

Analisis dan Desain *Frame Exoskeleton Lower Limb* Dengan Menggunakan Metode Finite Element Analysis (FEA)

Naila Sari^{1*}, Fikry Maulana Alni², Ali Imran³, and Martina Puspita Sari⁴

^{1,2,3,4}Teknik Mesin, Institut Teknologi Kalimantan

Abstrak

Spinal Cord Injury (SCI) menyebabkan hilangnya kemampuan berjalan dan menurunkan kualitas hidup penderitanya. *Exoskeleton* tungkai bawah menjadi salah satu solusi rehabilitasi yang berkembang, namun desain yang terlalu berat dapat menurunkan kenyamanan dan efisiensi penggunaan. Penelitian ini bertujuan merancang struktur *exoskeleton* menggunakan material ringan serta melakukan analisis perbandingan antara Aluminium Alloy 6061 dan Magnesium Alloy AZ31B. Perancangan dilakukan melalui CAD, kemudian dianalisis menggunakan *Finite Element Analysis (FEA)* untuk melihat tegangan, regangan, dan defleksi statis. Hasil analisis menunjukkan bahwa Aluminium 6061 menghasilkan tegangan maksimum sebesar 4.88 MPa, regangan 4.55×10 , serta defleksi sangat kecil (0.0066 mm), sehingga memberikan kekakuan tinggi dan stabilitas struktural yang baik. Sementara itu, Magnesium AZ31B, meskipun lebih ringan, menunjukkan defleksi lebih besar (0.0101 mm) dan regangan 6.9910^{-5} namun tetap berada dalam batas aman terhadap kekuatan luluh material. Perbedaan respons ini menegaskan bahwa Aluminium 6061 lebih unggul dalam menjaga kekakuan rangka, sedangkan AZ31B menawarkan keuntungan dalam penyerapan gaya dan pengurangan berat total *exoskeleton*. Desain ini diharapkan menjadi acuan pengembangan *exoskeleton* rehabilitasi yang aman dan ringan.

Keywords: Exoskeleton; SCI; FEA; Aluminium 6061; Magnesium AZ31B

Abstract

Spinal Cord Injury (SCI) causes mobility impairment and significantly reduces the quality of life. Lower limb exoskeletons have emerged as a rehabilitation solution, but excessive structural weight can decrease user comfort and efficiency. This study aims to design a lightweight exoskeleton structure and perform a comparative analysis of two materials: Aluminium Alloy 6061 and Magnesium Alloy AZ31B. The design was created using CAD software and analyzed through Finite Element Analysis (FEA) to evaluate static stress, strain, and deflection. The analysis results indicate that Aluminium 6061 exhibits a maximum stress of 4.88 MPa, strain of 4.55×10 , and a very small deflection of 0.0066 mm, ensuring high rigidity and structural stability. Meanwhile, Magnesium AZ31B, although lighter, presents a larger deflection of 0.0101 mm and a strain of 6.9910^{-5} , yet remains safely below its yield strength. These findings demonstrate that Aluminium 6061 provides superior stiffness, whereas AZ31B offers advantages in energy absorption and overall weight reduction of the exoskeleton frame, which are prioritized. The proposed design offers a reference for lightweight and safe rehabilitation exoskeletons.

Article Info

Open Access

Submitted 28 Nov 2025

Accepted 26 Dec 2025

*Corresponding author

03241078@student.itk.ac.id

Citation

Volume 1 No. 1 (2026)

Journal of Mechanical and

Industrial

doi:

10.18860/jomi.v1i1.37730

Keywords: Exoskeleton; SCI; FEA; Aluminium 6061; Magnesium AZ31B

1 Pendahuluan

Kemajuan teknologi memegang peran penting di bidang biomechanical engineering yang membuka peluang besar dalam inovasi alat bantu gerak guna meningkatkan kualitas hidup manusia. Kebutuhan dasar dari seorang manusia salah satunya adalah berjalan dan bergerak. Manusia memerlukan hal dasar tersebut agar dapat menunjang aktivitas atau rutinitas dalam kehidupan sehari-hari. Namun ada beberapa kondisi yang menyebabkan seseorang dapat kehilangan kemampuan berjalan atau bergerak tersebut, contohnya candaan menarik kursi. Candaan berbahaya

"menarik kursi" dapat menyebabkan cedera tulang belakang atau Spinal Cord Injury (SCI) yang berisiko mengakibatkan kelumpuhan sebagian atau seluruh tubuh bagian bawah. Dampak dari cedera ini sangat luas, mencakup aspek fisik, psikologis, sosial, dan ekonomi. Menurut laporan Kompas, di Indonesia terdapat sekitar 200.000 orang yang mengalami Spinal Cord Injury (SCI) dengan pertambahan penderita setiap tahun. Penelitian lain menyebutkan pada tahun 2018 jumlah penderita SCI di Indonesia mencapai sekitar 58.740 kasus yang sebagian besar disebabkan oleh kecelakaan serta jatuh dari ketinggian [1].

