubah ukuran pada *shank/pylon* dari prostesis tersebut (Hugh et al., 1979). Desain prostesis yang ada di paten tersebut *shank/pylon* yang dapat di atur menggunakan mekanisme kuncian berjangka

dimana pada bagian *shank/pylon* terdapat bagian lubang yang berbentuk seperti garis kemudian dikunci menggunakan pengunci yang terpasang di bagian soket. Permasalahan yang terjadi pada desain dari *shank/pylon* paten ini adalah tidak bisa di atur sesuai keinginan yang pas karena jarak perpindahan setiap lubang menjadi acuan dalam perubahan panjang prostesis. Tahun 2003 terdapat juga paten yang mengembangkan tulang buatan yang dapat di adjustable berjudul *Adjustable Long Bone Prosthesis*. Paten ini membahas mekanisme adjustable pada prostesis yang lebih bagus dengan menggunakan prinsip *male female* seperti pada mur dan baut. Terdapat 3 bagian pada tulang dimana bagian tengah sebagai pengunci setelah di adjustable (Roger et al., 2003). Paten ini dinilai lebih bagus dalam mekanisme *adjustable*, ini dikarenakan sistemnya yang seperti mur dan baut sehingga tidak ada nilai tetap pada setiap perubahan panjangnya seperti pada penelitian sebelumnya. Namun penelitian ini juga masih terdapat kekurangan yaitu ketika sudah di kunci ukurannya maka sudah tidak bisa lagi di atur. Pengembangan lain, terdapat juga prostesis kaki palsu bawah lutut yang dapat diatur ketinggiannya hingga 14 cm menggunakan metode pengunci berbasis pitch (Suryawan et al., 2019). Metode tersebut dapat dilihat pada Gambar 1. Hanya saja, metode tersebut memiliki kelemahan pada jarak antar pitch yang masih 3,5 mm. Sehingga pengaturan ketinggiannya hanya bisa pada kelipatan 3,5 mm. Hal tersebut tentu dapat mengganggu kenyamanan pengguna saat kelipatan yang didapat tidak sesuai dengan tinggi pengguna. Oleh karena itu diperlukan pengembangan kembali metode yang lain untuk mendapatkan kelipatan yang lebih rendah.



Gambar 5. Desain *shank* (Suryawan et al., 2019)

BAHAN DAN METODE

Kriteria Desain

Kriteria desain diambil dari studi pustaka. Beberapa kriteria desain yang digunakan dalam perancangan disajikan pada tabel 1.

Tabel 1. Kriteria desain

Kriteria	Deskripsi
Kuat	Dapat dapat menahan beban minimal 1,5 kali dari beban pengguna.
Ringan	Memiliki berat tidak jauh dari berat kaki sesungguhnya, yaitu sebesar 4.5 – 5.5 % total berat tubuh (Delinski, 2012)
Perubahan Adjustable	Perubahan panjang yang dapat dilakukan sebesar 10 cm yang disesuaikan dengan rata-rata panjang tulang bawah lutut (Tibia) manusia (Hrdlicka, 1898)
Jenis Protesis	Jenis protesis yang digunakan adalah protesis Transtibial, karena sebagian besar mempertahankan lutut (Disable World, 2019)
Material	Material yang digunakan sesuai standar yang telah ditetapkan oleh WHO (WHO, 2017)
Kriteria	Deskripsi

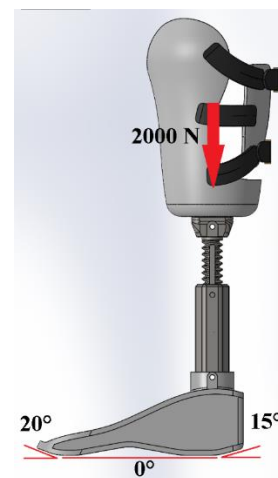
Simulasi Desain

Fokus utama dari penelitian yang telah dilakukan adalah inovasi pada *shank* yang dapat diatur ketinggiannya. Komponen lain dibuat sedemikian rupa dengan material yang disesuaikan untuk mendukung pengujian desain. Pengujian desain protesis bawah lutut yang bisa *adjustable* dalam penelitian ini dilakukan dengan simulasi berbasis metode elemen hingga. Pengujian tersebut didasarkan pada penerapan beberapa sudut tumpuan yang berbeda sesuai dengan standar ISO 10328. Pengujain sesuai standar tersebut terdapat 3 buah kondisi yaitu pada posisi *Heal loading*, *Midfoot loading*, *Forefoot loading* (ISO, 2016).

