

Desain dan Simulasi Elemen Hingga pada Soket Protesis Transtibial Berbasis 3D Printing Selama Siklus Gaya Berjalan

Yazid Surya Wicaksana¹, Deni Fajar Fitriyana^{*2}, Samsudin Anis³, Mochamad Marte Ardianto⁴

^{1,2,3}Departemen Teknik Mesin, Universitas Negeri Semarang, Indonesia

⁴PLN UPDL Makassar, Indonesia

Email: ¹yazidsurya1003@students.unnes.ac.id, ²deniifa89@mail.unnes.ac.id,
³samsudin_anis@mail.unnes.ac.id, ⁴marte@pln.co.id

Abstrak

Soket protesis berperan penting dalam meningkatkan rehabilitas mobilitas pasien pasca amputasi demi mengembalikan pola gaya berjalan mendekati normal. Proses pembuatan soket protesis memerlukan waktu dan biaya tinggi yang berdampak pada terbatasnya produksi. Teknologi 3D *printing* menawarkan solusi untuk meningkatkan efisiensi produksi. Namun, saat ini ketersediaan soket protesis hasil 3D *printing* masih terbatas, dan penelitian mengenai performa mekanisnya terhadap siklus gaya berjalan belum banyak dilakukan. Dengan demikian, tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengevaluasi dan menggambarkan performa material *Polyethylene Terephthalate* (PET), dan *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) pada soket protesis yang produksi melalui 3D *printing*. Penelitian ini menggunakan pendekatan metode elemen hingga dengan kondisi pembebanan yang mensimulasikan siklus gaya berjalan. Hasil penelitian mengidentifikasi fase *heel-strike* sebagai kondisi paling kritis selama siklus gaya berjalan dengan distribusi tegangan terpusat pada bagian *posterior-distal* soket. Material PET unggul dalam ketahanan lebih tinggi dengan faktor keamanan 1,393 dan tegangan *von-Mises* maksimum 37,65 MPa. Sedangkan, ABS memberikan kemampuan menahan deformasi lebih baik, dengan total deformasi 5,296 mm dan efektivitas biaya lebih rendah. Penelitian ini berkontribusi dalam pengembangan soket protesis yang dipersonalisasi secara efisien dan aman melalui pendekatan simulasi struktural berbasis numerik, serta menawarkan rekomendasi pemilihan material yang optimal terhadap performa dan fungsionalitas soket protesis hasil 3D *printing*.

Kata kunci: 3D Printing, Analisis Elemen Hingga, Performa Mekanis, Siklus Gaya Berjalan, Soket Protesis Transtibial.

Design and Finite Element Simulation of a Transtibial Prosthetic Socket Based on 3D Printing Throughout the Gait Cycle

Abstract

Socket prostheses play an important role in improving the mobility rehabilitation of post-amputation patients to restore near-normal gait patterns. The manufacturing process of socket prostheses is time-consuming and costly, resulting in limited production. 3D printing technology offers a solution to improve production efficiency. However, currently the availability of 3D printed socket prosthesis is limited, and research on its mechanical performance throughout the gait cycle has not been conducted. Thus, the aim of this study is to evaluate and describe the performance of *Polyethylene Terephthalate* (PET) and *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) materials in socket prosthesis produced through 3D printing. This research utilizes a finite element method approach with loading conditions that simulate the gait cycle. The results identified the *heel-strike* phase as the most critical condition during the gait cycle, with stress distribution centered on the *posterior-distal* part of the socket. PET material excelled in higher durability with a factor of safety of 1.393 and a maximum *von-Mises* stress of 37.65 MPa. Meanwhile, ABS provided better deformation resistance, with a total deformation of 5.296 mm and lower cost-effectiveness. This research contributes to the development of efficient and safe personalized socket prostheses through a numerical-based structural simulation approach, and offers recommendations for optimal material selection for the performance and functionality of 3D printed socket prostheses.

Keywords: 3D Printing, Finite Element Analysis, Gait Cycle, Mechanical Performance, Transtibial Prosthetic Socket.

