

Simulasi Pengaruh Waktu dan Gerak Terhadap Desain Implan Sendi Pinggul

Simulation of Time and Motion Effect On Hip Joint Implants Design

Agus Dwi Putra¹, Mojibur Rohman², Mochamad Sulaiman³

^{1,2,3}Universitas Islam Raden Rahmat Malang, Malang, Indonesia

e-mail: agus_dwi_putra@uniramalang.ac.id, mojibur.rohman@uniramalang.ac.id,
m.sulaiman@uniramalang.ac.id

Abstrak

Simulasi desain implan sendi pinggul bertujuan untuk menganalisis total deformasi maksimum, tegangan prinsipal maksimum, dan tegangan geser maksimum dengan kombinasi variasi waktu, gerakan, dan pembebanan. Simulasi memungkinkan suatu objek diujicobakan secara visual sebelum diproduksi sebagai purwarupa. Fungsi dari simulasi adalah untuk meminimalisir terjadinya kegagalan dan untuk memangkas biaya produksi. Sebelum memulai simulasi suatu objek perlu dibuatkan desain. Desain dalam penelitian ini menggunakan *software* CAD yakni Inventor 2014, sedangkan analisis metode elemen hingga dalam desain implan memanfaatkan simulasi ANSYS 18.1. Analisis metode elemen hingga didasarkan pada aktivitas berjalan, melompat, dan menuruni tangga selama kurun waktu 0 detik hingga 4,5 detik. Hasil simulasi menunjukkan bahwa desain implan sendi pinggul menghasilkan 4079 nodal, 2157 Elemen, dan total deformasi maksimum sebesar 0,097 mm (berjalan), 0,2 mm (melompat), dan 0,11 mm (menuruni tangga). Tegangan prinsipal maksimum adalah 32 MPa (berjalan), 66,96 MPa (melompat), dan 73,93 MPa (menuruni tangga). Tegangan geser maksimum adalah 19,74 MPa (berjalan), 41,28 MPa (melompat), dan 45,58 MPa (menuruni tangga).

Kata kunci: simulasi; implan sendi pinggul; metode elemen hingga; Mg Alloy.

Abstract

The simulation of the hip joint implant design aims to analyze maximum total deformation, maximum principal stress, and maximum shear stress with a combination of variations in time, motion and loading. Simulation allows an object to be tested visually before being produced as a prototype. Function of simulation is to minimize the occurrence of failures and to cut production costs. Before starting to simulate an object a design needs to be made. The design in this study used CAD software, namely Inventor 2014, while the finite element method analysis in implant design used ANSYS 18.1 simulation. Finite element method analysis is based on walking, jumping and descending stairs over a period of 0 seconds to 4.5 seconds. Simulation results show that hip joint implant design produces 4079 nodals, 2157 elements, and a maximum total deformation of 0.097 mm (walking), 0.2 mm (jumping), and 0.11 mm (descending stairs). Maximum principal stresses are 32 MPa (walking),

66.96 MPa (jumping), and 73.93 MPa (descending stairs). Maximum shear stresses are 19.74 MPa (walking), 41.28 MPa (jumping), and 45.58 MPa (descending stairs).

Keywords : Simulation; Hip Joint Implants; Finite Element Method; Mg Alloy

1. PENDAHULUAN

Tulang adalah kerangka dalam tubuh manusia yang berfungsi melindungi organ dan sekaligus sebagai tempat (rumah) organ tubuh manusia. Selain sifat tulang yang kuat tulang juga berkomposisi atas kandungan ion dan kalsium (Yatim, 2006). Tulang bersifat kuat namun juga dapat retak dan bahkan dapat terjadi patah. Banyak penyebab yang mengakibatkan tulang retak dan patah salah satunya yang sering adalah dari kecelakaan (Meischel *et al*, 2017). Salah satu solusi dalam mengatasi tulang yang retak dan patah adalah dengan menanamkan implan atau menggantikan tulang dengan implan (Meischel *et al*, 2017). Implan dalam tulang harus memenuhi kriteria agar penderita patah tulang tidak merasakan efek samping yang negatif. Beberapa kriteria implan yang kompatibel dengan tubuh manusia harus memiliki *biodegradable*, memiliki biokompatibilitas yang tinggi, tahan korosi, kuat, dan tentunya dapat diterima dalam tubuh manusia (Kiani Khouzani *et al*, 2018). Implan tulang biasanya terbuat dari bahan logam (Saulacic *et al*, 2012). Oleh karena itu logam yang dijadikan implan harus memenuhi kriteria sesuai kondisi tubuh manusia (Saini, 2015). Salah satu kandidat logam yang berpotensi dijadikan implan adalah magnesium, magnesium banyak digunakan dalam lingkup ortopedi selain menjadi bahan campuran magnesium juga terdapat dalam tubuh manusia (Mutlu, 2018). Dalam serum darah pada kadar normal, Magnesium ditemukan pada cairan ekstraseluler pada kadar sekitar 0,7-1,06 mmol / l. Hal ini menunjukkan bahwa Magnesium adalah unsur terbesar kedua dalam ion intraseluler dan kation terbesar keempat dalam tubuh (Hagihara *et al*, 2014).