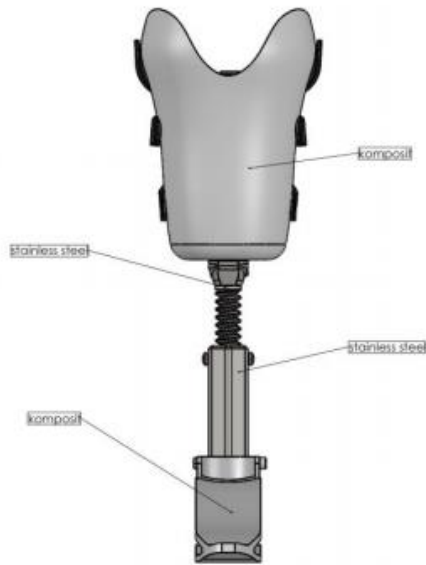
Heal loading adalah pengujian protesis dengan kondisi kaki yang hanya bertumpu pada bagian belakang kaki atau tumit. Pada kondisi tersebut

telapak kaki akan membentuk sudut 15° . Beban berasal dari atas yang di dapat dari socket kemudian sampai pada *sach foot* dan pada bagian bidang injak dimiringkan sampai 15° sehingga tumpuan dari protesis tersebut jatuh pada bagian tumit protesis. *Midfoot loading* adalah pengujian protesis dengan kondisi normal orang berdiri. Pengujian ini mewakili kondisi normal tubuh saat berdiri dimana kondisi protesis menerima beban tubuh lurus kebawah dengan tumpuan berada pada telapak kaki. Sedangkan *Forefoot loading* adalah pengujian protesis dengan kondisi kaki yang hanya bertumpu pada ujung kaki (jari-jari telapak kaki). Pada kondisi tersebut telapak kaki akan membentuk sudut 20° . Beban berasal dari atas yang di dapat dari socket kemudian sampai pada *sach foot* dan pada bagian bidang injak dimiringkan sampai 20° sehingga tumpuan dari protesis tersebut jatuh pada bagian ujung kaki atau jari kaki protesis.

Pengujian tersebut menempatkan protesis pada 3 kondisi yaitu *Heal loading* (15°), *Midfoot loading* (0°), dan *Forefoot loading* (20°). Dalam pengujian ini beban yang diberikan adalah 2000 N. Selain itu di asumsikan bahwa 3 kondisi pengujian tersebut tumpuan dari pengujian tidak mengalami pergerakan ataupun pergeseran sama sekali. Gambaran dari ketiga pengujian tersebut dapat dilihat dari gambar 2. Sedangkan material yang digunakan pada tiap komponen dapat dilihat pada Gambar 3.