Untuk mengatasi hal tersebut, dilakukan penelitian yang berfokus pada pengembangan Lower Limb Exoskeleton sebagai alat bantu bagi penderita yang kehilangan kemampuan berjalan, agar dapat berjalan lagi. Exoskeleton didefinisikan sebagai perangkat mekanis aktif yang secara esensial bersifat antropomorfik, dikenakan oleh pengguna, dan bekerja selaras dengan gerakan penggunanya [2]. Terlihat dalam penelitian ini, menunjukkan bahwa telah terjadi perkembangan pesat, berfokus pada mekanisme microcontroller dan penggunaan material yang ringan namun kuat sehingga pengguna dapat menggunakan dengan nyaman, fleksibel dan kuat dalam keadaan tertentu. Dengan demikian, inovasi dalam desain dan pengendalian exoskeleton lower limb menjadi langkah strategis untuk menciptakan perangkat yang tidak hanya fungsional, tetapi juga mendukung pemulihian mobilitas pengguna secara efektif.

Meskipun demikian, selama proses identifikasi desain masih banyak exoskeleton yang memiliki bobot terlalu besar sehingga menyebabkan kesulitan saat digunakan serta meningkatkan kelelahan pengguna dalam jangka panjang. Berat exoskeleton merupakan parameter desain yang sangat penting karena secara langsung mempengaruhi kenyamanan pengguna, biaya metabolismik, dan performa keseluruhan. Massa yang berlebihan dapat menyebabkan kelelahan pengguna dan menurunkan efisiensi bantuan, terutama pada exoskeleton ekstremitas bawah [3]. Hal tersebut menunjukkan bahwa pemilihan material menjadi aspek krusial dalam proses perancangan. Selain isu berat, integrasi sistem mekanis juga berdampak pada keamanan terutama dalam pencegahan gagal struktur dalam menerima beban kejut, gaya jatuh, atau gerakan ekstrem. Oleh karena itu, analisis struktur dengan membandingkan kekuatan material dan besar deformasi diperlukan untuk mendapatkan material alternatif yang ringan namun tetap kokoh.

Berdasarkan hal tersebut, penelitian ini secara khusus memfokuskan pada pemilihan material rangka exoskeleton dengan membandingkan dua material ringan yang umum digunakan pada sistem wearable yaitu Aluminium Alloy 6061 dan Magnesium Alloy AZ31B. Kedua material dipilih karena memiliki rasio kekuatan terhadap berat (*strength to weight ratio*) yang tinggi, namun menawarkan karakteristik mekanik yang berbeda sehingga berpotensi memberikan performa struktural yang kontras saat diuji dalam pembebaan statis. Fokus utama analisis adalah mengevaluasi perbedaan karakteristik mekanik kedua material melalui parameter utama FEA seperti tegangan, regangan, dan defleksi. Pendekatan ini digunakan untuk menentukan material mana yang paling optimal digunakan sebagai rangka utama exoskeleton berdasarkan kekakuan struktural, keamanan terhadap gagal luluh, serta kemampuan menahan beban tubuh pengguna. Dengan pendekatan ini diharapkan desain exoskeleton yang dihasilkan dapat memberikan solusi rehabilitasi yang efektif, aman dan sesuai dengan kebutuhan khususnya pengguna dengan gangguan mobilitas seperti penderita Spinal Cord Injury (SCI).

2 Metode

2.1 Metode

Pada proses perancangan exoskeleton *lower limb*, hal yang mendasari dari adanya rangka (*frame*) yang ingin dihasilkan adalah pembuatan desain atau sketsa gambar. Tujuan dari pembuatan desain atau sketsa gambar ini yaitu untuk mendapatkan rencana awal dari suatu perancangan yang akan dibuat untuk proses manufaktur nantinya. Selama proses perancangan berlangsung hal yang dibutuhkan selain desain atau sketsa gambar, tentunya juga pengujian statik. Dimana pada komponen *frame* exoskeleton *lower limb* akan diberikan beban yang diharapkan sehingga akan mendapatkan hasil yang sudah direncanakan di awal pada proses perancangan exoskeleton *lower limb*.

Dalam pengujian static nantinya akan muncul nilai *modulus of elasticity, yield strength, specific gravity, maximum stress, maximum deflection, and maximum strain*, dan juga apabila nilai tegangan max nya kurang dari batas izin tegangan pada material, maka bisa dikategorikan aman dalam konstruksi [4]. Adapun rumus dalam pencarian *safety factor*, yaitu:

$$SF = \frac{\sigma_{Max}}{\sigma_{RE}} [5] \quad (1)$$

Pada penelitian ini ditujukan untuk menganalisis kekuatan frame exoskeleton lower limb dengan menggunakan metode *Finite Element Analysis* (FEA). Dalam proses analisis, dilakukan perbandingan material yang digunakan antara jenis aluminium 6061 dengan AZ31B, yang masing-masing memiliki sifat mekanik yang berbeda. Adapun pembebahan yang dilakukan dalam melakukan pengujian guna mengevaluasi respon struktur terhadap kondisi pembebahan yaitu 70 kg atau 686,7 N.