Salah satu paduan magnesium (Mg Alloy) yang pernah diujikan adalah kombinasi MgCaZn yang mana diteliti dengan 3 variasi kandungan MgCaZn (Zander & Zumdick, 2015). Hasil pengujian menunjukkan bahwa semua paduan tidak memiliki efek samping yang signifikan terhadap viabilitas sel dalam waktu 24 jam (Gu *et al*, 2005). Pengujian dilakukan dengan menguji MgCaZn dalam cairan elektrolit yang mirip dengan tubuh manusia. Dari ketiga jenis paduan magnesium yakni (Mg0.6Ca0.8Zn, Mg0.6Ca1.8Zn, dan Mg1.6Ca1.8Zn), Mg0.6Ca1.8Zn menunjukkan laju korosi yang lambat dibandingkan dengan dua paduan lainnya (Zander & Zumdick, 2015). Hasil pengujian tersebut diperkuat bahwa Elemen penggabung zat Zn dan Ca dapat meningkatkan ketahanan korosi dibandingkan dengan Magnesium murni (Meischel *et al*, 2017). Kandungan Ca dapat meningkatkan kekuatan tulang karena Ca adalah zat dasar penyusun tulang itu sendiri (Lestari *et al*, 2013), sedangkan Zn dapat meningkatkan *castability* dalam sel tulang (Hagihara *et al*, 2014).

Simulasi dalam artikel ini bertujuan untuk menganalisis total deformasi maksimum, tegangan prinsipal maksimum, dan tegangan geser maksimum yang mana pada implan tulang diberikan variasi perlakuan dengan melibatkan kombinasi waktu, pembebanan, dan aktivitas. Aktivitas atau gerakan yang diujikan dalam simulasi ini adalah berdasarkan gerakan yang sering dilakukan oleh manusia pada umumnya (Conlisk *et al*, 2017) diantaranya berjalan, melompat, dan menuruni tangga. Pemilihan implan sambungan tulang pinggul atau sering juga disebut sendi pinggul dikarenakan sendi pinggul adalah salah satu persendian yang sering mengalami kerusakan setelah sendi lutut (Kiani Khouzani *et al*, 2018). Sendi pinggul juga termasuk tulang yang menerima beban yang cukup berat karena menopang bobot tubuh dan organ lain (Zameer & Haneef, 2015). Implan sendi pinggul yang berbahan magnesium masih kurang atau sedikit dalam dunia medis terutama di Indonesia

(Kiani Khouzani *et al*, 2018). Sendi pinggul juga sering mengalami dislokasi terutama pada kejadian kecelakaan yang disebabkan oleh pengendara mobil (Constantinou *et al*, 2017).

