

Analisis Pembebanan Kaki Tiruan *Monocentric* Produk Undip Atas Lutut Menggunakan *Ground Reaction Force*

*Rifky Ismail, Dimas Satria, M. Ariyanto, Ojo Kurdi, Sugiyanto
Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro
Jl. Prof. Sudharto Kampus UNDIP Tembalang Semarang 50275
*E-mail: rifky_ismail@ft.undip.ac.id

Abstract

One of the limbs that plays an important role for mobility is the leg. However, some persons with disabilities, especially losing legs, have physical limitations that cause reduced mobility. Therefore, the development of artificial legs is very helpful for persons with disabilities in carrying out their daily activities. One of the above knee prosthetic products that has been developed by Diponegoro University is an above knee prosthetic with a mechanical joint. However, in the loading analysis process, only 100 kg load is used. So that in this study, a loading analysis was carried out using a ground reaction force. The results of the analysis of ground reaction force loading at the gait cycle 17% resulted in a maximum von Mises stress of 18.47 MPa, a maximum deformation of 0.11 mm and a safety factor of 14.94. While the gait cycle 47% produces a maximum von Mises stress of 20.88 MPa, a maximum deformation of 0.14 mm and a safety factor of 13.21. It can be concluded that the above knee prosthetic can receive the greatest load on the gait cycle 47% which is greater than the gait cycle 17%.

Keyword: Above Knee Prosthetic, Ground Reaction Force, Loading Analysis, FEM

Abstrak

Salah satu anggota gerak tubuh yang berperan penting untuk mobilitas adalah kaki. Akan tetapi, beberapa penyandang disabilitas terutama kehilangan kaki memiliki keterbatasan fisik yang menyebabkan mobilitas berkurang. Oleh karena itu, perkembangan kaki tiruan sangat membantu penyandang disabilitas dalam melakukan aktivitas sehari-hari. Salah satu produk kaki tiruan atas lutut yang telah dikembangkan oleh Universitas Diponegoro yaitu kaki tiruan atas lutut dengan sendi mekanik. Akan tetapi dalam proses analisis pembebanan, hanya menggunakan pembebanan 100kg. Sehingga dalam penelitian ini, dilakukan analisis pembebanan menggunakan *ground reaction force*. Hasil analisis pembebanan *ground reaction force* pada *gait cycle* 17% menghasilkan tegangan von Mises maksimal sebesar 18,47 MPa, deformasi maksimal sebesar 0,11 mm dan *safety factor* sebesar 14,94. Sedangkan pada *gait cycle* 47% menghasilkan tegangan von Mises maksimal sebesar 20,88 MPa, deformasi maksimal sebesar 0,14 mm dan *safety factor* sebesar 13,21. Hal ini dapat disimpulkan bahwa kaki tiruan atas lutut tersebut dapat menerima beban terbesar pada *gait cycle* 47% yang lebih besar daripada *gait cycle* 17%.

Kata kunci: Kaki Tiruan Atas Lutut, *Ground Reaction Force*, Analisis Pembebanan, FEM

1. Pendahuluan

Salah satu anggota gerak tubuh yang berperan penting untuk mobilitas adalah kaki. Akan tetapi, beberapa penyandang disabilitas terutama kehilangan kaki memiliki keterbatasan fisik yang menyebabkan mobilitas berkurang. Oleh karena itu, perkembangan kaki tiruan sangat membantu penyandang disabilitas dalam melakukan aktivitas sehari-hari. Ada lebih dari 1000 juta orang di dunia yang menyandang disabilitas, yaitu sekitar 15% dari populasi dunia atau satu dari tujuh orang [1]. Di Indonesia, sekitar 3,5% dari populasi Indonesia merupakan penyandang disabilitas atau sekitar 7,7 juta jiwa [2].