Adapun kondisi batas (Boundary Condition) untuk menampilkan fase berdiri (Stance Phase) yang stabil. Pada bagian telapak kaki diberikan batas tipe fixed support, mengasumsikan bahwa kaki terkunci rapat atau sempurna pada tanah. Sambungan pada komponen juga di asumsikan sebagai bonded contact (rigid) atau kontak terikat untuk analisis statis awal, guna melihat respon kekakuan maksimum struktur yang ada.

Untuk mempermudah pengamatan visual terhadap pola defleksi struktur yang ada pada simulasi, tampilan deformasi pada simulasi ini diperbesar menggunakan faktor skala yang ditentukan secara manual, yaitu Scale Factor sebesar 10. Penggunaan skala perbesaran ini diperlukan untuk memperjelas arah perpindahan (*displacement*) dan area kritis pada rangka, mengingat nilai defleksi aktual yang terjadi relatif kecil sehingga sulit diamati pada skala asli (1:1) untuk dilihat dengan mata secara langsung dalam simulasi yang ada.

2.2 Diagram Alir dan Material

Tabel 1. Material properti aluminium 6061 dan AZ31B

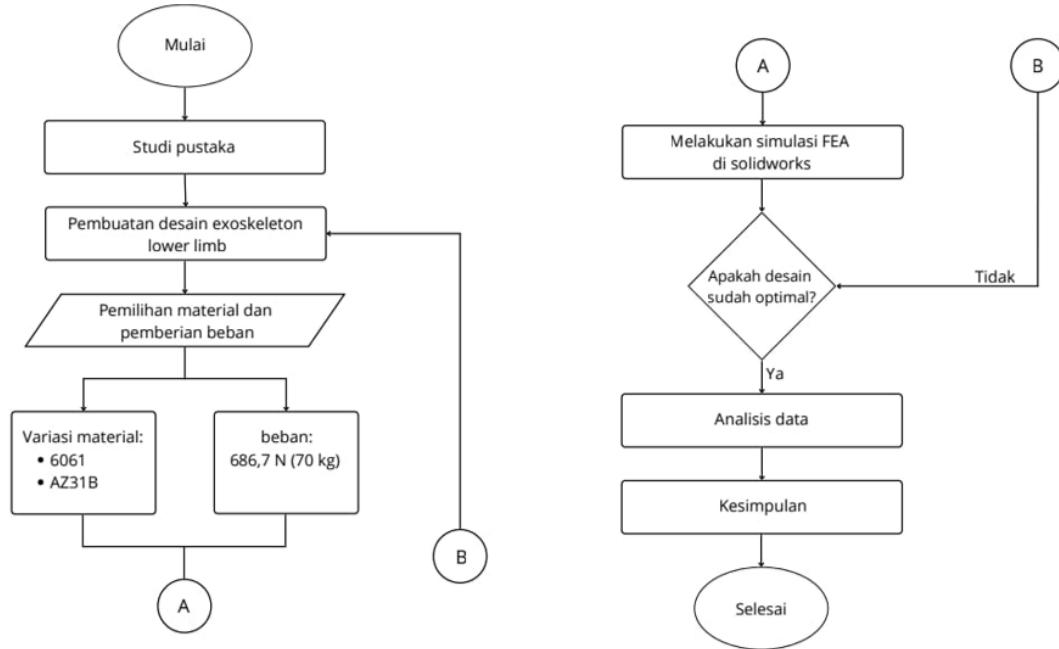
PARAMETER SIMULASI	SATUAN	ALUMINIUM 6061	MAGNESIUM AZ31B
Modulus Elastisitas (E)	GPa	69	45
Kekuatan Luluh	MPa	276	193
Berat Jenis	g/cm ³	2.70	1.78

Material yang digunakan dapat dilihat pada Tabel 3. Melalui kombinasi variasi material dan beban yang digunakan, diharapkan dapat diperoleh hasil yang dapat menambah pemahaman mengenai material mana yang dapat lebih unggul dari segi kekuatan, kenyamanan, dan keamanan yang ada, untuk diaplikasikan pada frame exoskeleton lower limb. Penelitian ini dilakukan secara sistematis dalam beberapa tahap yang terstruktur, dimulai dari proses pembuatan model geometri tiga dimensi menggunakan perangkat lunak *Computer-Aided Design* (CAD), pemberian kondisi pembebahan dan batasan yang sesuai dengan kondisi aktual, hingga tahap analisis hasil simulasi menggunakan metode *Finite Element Analysis* (FEA) [6].