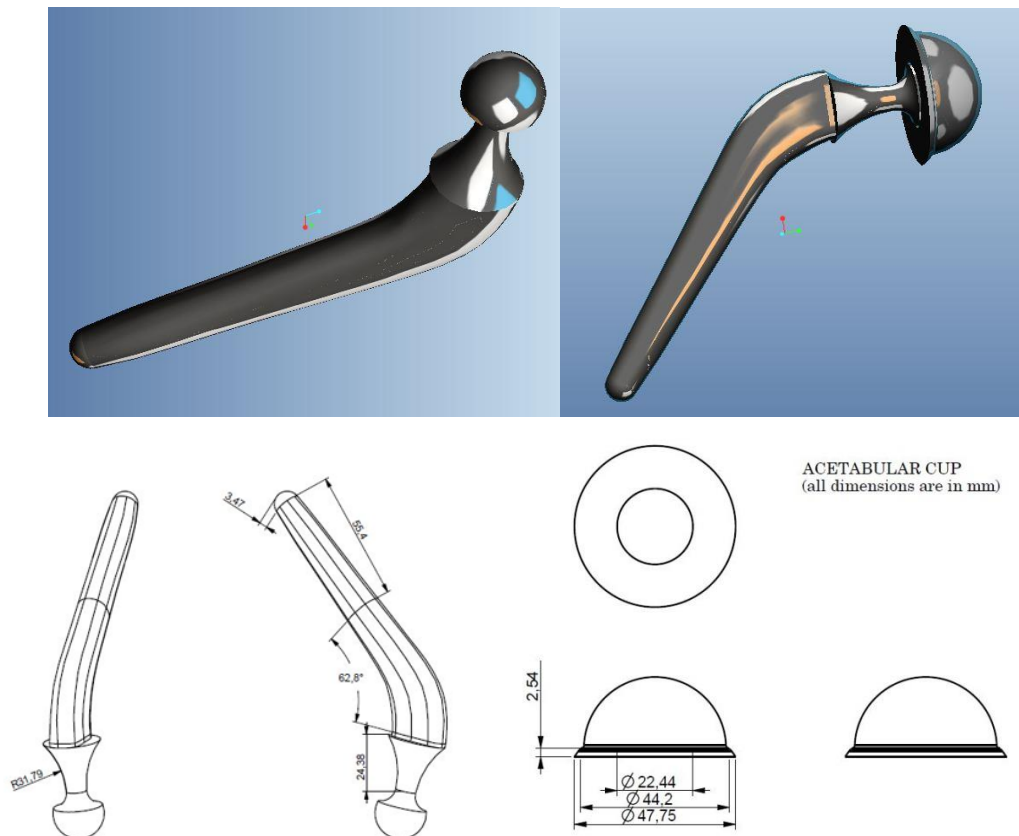
Simulasi dalam artikel ini menggunakan MEH (metode elemen hingga) yang mana dengan menerapkan bantuan dari *software* ANSYS 18.1 berlisensi. (Seguin *et al*, 2018) berpendapat Simulasi juga berpotensi atau memungkinkan objek sebelum dieksperimenkan lebih lanjut dalam tahap produksi. Lebih lanjut (Guo *et al*, 2016) simulasi berguna untuk menganalisis objek sebelum dapat dibuat secara nyata atau dieksperimenkan. Pembuatan purwarupa suatu objek juga memerlukan simulasi sebelum dapat diproduksi agar tingkat kesalahan dapat diminimalisir (Riccio *et al*, 2018).

2. METODE

Analisis dimulai dengan tahap pembuatan desain implan, pembuatan desain implan dengan merujuk pada ilmu desain (Ahmed *et al*, 2017) dengan memanfaatkan Inventor 2014 dalam pembuatannya. Setelah tahap desain selesai selanjutnya yaitu dengan menginput desain ke dalam *software* simulasi ANSYS 18.1. *Layout* dan bentuk implan yang diujikan bisa dilihat pada gambar 1, sedangkan *mechanical properties* Mg Alloy yang diujikan dapat dilihat pada tabel 1.

Table 1. Mechanical Properties of Mg alloy

Materi al	Density (kg/mm ³)	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio	Bulk modulus (MPa)	Shear modulus (MPa)
MgCa Zn	1,7715e-006	4481 6	0,3497965	4979 6	1659 9



Gambar 1. Desain dari implan sendi pinggul

Desain implan yang akan disimulasikan menghasilkan 4079 nodal dan 2157 Elemen. Hasil tersebut dapat diperoleh dari proses meshing desain implan dalam *software* ANSYS 18.1. Pembebanan pada simulasi ini merujuk pada data orthoload.com, yang mana data tersebut diambil dari sampel usia 20 tahun - 40 tahun (Kiani Khouzani *et al*, 2018). Beban yang diberikan merujuk berdasarkan pada setiap gerakan berjalan, melompat, dan menuruni tangga yang mana data tersebut dapat dianalisis secara statis (pembebanan statis) selama 0 detik hingga 4,5 detik dengan kelipatan 0,1 detik. Pembebanan dan gerakan yang diujikan digunakan untuk mengetahui hasil dari analisis total deformasi maksimum, tegangan prinsipal maksimum, dan tegangan geser maksimum pada masing-masing gerakan dan aktivitas.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil simulasi implan sendi pinggul yang diberikan beban menunjukkan total deformasi maksimum berturut-turut dan bervariasi, berdasarkan aktivitas berjalan sebesar 0,097 mm (Gambar 2a), melompat 0,2 mm (Gambar 2b), dan menuruni tangga 0,11 mm (Gambar 2c). Pada simulasi tegangan prinsipal maksimum didapatkan hasil bahwa tegangan prinsipal maksimum saat berjalan sebesar 32 MPa (Gambar 3a) , melompat 66,96 MPa (Gambar 3b), dan menuruni tangga 73,93 Mpa (Gambar 3c). Analisis yang terakhir adalah simulasi tegangan geser mekasimum yang mana didapatkan bahwa implan sendi pinggul memiliki tegangan geser maksimum yang bervariasi yakni pada saat berjalan sebesar 19,74 Mpa (Gambar 4a), melompat 41,28 Mpa (Gambar 4b), dan menuruni tangga 45,58 Mpa (Gambar 4c).