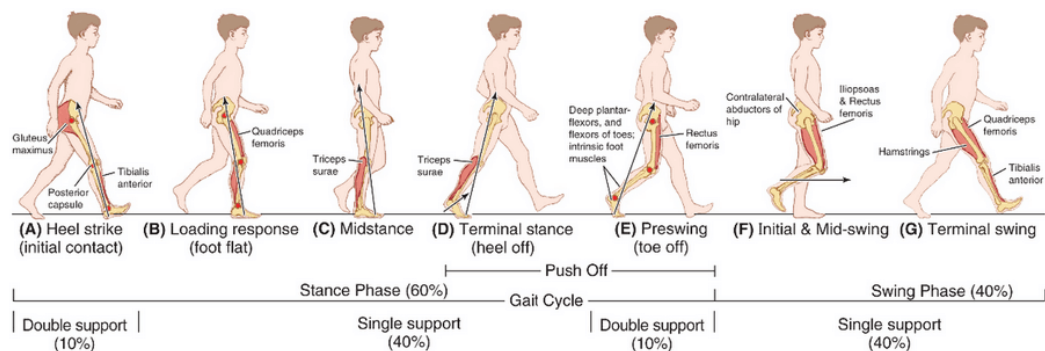
Pada pasien penyandang disabilitas dengan permasalahan fungsi gerak di atas mata kaki, terdapat 3 jenis kaki tiruan yang ditawarkan kepada pasien sesuai dengan kondisi amputasi yang dialami, yaitu: kaki tiruan bawah lutut, kaki tiruan tepat lutut dan kaki tiruan atas lutut [3]. Produk kaki tiruan atas lutut atau sering disebut sebagai above knee prosthesis (AKP) yang memiliki sendi lutut tiruan berbasis kinerja mekanis yang memiliki fleksibilitas pengaturan tinggi masih didominasi oleh produk impor. Produk AKP domestik masih berkonsentrasi pada sistem sendi konvensional [4]. Kaki tiruan yang telah dikembangkan oleh Universitas Diponegoro merupakan kaki tiruan atas lutut yang memiliki sendi mekanik untuk memenuhi gerakan kaki pada umumnya.

Salah satu produk kaki tiruan atas lutut tersebut, telah dikembangkan oleh Jamari dan Ismawan [5] menghasilkan produk *above knee prosthetic* bertipe *monocentric* menggunakan hidrolis yang dinilai akan lebih smooth dalam melakukan fase-fase *gait cycle*. Sebenarnya penggunaan hidrolis ini yaitu sebagai pengganti otot *quadriceps* dan *hamstring*. Sudut gerak yang dicapai prostesis ini hanya mampu sebesar 55 derajat sehingga perlu disempurnakan

produknya. Pada pengguna AKP fleksibilitas menjadi faktor krusial. Kurangnya fleksibilitas pada level rendah akan mengurangi kenyamanan saat pengguna menggunakan kaki tiruan dan pada level tinggi akan membatasi gerakan pengguna. Misalnya saja pengguna tidak dapat duduk atau jongkok dengan sempurna karena kaki tiruan memiliki keterbatasan gerak [6].

Selain penyempurnaan fungsional gerak, penyempurnaan juga dibutuhkan dalam kajian kemampuan kaki tiruan dalam menahan beban. Salah satu metode simulasi pembebanan adalah menggunakan analisis metode elemen hingga dengan beban statis menggunakan referensi beban yang jelas. Finite element method (FEM), atau metode elemen hingga adalah suatu metode analisa perhitungan yang didasarkan pada gagasan dalam membangun suatu obyek yang sangat kompleks dengan beberapa bagian (blocks) yang sederhana, atau dengan membagi objek yang sangat kompleks menjadi kecil dan pengaturan kepingan-kepingan [7]. Pada proses pengembangan kaki tiruan atas lutut tersebut, telah dilakukan analisis menggunakan FEM dan menghasilkan nilai tegangan maksimal, deformasi maksimal dan *safety factor*. Akan tetapi analisis FEM tersebut menggunakan pembebanan dengan asumsi berat badan pengguna 100 kg. Kemudian penelitian yang telah dilakukan oleh Farahmand, dkk [8] menghasilkan data *ground reaction force* yang dapat digunakan pada analisis FEM. Sehingga hasil analisis yang didapatkan dapat lebih baik, karena data tersebut telah disesuaikan dengan *gait cycle*.