1. PENDAHULUAN

Amputasi adalah prosedur medis yang sangat mempengaruhi kualitas hidup pasien. Secara global, diperkirakan 65 juta orang hidup dengan amputasi, dengan 1,5 juta kasus baru setiap tahun [1], [2], [3]. Dengan tingkat amputasi sebesar 83%, amputasi ekstremitas bawah terus menjadi mayoritas prosedur amputasi yang dilakukan, jauh melebihi tingkat amputasi ekstremitas atas yang hanya 17% [4]. Amputasi di bawah lutut (transtibial) menjadi yang paling umum dilakukan di antara berbagai jenis amputasi, seringkali disebabkan oleh komplikasi pasca-amputasi [5]. Program rehabilitasi yang menyediakan dukungan untuk perangkat prostesis sangat penting dalam meningkatkan mobilitas dan kualitas hidup pasien. Selain meningkatkan mobilitas, perangkat prostesis memfasilitasi pasien dalam aktivitas sehari-hari dan kebersihan diri [6]. Penggunaan perangkat prostesis dapat mengurangi tingkat keparahan masalah kesehatan, menghemat biaya pengobatan, dan mengurangi kebutuhan alat bantu, yang semuanya mendukung pemulihan pasien.

Produksi perangkat prostesis di Indonesia saat ini didominasi dengan teknik konvensional berbasis gips, yang memiliki beberapa kelemahan. Kelemahan yang signifikan adalah ketidakmampuan soket prostesis untuk menyesuaikan diri dengan perubahan volume sisa amputasi dari waktu ke waktu, yang menyebabkan ketidaknyamanan bagi pasien [7]. Metode manufaktur konvensional ini juga memakan biaya yang relatif mahal dan waktu produksi yang lama [8]. Keterbatasan produksi lokal dan kualitas yang belum optimal, menyebabkan Indonesia sangat bergantung pada impor soket prostesis. Cina, Singapura, dan Jepang adalah pemasok utama komponen alat kesehatan yang dibutuhkan untuk memenuhi kebutuhan Indonesia [9]. Untuk mengurangi ketergantungan ini, inovasi dan kemajuan teknologi sangat krusial untuk mengembangkan perangkat prostesis yang lebih efisien, hemat biaya, dan tersedia bagi pasien di Indonesia.

Teknologi 3D *printing* menawarkan solusi menjanjikan, dengan pembuatan prototipe yang cepat. Teknologi ini berkembang pesat dalam bidang medis, teknologi ini menjadi instrumen yang efektif untuk menghasilkan produk kompleks secara presisi dan efisien [10]. Dibandingkan metode konvensional, teknik ini lebih efisien dan mempercepat waktu produksi, serta lebih ekonomis [11], [12], [13]. Banyak penelitian menunjukkan bahwa metode *Fused Filament Fabrication* (FFF) paling sering digunakan dalam 3D *printing* karena mudah, cepat, dan tidak membutuhkan biaya yang terlalu besar [14], teknik *Fused Deposition Modelling* (FDM) juga memiliki kemiripan dengan FFF. Teknik pencetakan lain seperti *Selective Laser Sintering* (SLS) dan *Stereolithography* (SLA) juga menawarkan kelebihan tersendiri, seperti akurasi yang tinggi, kekuatan struktur yang lebih baik, dan kualitas permukaan cetak yang halus [15]. Namun, baik SLS maupun SLA membutuhkan biaya operasional yang jauh lebih tinggi. Dengan demikian, untuk produksi soket prostesis yang terjangkau, penggunaan teknologi FDM/FFF tetap relevan asalkan disertai pemilihan material yang tepat dan sesuai dengan kebutuhan struktural.

Material seperti *Polylactic Acid* (PLA) dan *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) masih menjadi pilihan populer dalam aplikasi 3D *printing* [16]. Hal ini dikarenakan PLA dan ABS kemudahan pencetakan, ketersediaan luas, dan harga relatif murah [17]. PLA unggul dalam kemudahan pencetakan dan aspek ramah lingkungan, cocok untuk prototipe. Sementara itu, ABS menawarkan ketahanan panas dan benturan yang lebih baik, sesuai untuk komponen fungsional. Namun, pembuatan soket prostesis memerlukan material dengan kekuatan dan fleksibilitas yang memadai, terutama untuk menahan beban dinamis selama siklus gaya berjalan. Oleh karena itu, dibutuhkan material yang lebih sesuai dengan kinerja struktural yang andal dan tetap menjaga kenyamanan pengguna. Material *Polyethylene Terephthalate* (PET) berpotensi menjadi pilihan karena kestabilan dimensi yang baik dan kemampuannya mendistribusikan tekanan secara efisien [18], [19].