Gambar 2. Gambaran pengujian

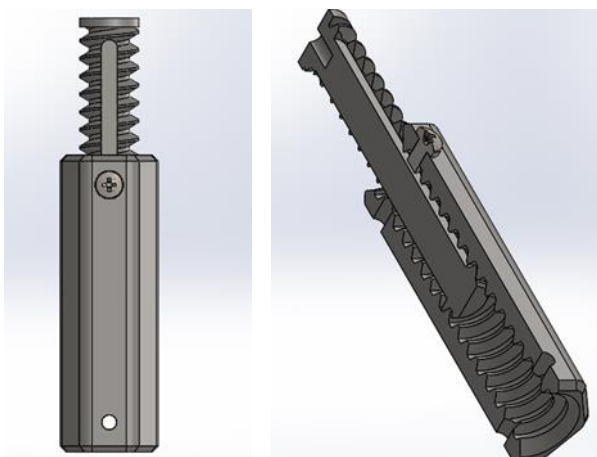


Gambar 3. Material Tiap komponen

HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil Perancangan

Shank adalah bagian utama dari Adjustable prosthesis yang dirancang. *Shank* yang digunakan terdiri dari 3 bagian penyusun. Sistem *adjustable* yang digunakan adalah sistem *male-female* seperti pada sistem mur-baut kemudian agar dapat dikunci maka ditambahkan 1 komponen sebagai pengunci. Pengunci tersebut seperti sistem pasak sehingga ketika sudah di atur maka *shank* sudah tidak dapat lagi di ubah posisinya. Mekanisme pengaturan tinggi pada *shank* dapat dilihat pada Gambar 4.



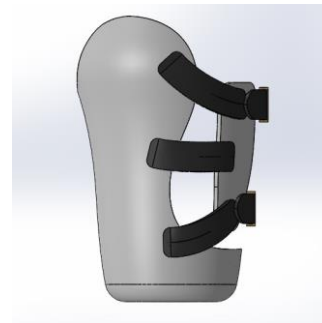
Gambar 4. Mekanisme *Shank*

Salah satu komponen dari *shank* memiliki ulir dalam (*Female Shank*) sebagai pasangan dari kompone *shank* yang memiliki ulir luar (*Male Shank*). *Female*

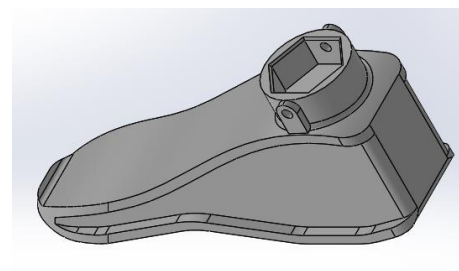
Shank memiliki lubang di kedua sisinya sebagai tempat masuknya pengunci yang digunakan untuk mengunci prosthesis. Karena memiliki 2 lubang di kedua sisinya, prosthesis dapat di atur setiap sudut 180° .

Hasil perancangan *shank* didapatkan perubahan dapat dilakukan dengan kelipatan 1,5 mm. Nilai tersebut didapat dari ukuran *pitch* ulir pada *shank* yang memiliki nilai 3 mm. Dengan adanya 2 lubang pengunci, *shank* dapat di atur setiap 180° . Hal tersebut yang membuat prosthesis dapat diatur dengan kelipatan 1,5 mm atau setiap setengah putaran.

Selain *shank*, komponen pendukung pada penelitian yang dilakukan adalah *sach foot* dan socket prosthesis. Desain socket prosthesis dapat dilihat pada Gambar 5. Sedangkan desain *sach foot* dapat dilihat pada Gambar 6. Kedua komponen tersebut adalah komponen pendukung karena fokus utama dalam penelitian yang telah dilakukan adalah pada bagian *shank* yang dapat diatur ketinggiannya.



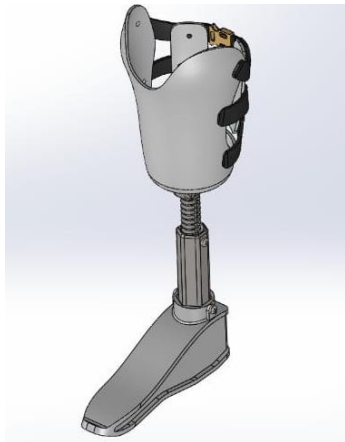
Gambar 4. Desain socket prosthesis



Gambar 5. Desain *Sach foot*

Desain *Sach Foot* di rancang sedemikian rupa dengan bagian depan memiliki sudut 20° yang sesuai dengan standar pengujian *Fore Foot Loading*. Kemudian bagian belakang memiliki kemiringan dengan sudut sebesar 15° yang digunakan untuk pengujian *Heal loading*. *Sach foot* ini menggunakan material yang sama