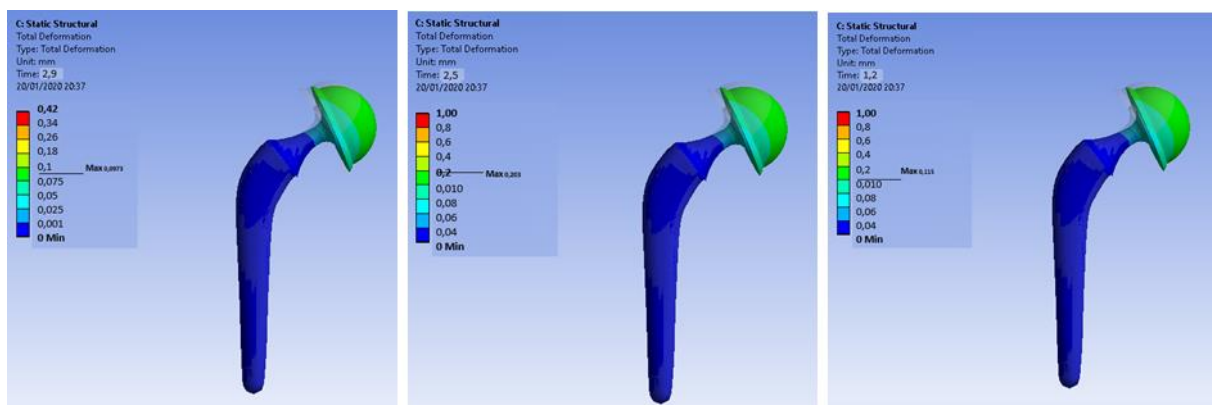


Figure 2. Deformation simulation results in activities: (a) - walking, (b) - jumping, (c) - going down the stairs

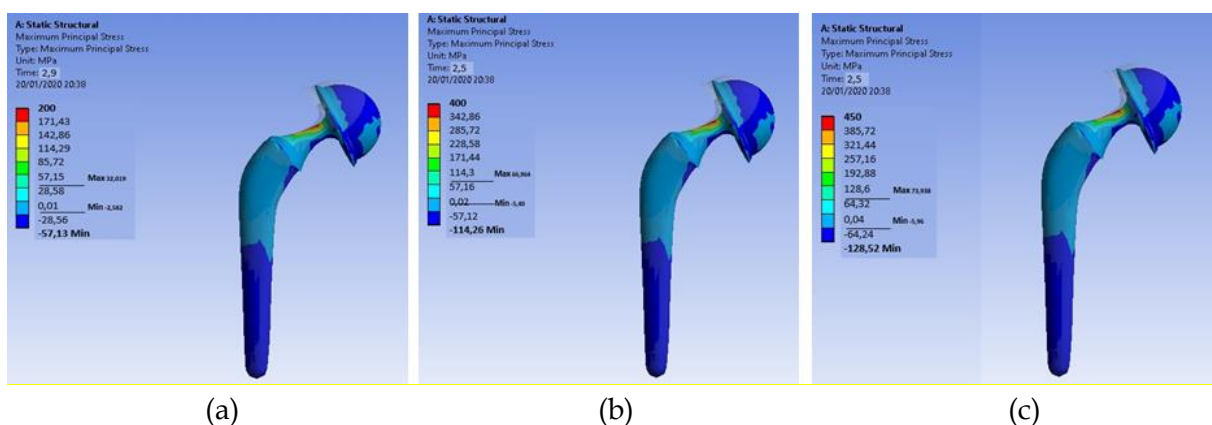


Figure 3. The results of the simulation of prinsipal stress on activities: (a) - walking, (b) - jumping, (c) - going down the stairs