Desain soket prostesis dalam praktik klinis semakin mengarah pada personalisasi, dengan mempertimbangkan anatomi sisa (*stump*), distribusi tekanan yang optimal, serta penggunaan material yang ringan dan kuat. Meskipun teknologi 3D *printing* menawarkan potensi besar untuk produksi soket prostesis, penelitian mengenai efektivitas dan daya tahannya masih terbatas, serta belum diteliti secara menyeluruh [20], [21]. Simulasi secara menyeluruh terhadap beberapa fase dalam siklus gaya berjalan (*heel-strike*, *mid-stance*, dan *toe-off*), masih belum banyak dilakukan. Seperti pada penelitian Jindal dkk. (2025), yang menguji tujuh jenis material dan menawarkan kombinasi material untuk aplikasi soket prostesis, namun hanya melakukan simulasi secara statis atau pada fase *mid-stance* [22]. Plesec dkk. (2023), melakukan pengembangan soket prostesis berbasis 3D *printing* menggunakan material *Polylactic Acid* (PLA) dengan mensimulasikan gaya berjalan pada fase *heel-strike* dan *push-off* [23]. Adapun penelitian oleh van der Stelt dkk. (2022), melakukan simulasi pada fase *heel-strike* dan *toe-off* dengan kebaruan terletak pada variasi ketebalan dinding soket sebesar 4 mm, 5 mm, 6 mm, dan 7 mm [24]. Sebagian besar penelitian ini belum mengevaluasi performa soket prostesis secara menyeluruh selama siklus gaya berjalan.

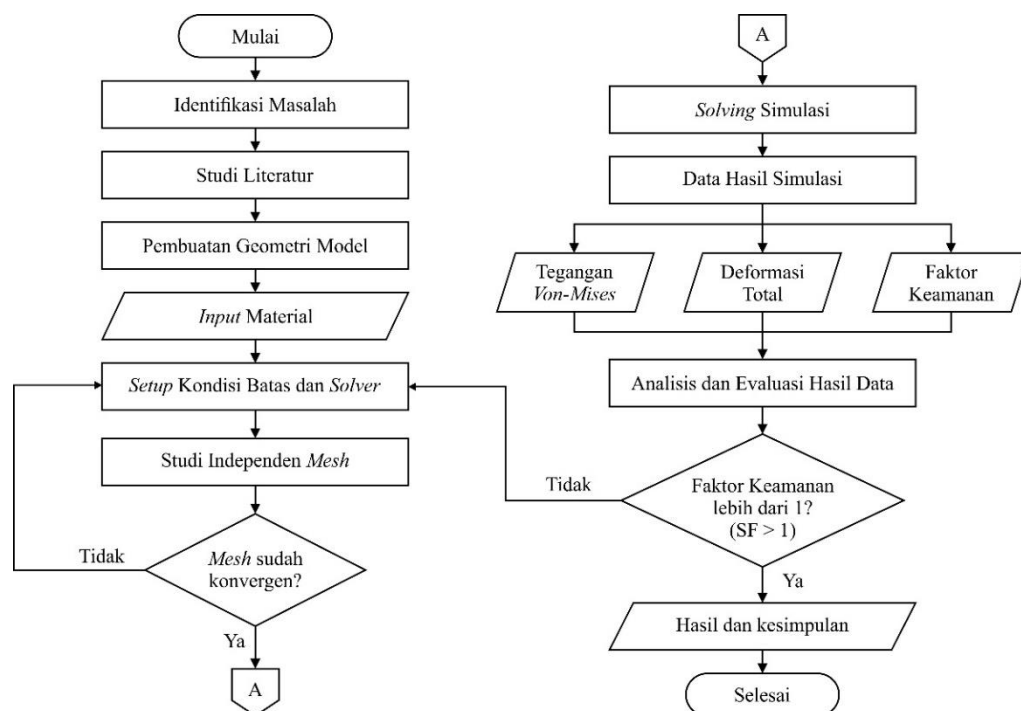
Keterbatasan simulasi yang hanya mencakup sebagian fase siklus gaya berjalan menimbulkan kesenjangan dalam pemahaman menyeluruh terhadap respons mekanis soket prostesis. Hal ini berdampak pada kurangnya gambaran yang merepresentasikan performa soket di bawah kondisi pembebanan yang realistis selama siklus gaya berjalan. Oleh karena itu, diperlukan penelitian yang mengintegrasikan pembebanan pada seluruh fase dalam