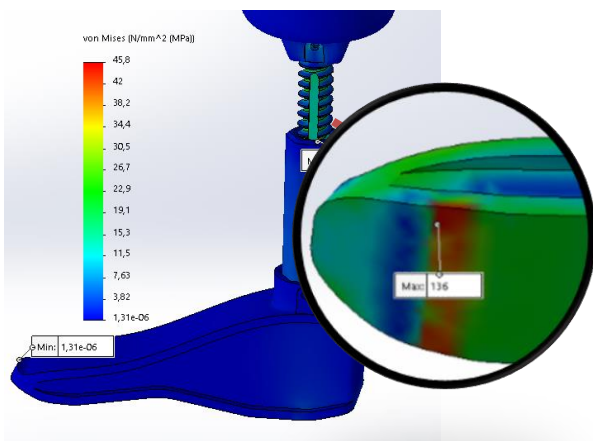
dengan material *Socket* yaitu komposit fiber. Visualisasi hasil perakitan dari komponen-komponen dari *Adjustable* Prostesis Bawah Lutut dapat dilihat pada Gambar 6.



Gambar 6. Hasil Desain *Adjustable* Prostesis Bawah Lutut

Hasil Simulasi

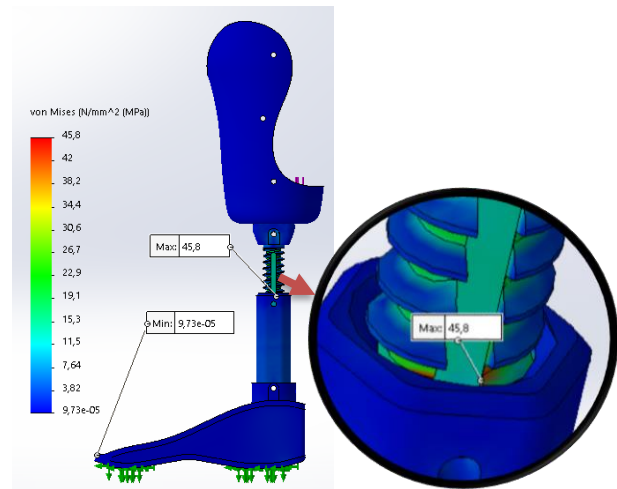
Hasil simulasi pada pengujian dengan kondisi *Heal loading* menunjukkan bahwa prostesis kuat dalam menerima beban yang diberikan terlihat seperti pada gambar. Sedangkan tegangan maksimum pada pengujian *heal loading* terletak pada bagian *shank* prostesis di bagian *male*. Tegangan maksimum tersebut terlihat pada Gambar 7 yang menunjukkan tegangan maksimum sebesar 45,8 Mpa.



Gambar 7. Hasil Simulasi *Heal Loading*

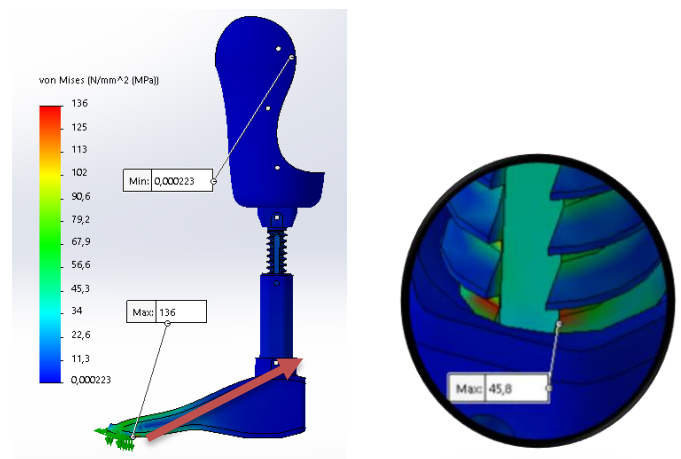
Pada pengujian dengan kondisi *Midfoot loading* menunjukkan bahwa tegangan maksimum pada pengujian *Midfoot loading* hamper sama dan tidak jauh beda dengan pengujian *heal loading* yaitu terletak pada bagian *shank* prostesis di bagian *male*. Tegangan maksimum pada kondisi tersebut

menunjukkan angka sebesar 45,8 Mpa. Distribusi tegangannya dapat dilihat pada Gambar 8.