Selama proses berlangsung, setiap langkah yang ada dilakukan dengan cermat untuk memastikan bahwa hasil simulasi yang dilakukan mencerminkan kondisi nyata dengan seakurat mungkin. Hasil pada setiap tahap akan memberikan gambaran menyeluruh terhadap performa struktural pada frame yang dibuat, sehingga dapat digunakan sebagai dasar pertimbangan dalam pemilihan material dan desain akhir nantinya. Selain itu, ada juga alur pelaksanaan penelitian yang terdiri dari beberapa tahap utama, yang dapat dilihat pada Gambar 1.

3 Hasil dan Pembahasan

Penelitian ini menyajikan rancangan dan analisis struktur exoskeleton tungkai bawah menggunakan software CAD dan metode *Finite Element Analysis* (FEA). Dua material diuji, yaitu Aluminium Alloy



Gambar 1. Diagram alir frame exoskeleton lower limb.

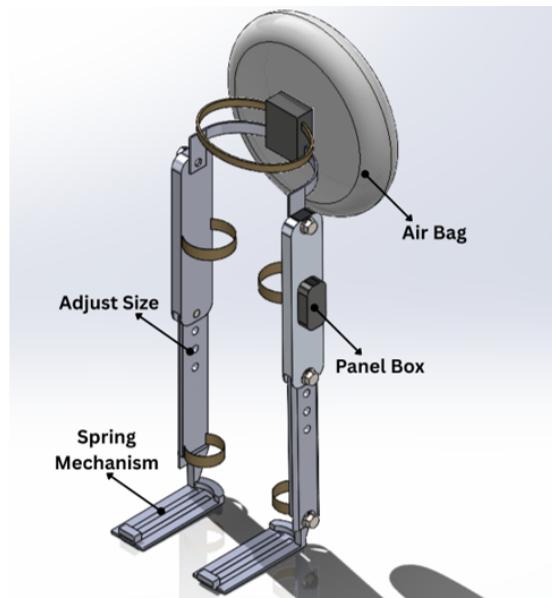
6061 dan *Magnesium Alloy AZ31B*, untuk menentukan respons struktur terhadap beban statis setara berat tubuh rata-rata. Penggunaan FEA sangat penting dalam penelitian biomekanis karena simulasi elemen hingga memungkinkan prediksi awal perambatan retak dan kegagalan struktur pada kondisi pemberahan statis [7]. Metode ini umum digunakan untuk mengevaluasi deformasi dan distribusi tegangan rangka perangkat wearable sebelum pembuatan prototipe [8]. Fokus pengujian yang dilakukan adalah untuk melihat bagaimana struktur exoskeleton merespons beban statis dengan dua jenis material berbeda, yaitu *Aluminium Alloy 6061* dan *Magnesium Alloy AZ31B*. Analisis yang dilakukan mencakup regangan statis (*static strain*), tegangan statis (*static stress*), dan defleksi statis (*static displacement*) yang memperlihatkan kekuatan, elastisitas, dan ketahanan struktur desain terhadap deformasi yang dialami. Desain keseluruhan exoskeleton terlihat pada Gambar 2 yang menunjukkan struktur rangka utama, mekanisme pegas (*spring mechanism*) pada telapak kaki, sistem penyesuaian tinggi (*adjust size*), *airbag*, dan *panel box*. Setiap bagian dirancang dengan mempertimbangkan kenyamanan pengguna, efisiensi energi, dan kemampuan adaptasi terhadap kondisi langkah pengguna.

Tabel 2. Parameter Antropometri Desain

Parameter Antropometri	Rata-rata (mm)	Rentang Umum	Sumber Referensi
Panjang Paha	460	430-500	Tan & Hartono (2010)
Panjang Betis	400	370-440	Abdulghani et al. (2022)
Panjang Telapak Kaki	260	240-280	Tan & Hartono (2010)
Lebar Telapak Kaki	100	90-110	Tan & Hartono (2010)
Lingkar Pinggang	760	700-850	Rahmawati et al. (2020)

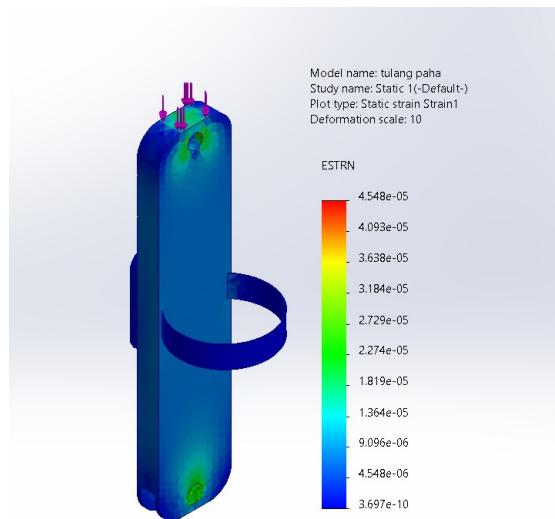
3.1 Hasil Simulasi Material Aluminium Alloy 6061