siklus gaya berjalan, mulai dari *heel-strike*, *mid-stance*, hingga *toe-off*, untuk menghasilkan evaluasi performa mekanis yang lebih akurat, representatif, dan aplikatif dalam konteks klinis.

Penelitian ini melibatkan desain dan pengujian struktural soket prostesis transtibial, yang menekankan pada performa mekanis soket prostesis yang diproduksi melalui teknologi *3D printing*. Kami melakukan pengujian menggunakan simulasi metode elemen hingga, dengan kondisi pembebanan yang mewakili siklus gaya berjalan. Analisis elemen hingga dilakukan untuk mengevaluasi dan menggambarkan kekuatan material *Polyethylene Terephthalate* (PET), dan *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) sebagai pembanding. Mengingat bahwa soket prostesis transtibial harus disesuaikan dengan kebutuhan anatomi dan fungsional spesifik dari setiap pengguna. Penelitian ini bertujuan mengevaluasi dan menggambarkan performa material dalam menerima beban selama siklus gaya berjalan, serta memberikan rekomendasi material untuk performa terbaik soket prostesis yang diproduksi melalui *3D printing* dalam aplikasi klinis.

2. METODE PENELITIAN

Penelitian ini menggunakan pendekatan kuantitatif berupa eksperimen simulasi numerik berbasis metode elemen hingga, yang terdiri dari beberapa tahapan terstruktur untuk mencapai tujuan penelitian. Alur penelitian yang akan dilaksanakan dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Diagram Alir Penelitian

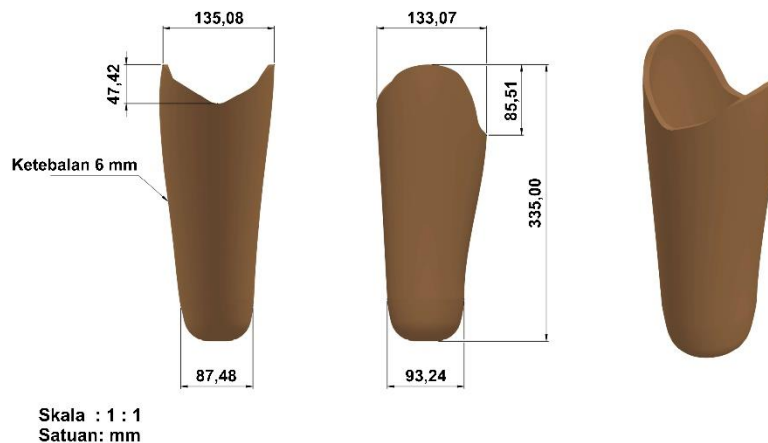
2.1. Persiapan

Pada tahap awal dilakukan identifikasi masalah meliputi analisis kebutuhan pembuatan model soket prostesis transtibial, khususnya bagi pasien remaja berusia 13 tahun bernama Muhammad Iqbal, yang mengalami amputasi bawah lutut akibat kecelakaan lalu lintas. Pengukuran dimensi tunggul pasien dilakukan secara manual oleh ahli ortopedi prostesis, di mana kondisi tunggul pasien dinyatakan matang dan dalam keadaan sehat tanpa adanya komplikasi lain yang dapat menghambat proses pembuatan prostesis. Data ini menjadi dasar utama dalam pembuatan soket yang sesuai dengan kebutuhan anatomi dan biomekanik pasien.