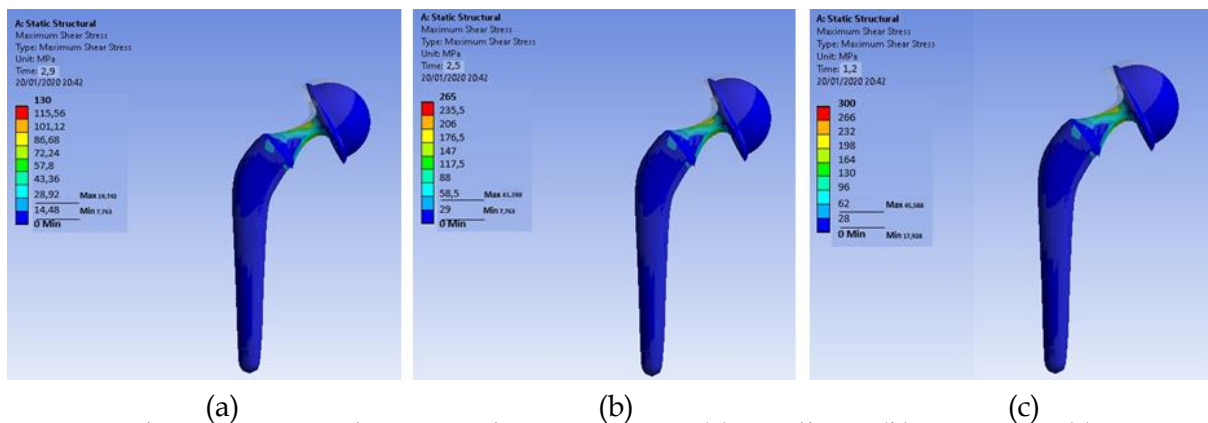
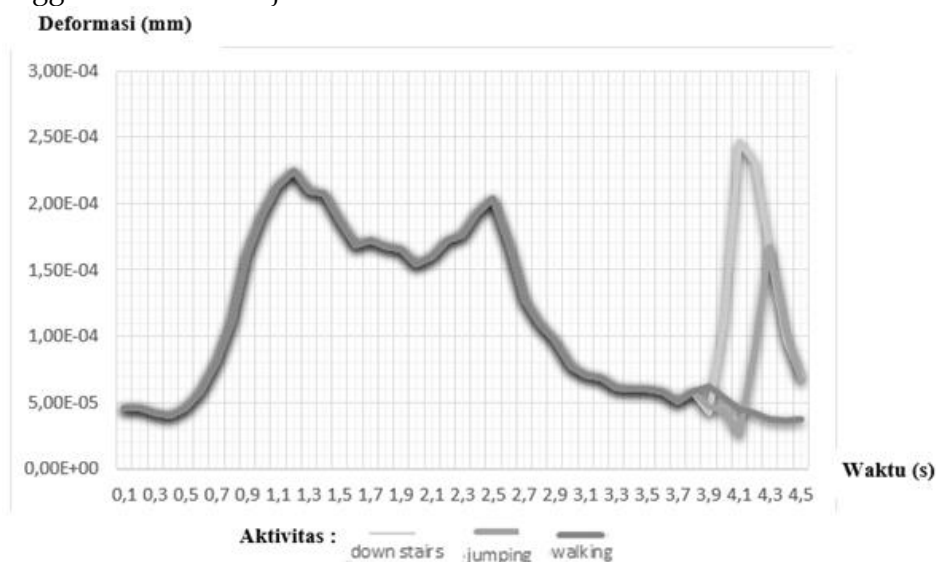


Figure 4. Shear stress simulation results on activities: (a) - walking, (b) - jumping, (c) - going down the stairs