Pada tahap pertama, dilakukan simulasi dengan menggunakan material *Aluminium 6061* yang dikenal memiliki kekuatan tarik tinggi serta rasio kekakuan terhadap berat (*stiffness-to-weight ratio*) yang baik. *Aluminium 6061* dipilih karena paduan aluminium banyak digunakan pada rangka exoskeleton karena memiliki kekuatan spesifik tinggi dan massa jenis rendah [9]. Untuk mengukur ketahanan struktur, gaya tekan vertikal menggunakan berat tubuh rata-rata orang dewasa yaitu 70 kg untuk margin keamanan meskipun studi antropometri di Indonesia menunjukkan berat



Gambar 2. Desain *Exoskeleton Lower Limb*

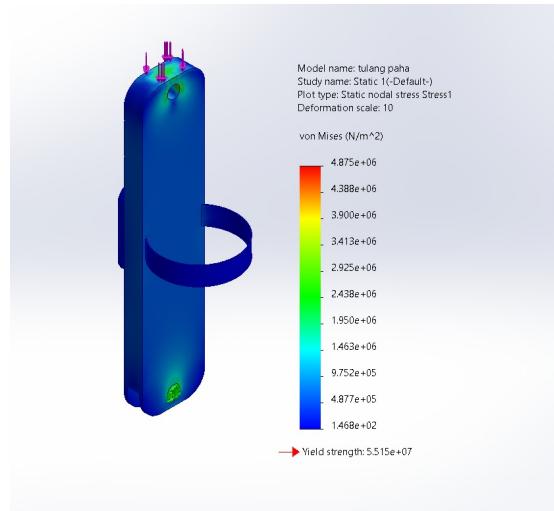
rata-rata dewasa sekitar 60-65 kg (Hartono, 2018). Nilai skala deformasi yang ditampilkan adalah 10 menunjukkan peningkatan visual untuk memperjelas arah dan besarnya deformasi. Beban diterapkan pada arah vertikal ke bawah untuk mensimulasikan tekanan dari berat tubuh pengguna, sementara bagian ujung bawah rangka (yang terhubung ke sambungan lutut) dijadikan titik tumpuan atau *fixture* tetap.



Gambar 3. Regangan Statik Material Aluminium Alloy (6061)

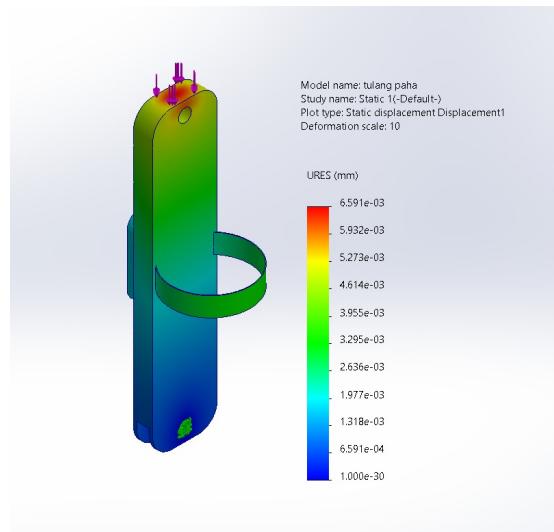
Hasil simulasi menunjukkan distribusi regangan pada rangka paha, dengan konsentrasi tegangan yang terpusat di area sambungan engsel. Berdasarkan plot, nilai regangan maksimum hanya mencapai 4.548×10^{-5} . Mengingat material memiliki Modulus Elastisitas sebesar 68.9 GPa, nilai regangan yang sangat kecil ini mengindikasikan bahwa struktur sangat kaku dan aman dari deformasi permanen. Pola regangan yang merata juga menandakan desain sambungan telah bekerja optimal dalam menyalurkan beban.

Tegangan maksimum yang muncul adalah 4.88 MPa ($4.875 \times 10^6 \text{ N/m}^2$). Nilai ini aman karena berada di bawah batas luluh (yield strength) material yang tertera pada simulasi (55.2 MPa).



Gambar 4. Tegangan Statis Material Aluminium Alloy (6061)

Visualisasi menunjukkan sebaran tegangan yang didominasi nilai rendah, sesuai pernyataan bahwa distribusi tegangan yang merata menunjukkan perpindahan beban yang stabil dan menurunkan risiko kegagalan lokal [10]. Margin keamanan yang besar menunjukkan bahwa struktur mampu menahan gaya tekan tanpa risiko luluh. Visualisasi warna biru yang dominan memperlihatkan tidak adanya konsentrasi tegangan ekstrem.