2.2. Pembuatan Geometri Model Soket Prostesis Transtibial

Desain soket prostetik transtibial dimodelkan secara 3D menggunakan *software Solidworks 2019* sesuai dengan dimensi tunggul pasien. Soket dirancang dengan ketebalan dinding sebesar 6 mm, di mana merujuk pada penelitian van der Stelt dkk. (2022), yang menyebutkan bahwa ketebalan ini lebih sesuai untuk pengguna aktif [24]. Ketebalan tersebut dipilih tidak hanya untuk mendukung aktivitas pasien, tetapi juga untuk menjaga kekuatan dan kelayakan struktural soket prostesis yang memenuhi standar penggunaan. Selain itu, desain bagian bawah

soket diubah dari bentuk persegi menjadi lingkaran, bertujuan untuk mengurangi konsentrasi tegangan yang dapat muncul pada sudut-sudut soket. Desain soket prosthesis transtibial yang dimodelkan sesuai dimensi tunggul pasien ditampilkan pada Gambar 2.



Gambar 2. Desain geometri model soket prosthesis transtibial

2.3. Model Simulasi Elemen Hingga

Kami kemudian menggunakan *software ANSYS Workbench 2024 R2* untuk menganalisis desain soket prosthesis transtibial yang dimodelkan melalui *meshing* dan simulasi struktural. Pengujian ini dilakukan untuk mempelajari beban yang diterima oleh soket prosthesis transtibial dan menganalisis distribusi tegangan yang terjadi selama siklus gaya berjalan. Model elemen hingga yang digunakan mencakup representasi desain soket prosthesis transtibial dan beban yang diterapkan selama pengujian. Proses pengujian bertujuan untuk mengevaluasi beberapa parameter, seperti tegangan *von-Mises*, deformasi total, dan faktor keamanan. Analisis ini dilakukan untuk memastikan bahwa desain soket memiliki kemampuan untuk menahan beban, memberikan performa yang optimal, dan tetap aman digunakan oleh pasien. Dengan pendekatan ini, hasil simulasi diharapkan dapat memberikan wawasan yang mendalam mengenai kekuatan dan stabilitas desain, serta rekomendasi material yang optimal untuk performa terbaik soket prosthesis transtibial sebelum memasuki tahap produksi.

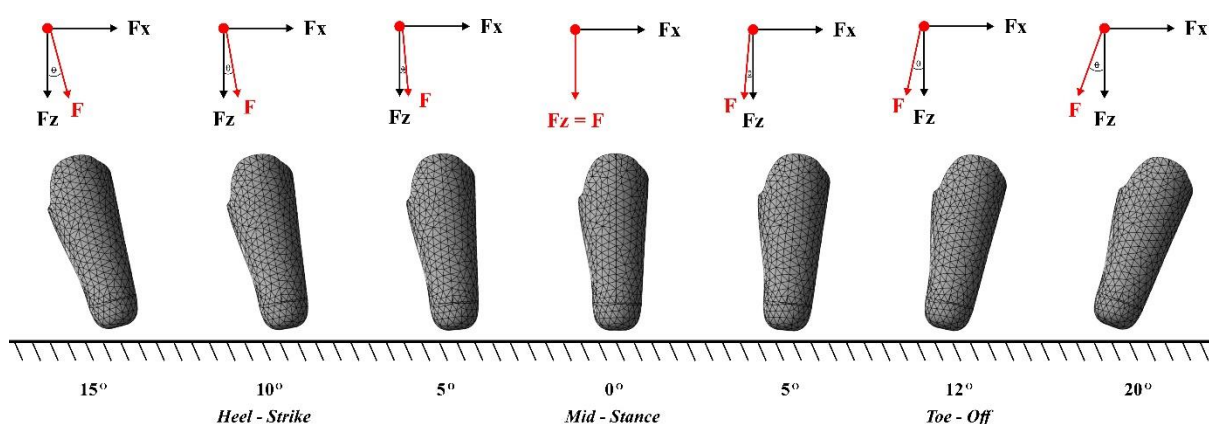
Model akan dimasukkan ke dalam tahapan simulasi, dan setelahnya akan ditentukan jenis material yang akan digunakan dengan daftar jenis material yang tersedia atau dapat menentukan secara manual oleh pengguna. Material yang digunakan pada proses simulasi adalah *Polyethylene Terephthalate* (PET), dan *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) yang digunakan sebagai pembandingan. Karakteristik material yang digunakan dalam penelitian ini diperoleh dari *Material Property Data for Engineering Materials* yang diproduksi oleh ANSYS dan tersedia di *Engineering Data* [25]. Karakteristik material perlu diidentifikasi secara detail untuk mendapatkan hasil yang sesuai, berikut sifat material dapat dilihat pada Tabel 1.