Gait cycle terdiri dari dua periode, yaitu periode berdiri (*stance*) dimana anggota badan (kaki) mengenai landasan, dan periode mengayun (*swing*) dimana anggota badan tidak mengenai landasan [9]. *Gait cycle* dibagi menjadi delapan fase yang memiliki tiga tugas fungsional anggota tubuh diantaranya *weight acceptance (WA)*, *single limb support (SLS)*, *limb advancement (LA)* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 1 [10].

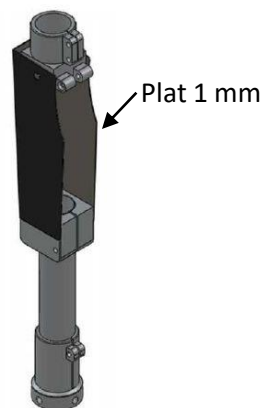


Gambar 1. Siklus pola jalan [10]

2. Metode Penelitian

2.1. Desain

Produk kaki tiruan atas lutut yang telah dikembangkan memiliki desain yang dapat dilihat pada Gambar 2. Pada bagian *frame* menggunakan plat Aluminium dengan ketebalan 1mm.



Gambar 2. Produk kaki tiruan atas lutut [5]

2.2. Material yang Digunakan

Dalam penelitian ini, material yang digunakan menggunakan material Al 6061. Material jenis aluminium paduan 6061 dipilih karena strength to mass ratio yang cukup besar sehingga material yang ringan mampu menahan beban yang cukup besar. Material ini memiliki *mechanical properties* yang dapat dilihat pada Tabel 1.

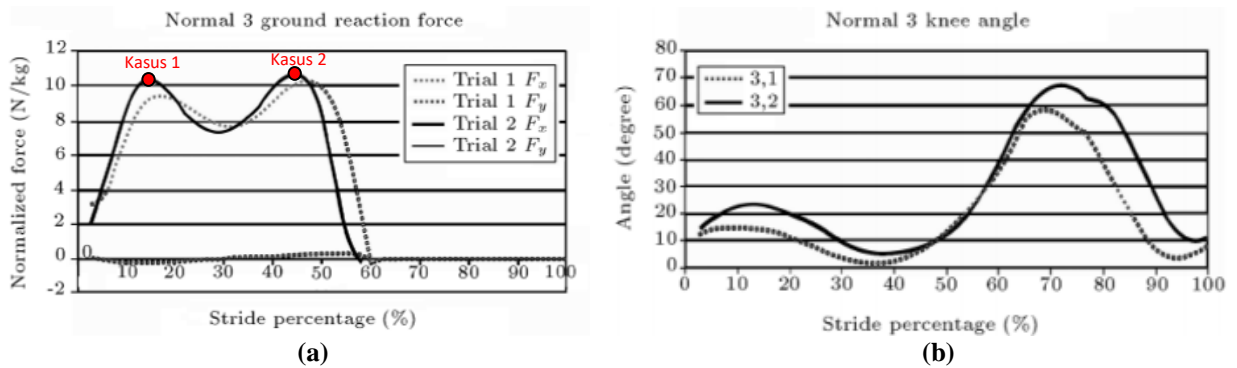
Tabel 1. Mechanical properties Al 6061 [11].

Mechanical Properties	Nilai
Density	2700 kg/m ³
Tensile Strength, Ultimate	310 MPa
Tensile Strength, Yield	276 MPa
Modulus of Elasticity	68900 MPa
Poisson's Ratio	0,33
Shear Modulus	26000 MPa