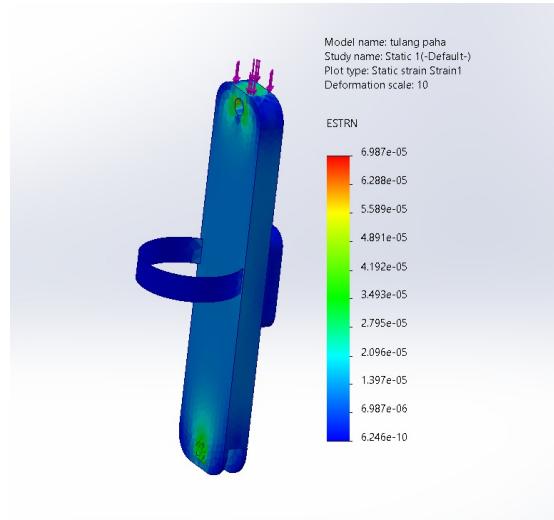
Gambar 5. Defleksi Statis Material Aluminium Alloy (6061)

Defleksi maksimum tercatat sebesar 6.591×10^{-3} mm (sekitar 0.0066 mm), yang menunjukkan struktur sangat kaku. Nilai ini dinilai aman karena berada jauh di bawah satu milimeter sehingga tidak mengganggu kontrol gerak pengguna [11]. Dengan demikian, Aluminium 6061 terbukti memberikan stabilitas tinggi. Visualisasi memperlihatkan pergeseran terbesar terjadi pada ujung atas rangka (area berwarna merah). Meskipun lengkungan terlihat jelas akibat skala deformasi 10 pada simulasi, pergeseran aktual sangat kecil dan tetap dalam batas aman untuk kenyamanan serta kestabilan fungsi rangka utama.

3.2 Hasil Simulasi Material Magnesium Alloy AZ31B

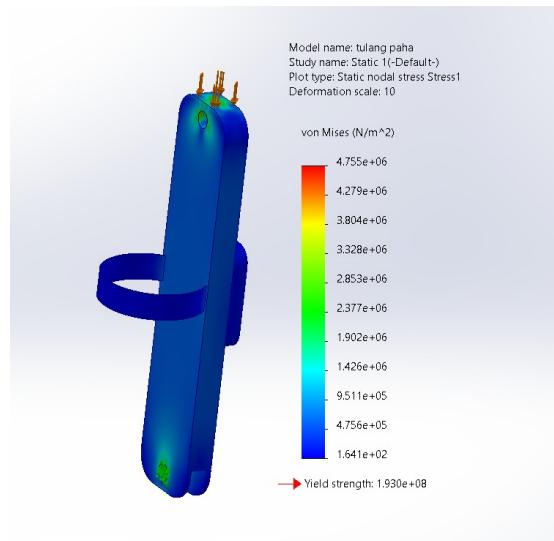
Pada simulasi kedua menggunakan material Magnesium Alloy AZ31B yang memiliki kepadatan lebih rendah namun kekakuan lebih rendah dibanding Aluminium 6061. Magnesium AZ31B

memiliki massa lebih ringan dibanding Aluminium, sehingga mampu mengurangi total berat exoskeleton. Hal ini sesuai dengan pernyataan paduan magnesium merupakan salah satu logam struktural paling ringan dan mampu mengurangi berat perangkat tanpa mengorbankan kekuatan secara signifikan [12]. Hasil visual menampilkan skala deformasi sebesar 10 yang memperlihatkan pola deformasi serupa namun sedikit lebih lentur.



Gambar 6. Regangan Statis Material Magnesium Alloy (AZ31B)

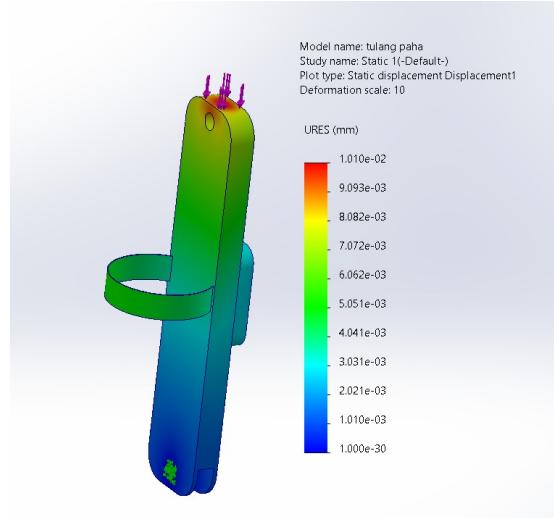
Hasil simulasi mencatat nilai regangan maksimum sebesar 6.98710^{-5} . Nilai ini terbukti lebih besar dibandingkan Aluminium 6061 (4.54810^{-5}), yang disebabkan oleh modulus elastisitas material AZ31B yang lebih rendah. Karakteristik ini sesuai dengan teori bahwa material yang lebih fleksibel dapat berfungsi sebagai peredam kejut alami, sehingga getaran yang diteruskan ke pengguna berkurang [11]. Sifat elastis AZ31B ($E=45$ GPa) membuat struktur lebih mudah beradaptasi terhadap pembebahan tanpa menyebabkan tegangan berlebih. Hal ini memberikan efek absorpsi energi yang lebih baik pada rangka paha, berguna untuk kenyamanan saat pengguna bergerak.