Diagram pada gambar 5 menunjukkan variasi perbedaan total deformasi berdasarkan gerakan berjalan, melompat, dan menuruni tangga. Deformasi terendah terjadi pada aktivitas berjalan, sedangkan deformasi terbesar terjadi pada saat gerakan melompat. Pembebanan saat melompat dan menuruni tangga terjadi begiru besar sehingga menghasilkan deformasi yang cukup besar pula hal ini disebabkan karena pada saat berjalan menurun maupun melompat beban tubuh dua kali lebih besar dan terpusat pada organ persendian tulang diantaranya sendi lutut, sendi pinggul, dan pergelangan kaki (Hutař *et al*, 2017). Di samping itu pada kurun waktu 0 detik – 4,5 detik pembebanan pada saat melompat dan menuruni tangga lebih besar dibandingkan dengan pembebanan pada sat berjalan. Gaya gravitasi bumi juga berperan penting timbulnya deformasi pada simulasi implan sendi pinggul ini. Dimana semakin tinggi posisi seseorang atau objek maka gravitasi atau tarikan untuk turun ke bawah akan semakin besar pula sehingga mengakibatkan deformasi yang cukup besar dan beban berat pada persendian (Boyd, 2016). Selain itu deformasi yang cukup besar juga dipengaruhi oleh faktor beban secara tiba-tiba atau beban kejut yang berlebihan yang mana beban kejut tersebut dapat mengakibatkan kerusakan pada organ persendian (Longman *et al*, 2018). Oleh karena itu perbedaan deformasi pada saat melompat dan menurni tangga tidak berbeda jauh.



Gambar 5. Deformation graphs range from 0 seconds to 4.5 seconds based on walking, jumping, and down stairs

Hasil simulasi implan juga menunjukkan hubungan antara deformasi dengan tegangan prinsipal maksimum. Hasil simulasi tegangan prinsipal maksimum dapat dilihat pada gambar 3. Hasil tersebut berbanding lurus dengan total deformasi yang dimiliki implan dimana, tegangan prinsipal terbesar juga dialami saat menuruni tangga. Diagram perbandingan tegangan prinsipal maksimum dapat dilihat pada gambar 6.

Perlu diketahui suatu objek jika diberikan beban secara terus menerus akan timbul *displacement* atau deformasi yang mana deformasi tersebut dapat menimbulkan *stress* (tegangan yang berlebihan) (Shi *et al*, 2014). Oleh karena itu hasil dari simulasi tegangan prinsipal maksimum berbanding lurus dengan hasil dari total deformasi.

Tegangan utama (MPa)

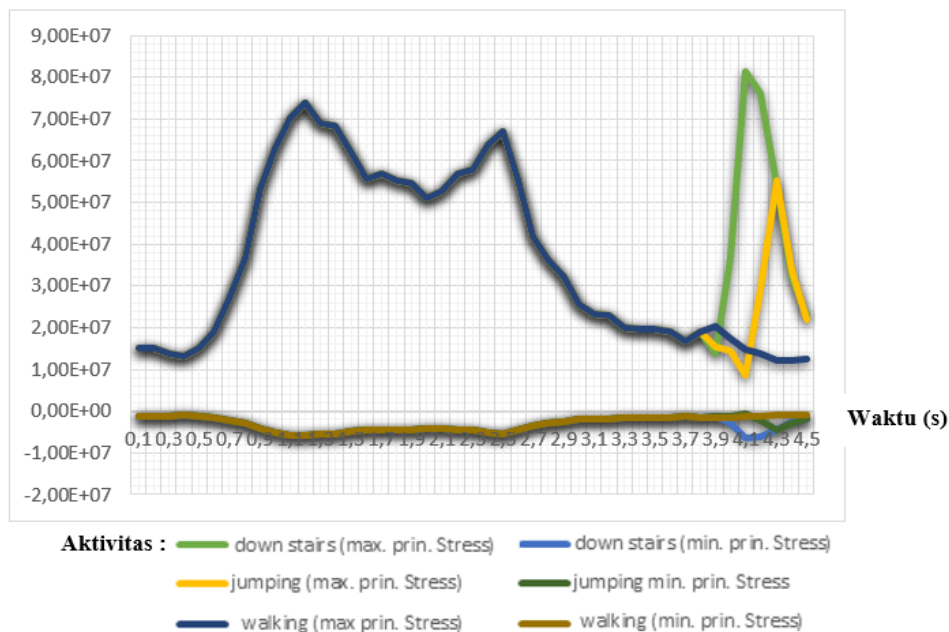


Figure 6. The graph of prinsipal stress results from 0 seconds to 4.5 seconds based on the activity of walking, jumping, and down stairs

Merujuk pada hasil data simulasi total deformasi dan tegangan prinsipal, bahwa dari data simulasi tersebut kita dapat menyelaraskannya dengan teori Hooke. Hooke menyatakan bahwa dalam suatu batas elastisitas, setiap deformasi akan berbanding lurus dengan gaya pemicu dan regangan yang dihasilkan (Šamec *et al*, 2011).