Tabel 1. Karakterisasi material PET dan ABS [25]

Material	Densitas (kg/m ³)	Modulus Elastisitas (GPa)	Yield Strength (MPa)	Tensile Strength (MPa)	Rasio Poisson
PET	1.339	2,898	52,44	57,45	0,3887
ABS	1.030	1,628	27,49	36,26	0,4089

Pada tahap *meshing*, elemen *mesh* diatur melalui pendekatan studi independen dengan mencoba berbagai ukuran dan jumlah elemen untuk menentukan konfigurasi optimal. Proses ini dilakukan untuk memastikan distribusi elemen tetap homogen, menghasilkan simulasi yang akurat dan dapat diandalkan. Kualitas *meshing* dievaluasi menggunakan metode *element quality mesh* berdasarkan bentuk dan ukuran relatif terhadap bentuk ideal dengan memperhitungkan panjang sisi, sudut, dan aspek rasio. Pemilihan konfigurasi *mesh* akhir dilakukan setelah mencapai kualitas *mesh* yang stabil (*mesh convergence*), ditandai dengan tidak adanya perubahan yang signifikan pada hasil simulasi meskipun ukuran elemen divariasikan [26]. Validasi *meshing* dilakukan untuk memastikan simulasi merepresentasikan kondisi sebenarnya dan dapat dipercaya, memungkinkan desain soket prosthesis diuji secara virtual untuk mengidentifikasi dan mengoptimalkan aspek kekuatan, kenyamanan, dan daya tahan sebelum memasuki tahap produksi.

Dalam simulasi, penetapan kondisi batas menjadi aspek krusial untuk merepresentasikan respons soket terhadap tekanan yang berubah selama transisi fase berjalan. Penumpuan diberikan pada ujung distal soket, di mana titik ini dianggap sebagai *fixed support*, yang merupakan area sambungan dengan *pylon* atau komponen prostesis lainnya. Hal ini bertujuan untuk merepresentasikan kondisi ketika beban tubuh disalurkan dari atas ke bawah selama siklus berjalan. Sementara itu, beban diterapkan dari bagian proksimal (bagian atas soket), sesuai dengan arah gaya fisiologis tubuh saat berpijak. Konfigurasi ini memungkinkan analisis distribusi tegangan dan deformasi yang lebih realistis terhadap kondisi penggunaan. Pembebanan yang diterapkan mengacu pada penelitian van der Stelt dkk. (2022), yaitu pada fase *heel-strike* sebesar 3360 N dan pada fase *toe-off* sebesar 3019 N [24]. Nilai ini mencerminkan pembebanan ekstrem yang realistis sesuai kondisi fisiologis saat fase berjalan, sehingga relevan untuk menguji ketahanan material secara menyeluruh. Arah sudut beban nantinya disesuaikan dengan arah gerakan kaki untuk merepresentasikan distribusi gaya selama aktivitas berjalan. Gambar 3 menampilkan ilustrasi skematik pengujian dalam bentuk *free-body diagram*, di mana variasi sudut beban diarahkan sejajar dengan bidang gerakan kaki.



Gambar 3. Representasi *free-body diagram* dari soket prostesis transtibial sesuai dengan distribusi gaya pada fase siklus gaya berjalan

Pendekatan ini didasarkan pada skenario pembebanan realistis, sebagaimana yang diuraikan pada Tabel 2, dengan tujuan untuk menganalisis dan mengevaluasi respons soket terhadap perubahan tekanan selama transisi fase berjalan.