2.3. Pembebanan

Pada penelitian sebelumnya, simulasi beban statis yang dilakukan hanya berdasarkan asumsi berat pengguna tanpa mempertimbangkan analisis beban yang lebih nyata berdasarkan hasil perhitungan. Pada penelitian ini, data pembebanan *ground reaction force* dapat dilihat pada Gambar 3. Pengambilan data yang digunakan untuk analisis *FEM* didasarkan pada gaya-gaya terbesar yang berdasarkan penelitian Farahmand [8]. Pada grafik tersebut dapat disimpulkan bahwa gaya yang dapat diambil yaitu pada dua puncak *gait cycle* di Gambar 3. Untuk keterangan dari setiap kasus pembebanan dapat dilihat pada Tabel 2. Dan pada Gambar 4 merupakan tahap pembebanan pada simulasi menggunakan *software*. Adanya beban yang lebih nyata pada simulasi kaki tiruan ini dapat memastikan kemampuan kaki tiruan dalam menahan beban saat orang berjalan normal pada puncak beban tertinggi yang terlihat pada Gambar 3 (a).

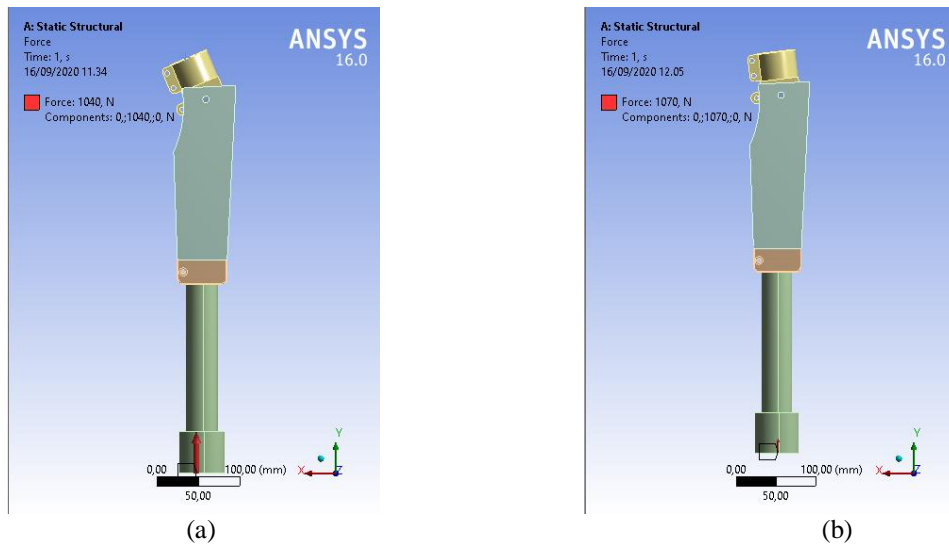
Pada simulasi 2 jenis pembebanan yang diberikan, 2 simulasi dilakukan dengan menggunakan analisis beban puncak yang dialami oleh kaki yang sedang berjalan sesuai *gait cycle* orang berjalan normal. Pada kasus yang pertama, diambil data beban saat *gait cycle* mencapai 17 %, dengan beban vertikal F_y sebesar 10,4 N/kg dan tekukan sudut lutut saat *knee flexion* pada arah 23°. Pada kasus yang kedua, diambil data beban saat *gait cycle* mencapai 47%, dengan beban vertikal F_y sebesar 10,7 N/kg dan tekukan sudut lutut saat *knee flexion* pada arah 7°. Pengguna diasumsikan memiliki massa sebesar 100 kg sehingga beban yang diberikan pada kasus pertama sebesar 1040 N dan pada kasus kedua sebesar 1070 N. Jumlah beban dan arah *knee flexion* diperlihatkan pada diagram benda bebas pada Gambar 4 dimana gaya diberikan dari arah bawah ke atas.



Gambar 3. (a) Grafik *ground reaction force* (b) Grafik *knee angle* [8]

Tabel 2. Keterangan pada setiap kasus pembebanan

Variasi Pembebanan	Keterangan
Kasus 1	<i>Gait Cycle</i> = 17 % F_y = 10,4 N/kg <i>Knee Flexion</i> = 23°
Kasus 2	<i>Gait Cycle</i> = 47 % F_y = 10,7 N/kg <i>Knee Flexion</i> = 7°