Gambar 7. Tegangan Statis Material Magnesium Alloy (AZ31B)

Tegangan maksimum tercatat 4.76 MPa, masih jauh di bawah batas luluh 193 MPa, sehingga struktur tetap aman. Defleksi menunjukkan respons material yang lebih lentur dibanding Aluminium, namun defleksi tersebut tidak mengindikasikan kegagalan struktur selama tegangan tetap berada di bawah batas luluh [13]. Artinya, AZ31B tetap aman digunakan. Pola distribusi tegangan terlihat

terkonsentrasi di area atas (sekitar lubang) dan menyebar merata ke bawah tanpa menunjukkan adanya stress concentration yang tajam. Hal ini membuktikan bahwa meskipun lebih ringan, AZ31B masih mampu menopang beban tubuh secara aman dan stabil.



Gambar 8. Defleksi Statis Material Magnesium Alloy (AZ31B)

Nilai defleksi maksimum pada simulasi AZ31B tercatat sebesar 0.0101 mm ($1.010\text{e-}2\text{ mm}$), menunjukkan peningkatan dibandingkan Aluminium 6061 (0.0066 mm). Hal ini menandakan bahwa struktur lebih elastis dan mengalami deformasi yang lebih responsif. Secara visual, deformasi terbesar terkonsentrasi di ujung atas rangka (area berwarna merah), bukan di tengah batang. Meskipun lebih tinggi, perpindahan ini masih sangat kecil dan berada jauh di bawah batas toleransi desain sehingga struktur tetap aman digunakan dalam aplikasi exoskeleton. Berikut adalah perbandingan hasil kedua material yang digunakan.

Tabel 3. Material properti aluminium 6061 dan AZ31B

Parameter Hasil	Satuan	Al Alloy 6061	Mg Alloy AZ31B	Keterangan Komparatif
Tegangan Maksimum	MPa	4.88	4.76	Tegangan kerja kedua material relatif sama.
Defleksi Maksimum	mm	0.0066	0.0101	Al 6061 jauh lebih kaku dibandingkan AZ31B.
Regangan Maksimum	-	$4.55\text{e-}5$	$6.99\text{e-}5$	AZ31B mengalami regangan jauh lebih besar.
Faktor Keamanan	-	56.6	40.5	Keduanya sangat aman terhadap luluh.

Analisis Elemen Hingga Statis komparatif antara Aluminium Alloy 6061 dan Magnesium Alloy AZ31B pada model desain tulang paha menunjukkan trade-off yang signifikan antara kekuatan dan kekakuan. Berdasarkan tegangan von Mises, Alloy AZ31B terbukti memberikan margin keamanan terhadap kegagalan luluh yang jauh lebih besar 40.5 , dengan tegangan maksimum operasi yang lebih rendah. Namun, keunggulan ini diimbangi oleh kekurangan drastis dalam kekakuan AZ31B menunjukkan Perpindahan Resultan (defleksi) maksimum 0.0101 mm , yang sedikit lebih besar daripada 0.0066 mm , yang dicapai oleh Alloy 6061. Oleh karena itu, pemilihan material harus didasarkan pada kriteria desain yang dominan dimana Alloy 6061 ideal untuk aplikasi yang memerlukan kekakuan tinggi dan defleksi minimal, sementara Alloy AZ31B direkomendasikan jika prioritasnya adalah kekuatan absolut dan margin keamanan luluh yang maksimal. Pemilihan material menjadi krusial karena pemilihan material ringan berperan penting untuk mengurangi beban metabolismik dan meningkatkan kenyamanan pengguna dalam robot wearable [14]. Standar

keamanan juga mempersyaratkan bahwa komponen struktural perangkat tungkai bawah harus tetap berada dalam batas elastis untuk memastikan keselamatan pengguna selama pembebanan operasional [15].

4 Kesimpulan

Berdasarkan perancangan dan analisis Finite Element Analysis (FEA) yang dilakukan dengan pembebanan statis vertikal dan kondisi batas tumpuan jepit (fixed support) pada area engsel, penelitian ini menyimpulkan adanya trade-off yang signifikan antara dua material yang diuji yaitu Aluminium Alloy 6061 dan Magnesium Alloy AZ31B. Properti mekanik material yang digunakan dalam simulasi mengacu pada data literatur, sedangkan nilai tegangan, defleksi, dan regangan diperoleh dari hasil simulasi numerik menggunakan diskretisasi mesh solid element. Nilai tegangan, regangan, dan defleksi yang diperoleh berpengaruh langsung terhadap performa rangka exoskeleton. Aluminium 6061 dengan defleksi sangat kecil (0.0066 mm) menunjukkan bahwa rangka memiliki kekakuan tinggi sehingga stabil dalam menopang gaya tekan vertikal pengguna dan aman digunakan dalam gerakan berulang, terutama karena tegangan yang terjadi (4.88 MPa) sangat jauh di bawah yield strength material (276 MPa). Sebaliknya, Magnesium AZ31B mencatatkan defleksi yang sedikit lebih besar (0.0101 mm), namun nilai ini masih jauh di bawah batas kritis 1 mm. Defleksi ini menunjukkan struktur yang lebih elastis dan mampu menyerap energi, namun sedikit mengurangi kekakuan rangka secara keseluruhan dibandingkan Aluminium. Hal ini memengaruhi karakteristik mekanis exoskeleton, dimana Aluminium lebih cocok sebagai rangka utama yang membutuhkan kestabilan, sementara AZ31B lebih sesuai pada bagian yang memerlukan peredaman getaran atau reduksi massa. Dengan demikian, Aluminium 6061 ideal untuk aplikasi yang memerlukan kekakuan tinggi, sementara AZ31B direkomendasikan saat prioritas utamanya adalah pengurangan berat dan penyerapan energi. Desain ini diharapkan dapat menjadi acuan untuk pengembangan exoskeleton rehabilitasi yang aman dan ringan di masa depan.