Gambar 8. Hasil Simulasi *Midfoot Loading*

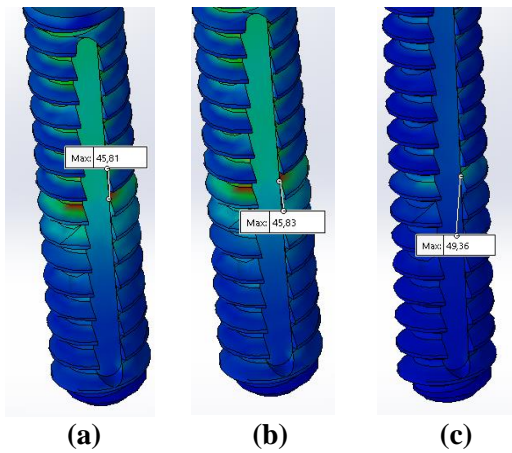
Sedangkan pada pengujian dengan kondisi *Forefoot loading* menunjukkan hasil bahwa lokasi Tegangan maksimum mengalami perubahan dari kondisi *heal loading* dan *midfoot loading*. Dalam pengujian *forefoot loading* kali ini tegangan maksimum berpindah ke bagian *sach foot*. Tegangan maksimum yang di dapat dalam pengujian ini sebesar 136 Mpa. Distribusi tegangan pada kondisi tersebut dapat dilihat pada Gambar 9.



Gambar 9. Hasil Simulasi *Forefoot Loading*

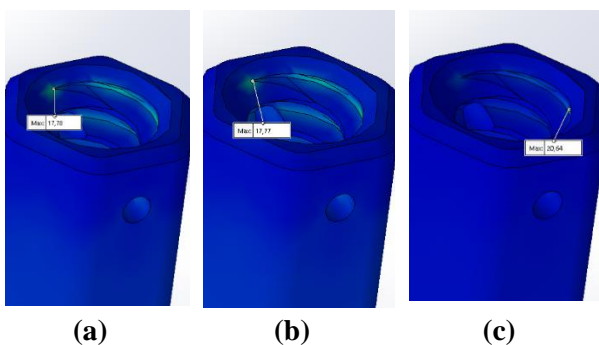
Distribusi Tegangan pada *Shank*

Penelitian yang dilakukan pada dasarnya lebih ditekankan pada inovasi *shank* yang dapat diatur ketinggianya. Gambar 10 adalah distribusi tegangan pada *male shank* pada tiap kondisi pengujian.



Gambar 10. Distribusi tegangan pada *male shank* saat a. *Heal Loading*, b. *Midfoot Loading*, c. *Forefoot Loading*