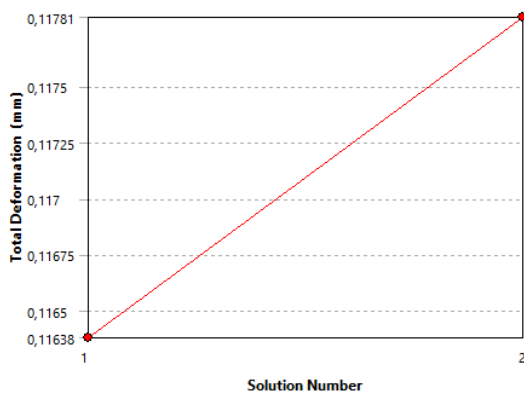


Gambar 4. Variasi pembebanan *ground reaction force* (a) kasus 1 dan (b) kasus 2

Meshing yang digunakan menggunakan *body sizing* dengan *element size* 5mm. Pemilihan *element size* ini agar hasil *meshing* tidak terlalu besar dan terlalu kecil untuk dilakukan simulasi tahap selanjutnya, yaitu menggunakan *convergence tools*.

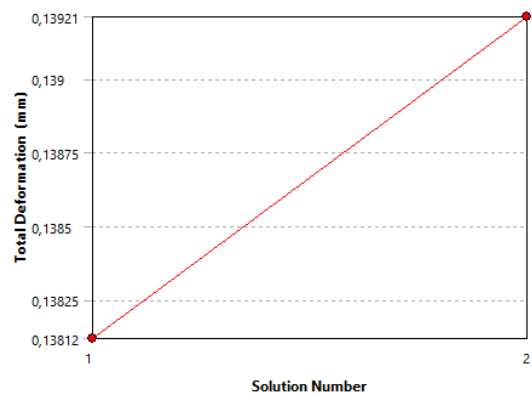
Ketika struktur dirancang oleh seorang insinyur, insinyur mempertimbangkan faktor keamanan ketika menentukan hubungan tegangan-regangan struktur. Faktor keamanan ini umumnya dalam kisaran 3 hingga 10 kali tekanan yang biasanya diletakkan pada struktur. Artinya, gaya yang diterapkan untuk mencapai titik leleh secara signifikan lebih besar daripada gaya yang umumnya diterapkan dalam aktivitas sehari-hari. Jelas dan telah disarankan bahwa bahan biologis dan struktur biologis harus memiliki faktor keamanan yang sangat besar. Tidak perlu dikatakan, tekanan yang ditempatkan pada struktur biologis dalam kegiatan sehari-hari jauh lebih sedikit daripada yang bisa ditangani oleh struktur itu [12].

Setelah proses *meshing* dan proses *running* tercapai maka diperoleh hasil untuk dilihat berupa tegangan (*von Mises stress*), deformasi (*displacement*), dan faktor keamanan (*safety factor*). Akan tetapi untuk dapat dikatakan hasil simulasi tersebut *valid* maka dilakukan proses tambahan yaitu menggunakan *convergence tool*. Pada simulasi *convergence tools* ini, dapat dikatakan konvergen ketika perubahan pada hasil simulasi tidak lebih dari 3% seperti yang dapat dilihat pada Gambar 4(a) untuk kasus 1 dan Gambar 4(b) untuk kasus 2.



	Total Deformation (mm)	Change (%)	Nodes	Elements
1	0,11638		80843	43750
2	0,11781	1,214	164101	99150

(a)