Pada simulasi tegangan geser ditemukan bahwa tegangan geser maksimum terjadi pada saat menuruni tangga dan tegangan geser minimum terjadi pada saat berjalan. Besarnya tagangan geser saat menuruni tangga terjadi akibat dair pergeseran sendi pinggul yang terjadi (Liu *et al*, 2015). Pergeseran terjadi akibat beban yang ditopang oleh tubuh terpusat pada organ persendian tulang (Kiani Khouzani *et al*, 2018). Tegangan geser juga terjadi akibat beban kejut yang diterima dan pembebanan yang terjadi terus-menerus dengan gaya yang besar (Liu *et al*, 2015). Pembebanan yang berlebihan dapat mengakibatkan pergeseran sendi dan memungkinkan terjadinya dislokasi (Constantinou *et al*, 2017)

Tegangan geser (MPa)

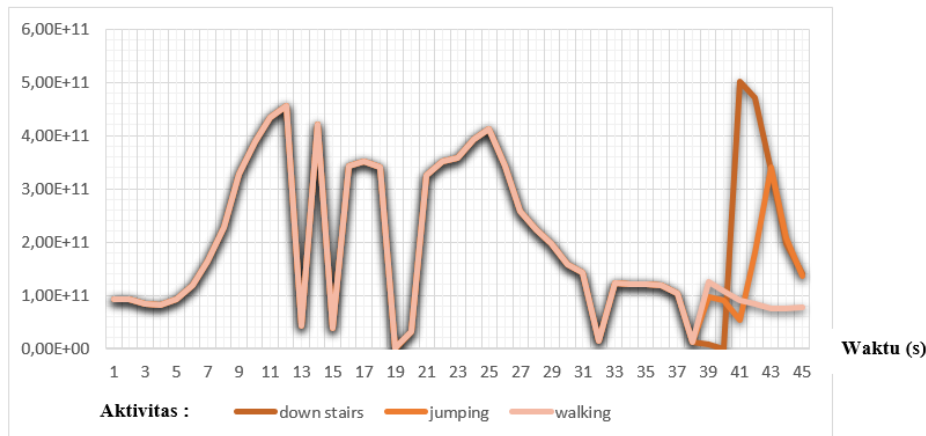


Figure 7. Graph of shear stress results starting from 0 seconds to 4.5 seconds based on the activity of walking, jumping, and down stairs

4. KESIMPULAN DAN SARAN

Hasil simulasi menunjukkan bahwa deformasi total terbesar terjadi pada saat melompat diikuti aktivitas menuruni tangga dan berjalan, yang mana hasil total deformasi maksimum sebesar 0,2 mm dan deformasi minimum sebesar 0,097 mm.

Pada analisis tegangan prinsipal ditunjukkan hasil bahwa tegangan prinsipal maksimum terjadi pada saat gerakan menuruni tangga, diikuti dengan gerakan melompat, dan berjalan. Hasil tegangan prinsipal maksimum terbesar adalah 73,93 Mpa dan tegangan prinsipal minimum 32 Mpa.

Analisis tegangan geser maksimum juga menunjukkan bahwa tegangan geser maksimum terjadi pada saat menuruni tangga dengan nilai 45,58 Mpa. Sedangkan tegangan geser minimum terjadi pada saat berjalan dengan nilai 19,74 Mpa

DAFTAR RUJUKAN

- Ahmed, A., Hameed, P., Shaikh, F., Hussain, Z., Hussain, N., & Aslam, M. (2017). Simulation tools application for arti fi cial lighting in buildings. *Renewable and Sustainable Energy Reviews, August*, 0-1. <https://doi.org/10.1016/j.rser.2017.10.035>
- Boyd, D. D. (2016). General aviation accidents related to exceedance of airplane weight/center of gravity limits. *Accident Analysis and Prevention, 91*, 19-23. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2016.02.019>
- Conlisk, N., Howie, C. R., & Pankaj, P. (2017). Computational modelling of motion at the bone-implant interface after total knee arthroplasty: The role of implant design and surgical fit. *The Knee, 24*(5), 994-1005. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.07.003>
- Constantinou, M., Loureiro, A., Carty, C., Mills, P., & Barrett, R. (2017). Hip joint mechanics during walking in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Gait and Posture, 53*, 162-167. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.017>
- Gu, X., Shiflet, G. J., Guo, F. Q., & Poon, S. J. (2005). Mg-Ca-Zn Bulk Metallic Glasses with High Strength and Significant Ductility. *Journal of Materials Research, 20*(08), 1935-1938.