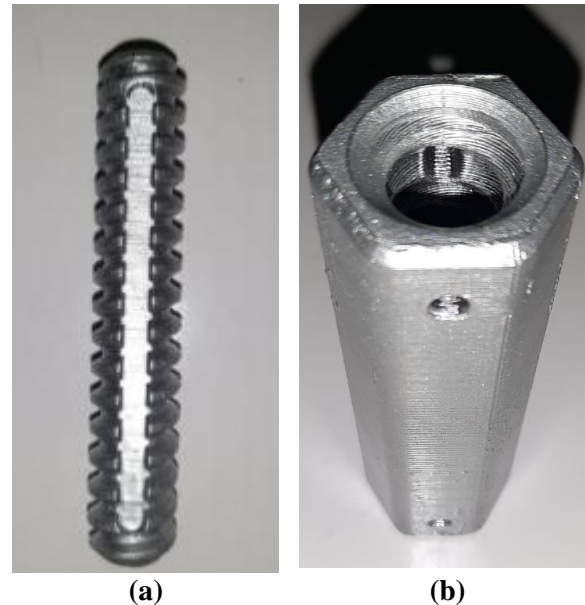
Pada kondisi pengujian *heel loading*, tegangan maksimum yang di dapat prostesis yaitu sebesar 45,81 Mpa. Pada kondisi *midfoot loading* tegangan maksimum yang di dapat hanya berubah sedikit menjadi 45,83 Mpa. Sedangkan pada pengujian *forefoot loading* tegangan maksimum yang di dapat sebesar 49,36 Mpa. Hal tersebut menunjukkan bahwa tegangan maksimum pada *male shank* masih di bawah tegangan luluh material yang digunakan. *Female shank* juga menunjukkan hasil yang sama bahwa tegangan maksimum yang dihasilkan dari 3 kondisi pengujian masih dibawah tegangan luluh material yang digunakan. Pada kondisi pengujian *heel loading*, tegangan maksimum yang di dapat prostesis yaitu sebesar 17,78 Mpa. Pada kondisi *midfoot loading* tegangan maksimum yang di dapat hanya berubah sedikit menjadi 17,77 Mpa. Sedangkan pada pengujian *forefoot loading* tegangan maksimum yang di dapat sebesar 20,64 Mpa. Distribusi tegangan pada *female shank* dapat dilihat pada Gambar 11.



Gambar 11. Distribusi tegangan pada *female shank* saat a. *Heal Loading*, b. *Midfoot Loading*, c. *Forefoot Loading*

Hasil Pembuatan Model

Pembuatan model dilakukan untuk menunjukkan mampu manufaktur dari desain yang telah dibuat. Hasil pembuatan model shank dapat dilihat pada Gambar 12. Sedangkan hasil pembuatan model keseluruhan dari prostesis bawah lutut dapat dilihat pada Gambar 13.



Gambar 12. Hasil Pembuatan Model *Shank* a. *Male*, b. *Female*



Gambar 13. Hasil pembuatan model prostesis bawah lutut

KESIMPULAN

Hasil simulasi desain prostesis dengan *adjustable shank* berbasis ulir menunjukkan bahwa tegangan yang dihasilkan pada shank masih jauh dibawah tegangan luluh dari material yang digunakan. Selain itu, sistem shank tersebut memiliki sifat manufaktur yang berarti dapat dibuat dan diproduksi.

DAFTAR PUSTAKA

- Kementerian Kesehatan RI., 2014. Buletin Jendela Data & Informasi Kesehatan: Situasi Penyandang Disabilitas.
- WHO., 2017. Standards for prosthetics and orthotics. Part 2. World Health Organization.
- Hugh V, C., Montclair, U., Scrocco, J., & Orange, W., 1979. ADJUSTABLE PROSTHETIC LIMB (Patent No. 4,161,042).
- Suryawan, D., Ridlwan, M., & Setiadi, A., 2019. Inovasi Desain dan Simulasi Model Protesis Bawah Lutut Berdasarkan Antropometri Orang Indonesia. *Jurnal Teknik Mesin Indonesia*, vol. 14 no. 1 pp. 30-36. <https://doi.org/10.36289/jtmi.v14i1.112>
- Rogers, J. R., Lake, W., Rhoades, J. C., & Martin, T. D. , 2003. ADJUSTABLE LONG BONE PROSTHESIS.
- Delinski, B., 2012. Weighing in on individual body parts. [Online] Available at: https://www.timesdaily.com/archives/weighing-in-on-individual-body-parts/article_4729f5a7-c039-5649-910e-ee18a03435e0.html
- Hrdlicka, A., 1898. Study of the Normal Tibia. *American Anthropologist*, 11(10), pp. 307–312. JSTOR.
- Disable World., 2019. Prostheses—Prosthetics: Artificial Limb Information. [Online] Available at: <https://www.disabled-world.com/assistivedevices/prostheses/>
- International Standards Organization., 2016. ISO 10328 Prosthetics—Structural testing of lower—Limb prostheses -Requirements and test methods.