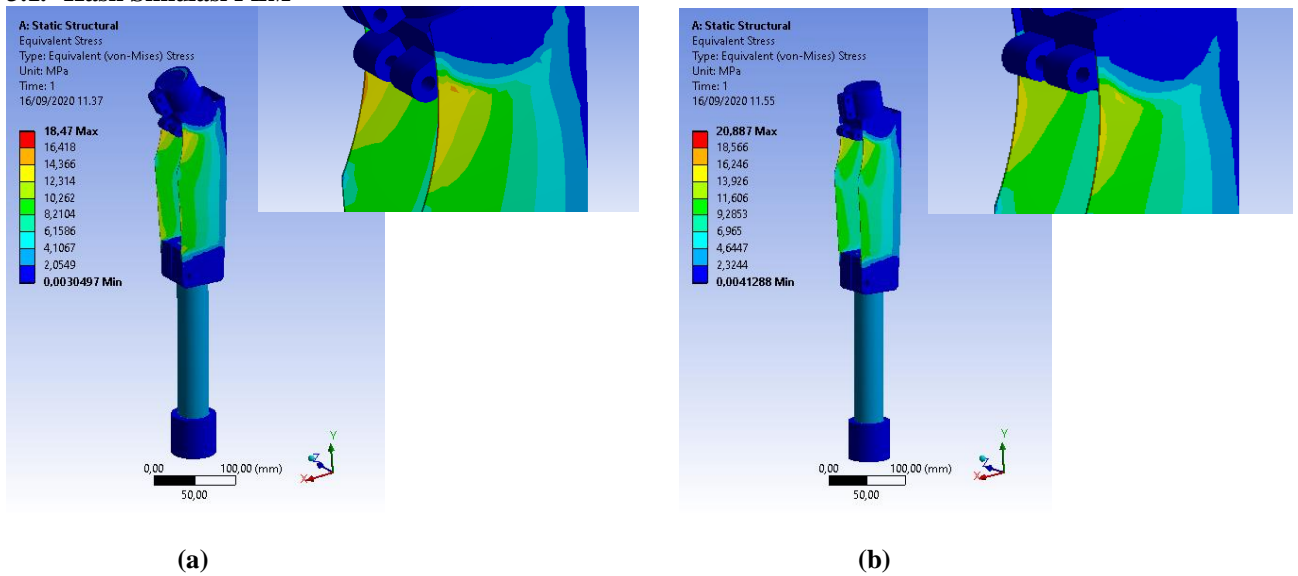
	Total Deformation (mm)	Change (%)	Nodes	Elements
1	0,13812		80689	43766
2	0,13921	0,78148	167146	101555

(b)