Penulis menyampaikan rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada Ibu Martina Puspita Sari, S.T., M.T., selaku dosen pembimbing atas segala bimbingan, arahan, dan motivasi yang telah diberikan selama proses penelitian ini berlangsung. Segala bentuk bantuan dan perhatian yang diberikan telah memberikan dampak besar dalam peningkatan kualitas karya ini. Semoga segala kebaikan dan ilmu yang telah Ibu berikan menjadi amal jariyah dan senantiasa mendapatkan keberkahan dari Allah Subhanahu wa Ta'ala.

Daftar Pustaka

- [1] Glenardi CT Gheia Mangkuliguna. KOMBINASI IPSC-DNSC BERBASIS CPP 3D-PRINTED BIOMIMETIC SCAFFOLDS DAN ANTI-HMGB1 MAB: INOVASI TERAPI REGENERATIF TERBARU BAGI PARA PENDERITA SPINAL CORD INJURY. ESSENTIAL:Essence of Scientific Medical Journal. 2017;17(1):16-24.
- [2] Dollar AM, Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. IEEE Transactions on robotics. 2008;24(1):144-58.
- [3] Sanchez-Villamañan MdC, Gonzalez-Vargas J, Torricelli D, Moreno JC, Pons JL. Compliant lower limb exoskeletons: a comprehensive review on mechanical design principles. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2019;16(1):55.
- [4] Roque ML, Gabasan E, Camacho KS, Bugtai N, Emmanuel Jr F, Munsayac I. Comparative Finite Element Analysis of Exoskeletons Materials for Durability in Rehabilitation. Recoletos Multidisciplinary Research Journal. 2025;1:51-62.
- [5] Rojas A, Ronceros J, Raymundo C, Zapata G, Vinces L, Ronceros G. Numerical Simulation and Design of a Mechanical Structure of an Ankle Exoskeleton for Elderly People. Technologies. 2024;12(7):107.
- [6] Prasetyo AB, Sekarjati KA. Finite element simulation of power weeder machine frame. Indonesian Journal of Computing, Engineering, and Design (IJoCED). 2022;4(2):25-34.

- [7] Jamari J, Saputra E, Anwar IB, Van Der Heide E. Study of an additional layer of cement mantle hip joints for reducing cracks. *Journal of Functional Biomaterials*. 2019;10(3):40.
- [8] Mishra V, Singh R, Das R. Performance prediction of solid desiccant rotary system using artificial neural network. In: IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. vol. 404. IOP Publishing; 2018. p. 012006.
- [9] Tripathy S, Panicker R, Shrey S, Naik R, Pachpore S. Voice controlled upper body exoskeleton: A development for industrial application. *arXiv preprint arXiv:200908033*. 2020.
- [10] Akhmejanov S, Zhetenbayev N, Sultan A, Zhauyt A, Nurgizat Y, Ozhikenov K, et al. Design and Analysis of an Autonomous Active Ankle-Foot Prosthesis with 2-DoF. *Sensors*. 2025;25(16):4881.
- [11] Shrestha D, Sharifi M. An Affordable Hip Exoskeleton for Assistance and Rehabilitation: Design, Analysis, and Fabrication. In: International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference. vol. 88414. American Society of Mechanical Engineers; 2024. p. V007T07A031.
- [12] Papenberg NP, Gneiger S, Uggowitzer PJ, Pogatscher S. Lean wrought magnesium alloys. *Materials*. 2021;14(15):4282.
- [13] Racu C, Doroftei I. Compliant mechanism for ankle rehabilitation device. Part II: optimization and simulation results. In: IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. vol. 444. IOP Publishing; 2018. p. 052015.
- [14] Hussain F. Development of a lightweight and high strength underactuated lower limb robot exoskeleton for gait rehabilitation. University of Canberra; 2024.
- [15] Penzlin B, Bergmann L, Li Y, Ji L, Leonhardt S, Ngo C. Design and first operation of an active lower limb exoskeleton with parallel elastic actuation. In: *Actuators*. vol. 10. MDPI; 2021. p. 75.