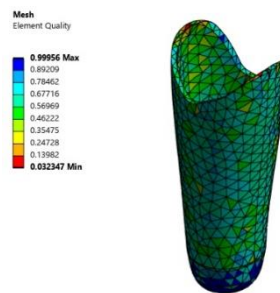
Tabel 2. Variasi sudut arah gaya pembebanan berdasarkan posisi siklus gaya berjalan

Posisi	Sudut (°)	F (N)	F _x (N)	F _z (N)
Heel-strike	15	3360	869,6	3245,5
	10	3360	583,5	3308,9
	5	3360	292,8	3347,2
Mid-stance	0	3360	0	3360
Toe-off	5	3019	263,1	3007,5
	12	3019	627,7	2953
	20	3019	1032,6	2836,9

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1. Kualitas *Meshing* dan Studi Independen *Mesh*

Simulasi elemen hingga dari model soket prostesis transtibial ini menggunakan elemen tetrahedral 3D, yang umumnya digunakan untuk geometri yang kompleks. Jenis elemen ini memungkinkan pembentukan *mesh* yang fleksibel dan secara akurat mengikuti kontur permukaan soket. Evaluasi kualitas *mesh* dilakukan dengan menggunakan metode *Element Quality*, yang memiliki rentang nilai 0 hingga 1 (buruk hingga sangat baik). Tujuannya adalah untuk mengukur seberapa ideal bentuk elemen dibandingkan dengan bentuk optimalnya.

Gambar 4. Visualisasi kualitas elemen *mesh* menggunakan metode *Element Quality*

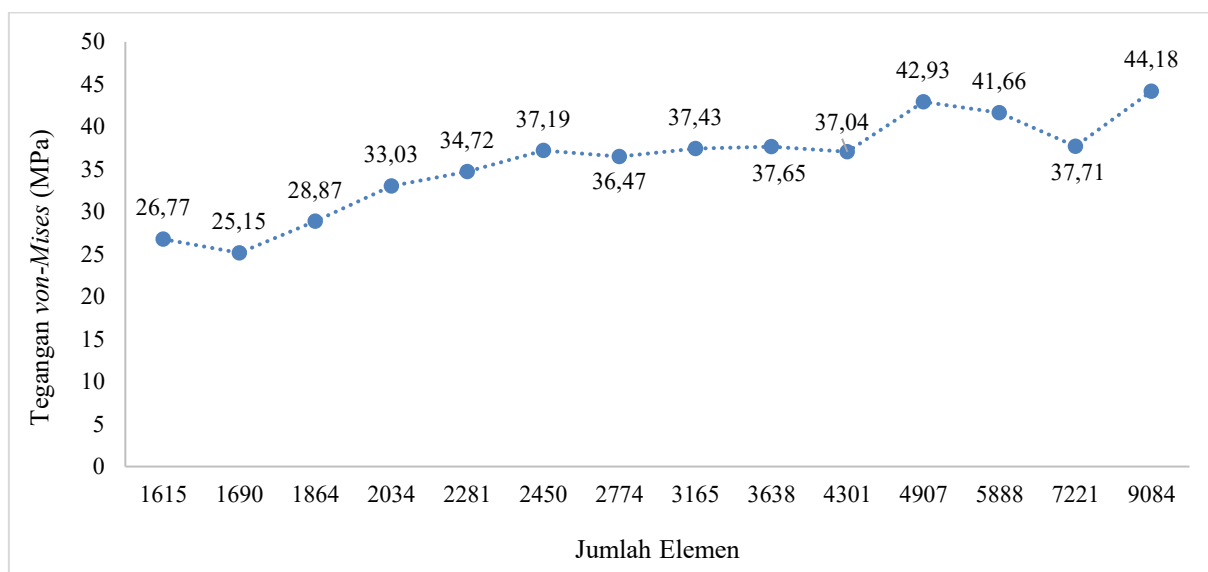
Gambar 4 menunjukkan hasil evaluasi *mesh*, di mana mayoritas elemen berada pada rentang 0,5 hingga 0,99 (warna hijau hingga biru), yang mengindikasikan bahwa kualitas *mesh* baik hingga sangat baik. Nilai maksimum sebesar 0,99956 menunjukkan adanya elemen dengan bentuk yang sangat mendekati ideal, sedangkan nilai minimum sebesar 0,032 masih dapat ditoleransi karena sebaran elemen yang berkualitas rendah sangat kecil dan tersebar. Hal ini menunjukkan bahwa proses diskritisasi dilakukan dengan tingkat ketelitian yang tinggi, dan *mesh* yang dihasilkan cukup memadai untuk menjamin akurasi dan kestabilan numerik dalam simulasi.