Gambar 5. Variasi pembebanan *ground reaction force* (a) kasus 1 dan (b) kasus 2

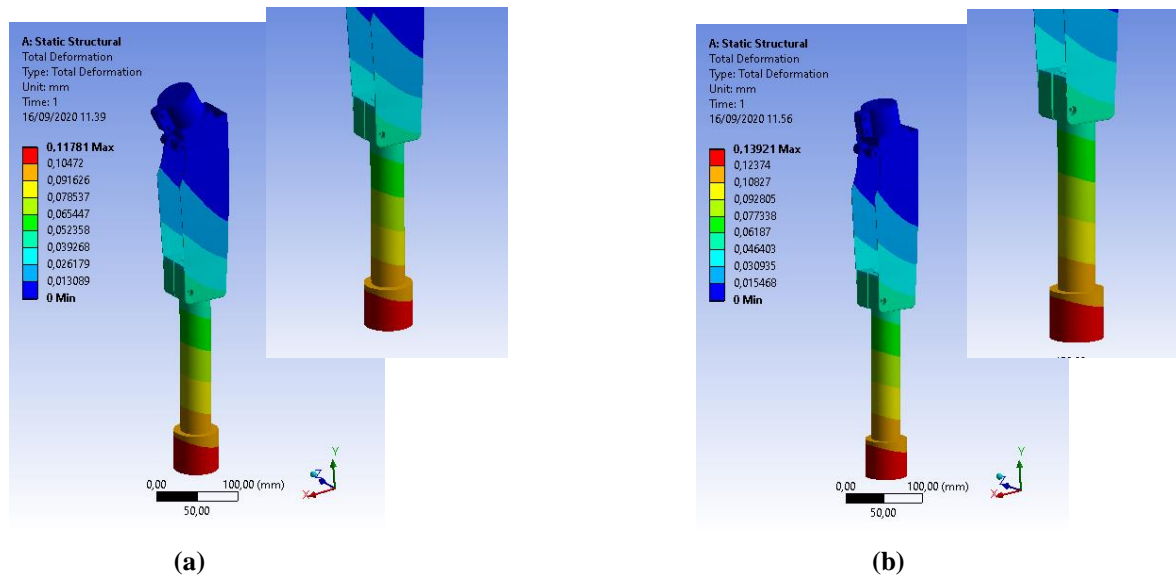
3. Hasil Dan Pembahasan

3.1. Hasil Simulasi FEM



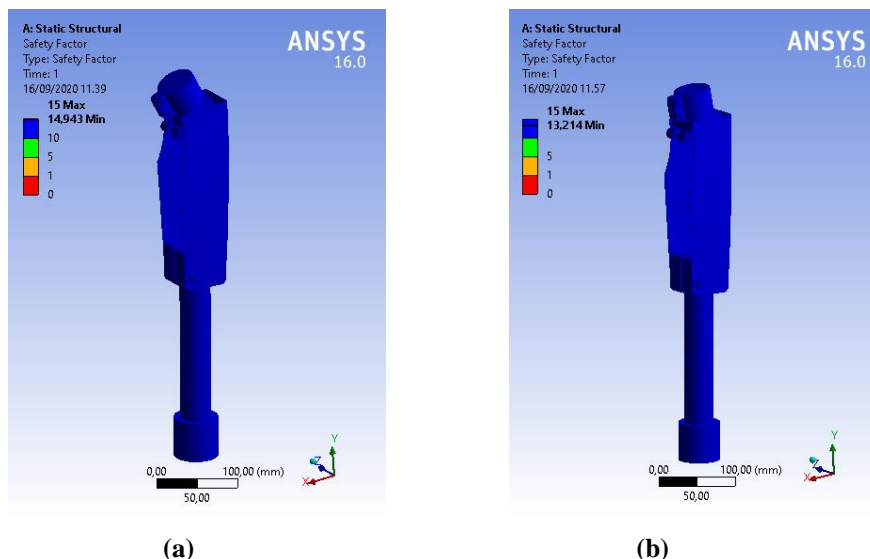
Gambar 6. Hasil tegangan maksimal (a) kasus 1 dan (b) kasus 2

Gambar 5 merupakan hasil dari analisis pembebanan menggunakan metode elemen hingga dimana tegangan von Mises maksimal pada kasus 1 sebesar 18,47 MPa dan pada kasus 2 sebesar 20,88 MPa.



Gambar 7. Hasil deformasi maksimal (a) kasus 1 dan (b) kasus 2

Gambar 6 merupakan hasil dari analisis pembebanan menggunakan metode elemen hingga dimana deformasi maksimal pada kasus 1 sebesar 0,11 mm dan pada kasus 2 sebesar 0,14 mm.



Gambar 8. Hasil *safety factor* (a) kasus 1 dan (b) kasus 2

Gambar 7 merupakan hasil dari analisis pembebanan menggunakan metode elemen hingga dimana *safety factor* pada kasus 1 sebesar 14,94 dan pada kasus 2 sebesar 13,21.

Pada Tabel 3 menunjukkan tegangan von Mises, deformasi dan *safety factor* yang terjadi pada prostesis berdasarkan dari hasil simulasi yang telah dilakukan. Mencermati hasil yang didapatkan pada simulasi tegangan pada Tabel 3, diperlihatkan bahwa desain yang digunakan pada kaki tiruan *monocentric* produk Undip ini telah mampu menahan beban dengan baik saat siklus berjalan dengan distribusi tegangan yang berkisar antara 18-20 MPa. Angka ini masih jauh di bawah kemampuan material menahan beban berdasarkan data *yield strength* Al 6061 yang dapat mencapai lebih dari 200 MPa. Hal ini juga didukung dengan tingginya angka keamanan atau *safety factor* produk yang mencapai 13-15. Hasil simulasi ini menunjukkan bahwa pemilihan material, desain geometri dan distribusi pembebanan pada produk kaki tiruan *monocentric* produk Undip ini telah tepat dan dapat dilanjutkan untuk penyempurnaan kemampuan fleksion sehingga dapat mencapai angka fleksi lebih dari 125°.

Tabel 3. Hasil tegangan von Mises, deformasi dan *safety factor*.