<https://doi.org/10.1557/JMR.2005.0245>

- Guo, W., Cui, W., Shi, Y., Liu, J., & Song, B. (2016). Function failure and failure boundary analysis for an aircraft lock mechanism. *Engineering Failure Analysis*, 70, 428–442. <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2016.10.003>
- Hagihara, K., Shakudo, S., Fujii, K., & Nakano, T. (2014). Degradation behavior of Ca – Mg – Zn intermetallic compounds for use as biodegradable implant materials. *Materials Science & Engineering C*, 44, 285–292. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.08.037>
- Hutař, P., Poduška, J., Šmíd, M., Kuběna, I., Chlupová, A., Náhlík, L., Polák, J., & Kruml, T. (2017). Short fatigue crack behaviour under low cycle fatigue regime. *International Journal of Fatigue*, 103, 207–215. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2017.06.002>
- Kiani Khouzani, M., Bahrami, A., & Eslami, A. (2018). Metallurgical aspects of failure in a broken femoral HIP prosthesis. *Engineering Failure Analysis*, 90(November 2017), 168–178. <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2018.03.018>
- Lestari, F. P., Kartika, I., Sriyono, B., Puspiptek, K., Tangerang, S., & Banten, S. (2013). *Pengaruh Waktu Milling Pada Paduan Mg-Ca-Zn-CaH₂ Untuk Aplikasi Implan.*
- Liu, X., Guo, J., Bai, C., Sun, X., & Mou, R. (2015). Drop test and crash simulation of a civil airplane fuselage section. *Chinese Journal of Aeronautics*, 28(2), 447–456. <https://doi.org/10.1016/j.cja.2015.01.007>
- Longman, J., Veres, D., & Wennrich, V. (2018). Utilisation of XRF core scanning on peat and other highly organic sediments. *Quaternary International*, January, 0–1. <https://doi.org/10.1016/j.quaint.2018.10.015>
- Meischel, M., Hörmann, D., Draxler, J., Tschegg, E. K., Eichler, J., Prohaska, T., & Stanzl-Tschegg, S. E. (2017). Bone-implant degradation and mechanical response of bone surrounding Mg-alloy implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 71, 307–313. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.03.025>
- Mutlu, I. (2018). Production and fluoride treatment of Mg-Ca-Zn-Co alloy foam for tissue engineering applications. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition)*, 28(1), 1–8. [https://doi.org/10.1016/S1003-6326\(18\)64644-8](https://doi.org/10.1016/S1003-6326(18)64644-8)
- Riccio, A., Cristiano, R., Saputo, S., & Sellitto, A. (2018). Numerical methodologies for simulating bird-strike on composite wings. *Composite Structures*. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2018.03.018>
- Saini, M. (2015). Implant biomaterials: A comprehensive review. *World Journal of Clinical Cases*, 3(1), 52. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v3.i1.52>
- Šamec, B., Potrč, I., & Šraml, M. (2011). Low cycle fatigue of nodular cast iron used for railway brake discs. *Engineering Failure Analysis*, 18(6), 1424–1434. <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2011.04.002>
- Saulacic, N., Bosshardt, D. D., Bornstein, M. M., Berner, S., & Buser, D. (2012). *BONE Apposition To A Titanium-Zirconium Alloy Implant , As Compared To Two Other Titanium-*

Containing Implants. 273–288.

- Seguin, C., Blaqui re, G., Loundou, A., Michelet, P., & Markarian, T. (2018). Unmanned aerial vehicles (drones) to prevent drowning ☆ *Resuscitation*, 127(January), 63–67. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2018.04.005>
- Shi, K. K., Cai, L. X., Chen, L., Wu, S. C., & Bao, C. (2014). Prediction of fatigue crack growth based on low cycle fatigue properties. *International Journal of Fatigue*, 61, 220–225. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2013.11.007>
- Yatim, F. (2006). *Penyakit Tulang dan Persendian (Arthristis atau Arthralgia)*. Pustaka Populer Obor.
- Zameer, S., & Haneef, M. (2015). Fatigue Life Estimation of Artificial Hip Joint Model Using Finite Element Method. *Materials Today: Proceedings*, 2(4–5), 2137–2145. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2015.07.220>
- Zander, D., & Zumdick, N. A. (2015). Influence of Ca and Zn on the microstructure and corrosion of biodegradable Mg-Ca-Zn alloys. *Corrosion Science*, 93(January), 222–233. <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2015.01.027>