Kasus	Tegangan von Mises (MPa)	Displacement (mm)	Safety factor
Kasus 1	18,47	0,11	14,94
Kasus 2	20,88	0,14	13,21

4. Kesimpulan

Hasil analisis pembebanan *ground reaction force* pada *gait cycle* 17% menghasilkan tegangan von Mises maksimal sebesar 18,47 MPa, deformasi maksimal sebesar 0,11 mm dan *safety factor* sebesar 14,94. Sedangkan pada *gait cycle* 47% menghasilkan tegangan von Mises maksimal sebesar 20,88 MPa, deformasi maksimal sebesar 0,14 mm dan *safety factor* sebesar 13,21. Hal ini dapat disimpulkan bahwa kaki tiruan atas lutut tersebut dapat menerima beban terbesar pada *gait cycle* 47% yang lebih besar daripada *gait cycle* 17%. Akan tetapi perlu dilakukan optimasi desain agar nilai *safety factor* lebih kecil atau mendekati 5-10, agar dalam proses produksi prostesis tidak boros atau menghasilkan produk yang optimal. Selain itu juga perlu ditingkatkan dalam sudut gerak prostesis ini agar dapat mencapai 135 derajat.

Referensi

- [1] World Health Organization, 2015. World Global Disability Action Plan 2014-2021. *Department for Management of NCDs, Disability, Violence and Injury Prevention (NVI)*, Switzerland.
- [2] World Health Organization, 2010. *Disability and Rehabilitation*. Diakses di : www.searo.who.int/indonesia/topics/disability/en/ pada 17/03/2019.
- [3] Lestari, H., Izzhati, D.N., Rachmat, N., Setyawan, D. Saputra, E., dan Ismail, R., 2015. Pengukuran Jangkauan Gerak Pada Lutut Orang Indonesia Sebagai Awal Perancangan Kaki Tiruan Atas Lutut. *Prosiding SNST ke-6*.
- [4] Sugiyanto, S., Biyan, B.P., Alhakim, B.P., Setyawan, D., Setiana, B., Rachmat, N., dan Ismail, R., 2015. Analisis Tegangan pada Transfemoral Prosthetic Tipe Four-Bar Linkage dalam Fase Awal Siklus Gait Cycle. *Proceeding Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin XIV (SNTTM) XIV*.
- [5] Jamari, J. dan Ismawan, A.R., 2015. Perancangan Above Knee Prosthetic untuk Pasien Amputasi Kaki Di Atas Lutut. *ROTASI*, 17(2), pp.93-97.

- [6] Sugianto, S., Biyan, B.P., Alhakim, B.P., Setyawan, D., Ismail, R., 2017. Analisis Kinematis untuk Menentukan Dimensi Tranfemoral Prosthetic Tipe Four-Bar Linkage dalam Fase Awal Siklus Gait Cycle. *Rotasi*, 19(2), pp.61-67.
- [7] Dzulfikar, M., Jamari, Ismail, R., Sugiyanto, S., Yopi, H.A., Setyawan, D., 2015. Analisa Gait Cycle Beban Statis Produk Kaki Tiruan Atas Lutut (Above Knee Prosthesis) Menggunakan Metode Elemen Hingga. *Momentum*, 11(2), pp.55-60.
- [8] Farahmand, F., Rezaeian, T., Narimani, R., dan Dinan, P.H., 2006. Kinematic and Dynamic Analysis of the Gait Cycle of Above-Knee Amputees. *Scientia Iranian*, Vol. 13, No. 3, pp 261-271.
- [9] Perry, J. and Davids, J.R. 1992. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), p.815.
- [10] Whittle, M.W., 2014. *Gait analysis: an Introduction*. Butterworth-Heinemann.
- [11] *ASM Handbook Volume 2 : Properties and Selection : Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials*. 10th ed. 1990. ASM International.
- [12] Hamill, J., Knutzen, K.M., Derrick, T.R., 2015. *Biomechanical Basis of Human Movement, Fourth Edition*. Wolters Kluwer.