Selanjutnya, dilakukan studi independen *mesh* untuk menentukan konfigurasi *meshing* dan ukuran elemen yang optimal, yang bertujuan untuk menyeimbangkan akurasi simulasi dan efisiensi komputasi [27], [28]. Kualitas *mesh* akan diatur melalui variasi ukuran elemen untuk mempengaruhi tingkat presisi hasil simulasi dan kebutuhan daya komputasi. Meskipun ukuran elemen yang lebih kecil cenderung memberikan hasil simulasi yang lebih akurat, namun proses simulasi menjadi semakin berat dan memakan waktu yang lebih lama, sehingga membebani kapasitas daya komputasi. Oleh karena itu, ukuran elemen yang tepat dipilih dengan menemukan keseimbangan terbaik antara akurasi dan efisiensi. Dengan cara ini, simulasi dapat berjalan dengan baik tanpa menggunakan terlalu banyak sumber daya komputer. Jika perbedaan hasil di antara variasi *mesh* kecil, maka konfigurasi *mesh* yang optimal dapat digunakan.

Tabel 3. Hasil studi independensi *mesh* untuk menentukan konfigurasi *mesh* optimal dalam simulasi

Ukuran Elemen (mm)	Jumlah Elemen	Tegangan <i>von – Mises</i> (MPa)
22	1615	26,77
21	1690	25,15
20	1864	28,87
19	2034	33,03
18	2281	34,72
17	2450	37,19
16	2774	36,47
15	3165	37,43
14	3638	37,65
13	4301	37,04
12	4907	42,93
11	5888	41,66
10	7221	37,71
9	9084	44,18

Studi independen *mesh* melibatkan 14 percobaan dengan variasi ukuran elemen, seperti yang disajikan pada Tabel 3, tujuannya untuk mengevaluasi pengaruhnya terhadap akurasi hasil simulasi dan efisiensi komputasi. Validasi hasil dilakukan untuk memastikan bahwa pengaturan *mesh* yang digunakan dapat meminimalkan potensi kesalahan simulasi. Gambar 5 menyajikan grafik hubungan antara jumlah elemen *mesh* dengan tegangan *von-Mises*, dimana grafik ini digunakan untuk mengidentifikasi konfigurasi *mesh* yang optimal berdasarkan keseimbangan antara akurasi hasil simulasi dan efisiensi komputasi. Konfigurasi optimal diperoleh untuk *mesh* dengan 3.638 elemen dan ukuran elemen 14 mm. Konfigurasi ini dipilih karena memberikan keseimbangan yang ideal antara akurasi yang tinggi dan efisiensi komputasi yang terjaga (konvergensi *mesh*). Hal ini memungkinkan evaluasi yang konsisten dan valid terhadap performa mekanis soket prostesis transtibial sebelum tahap implementasi.



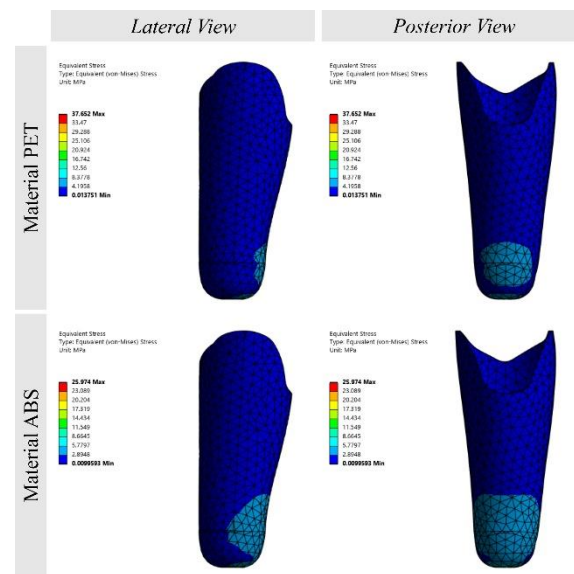
Gambar 5. Grafik studi independen *mesh* dengan hubungan jumlah elemen dan tegangan *von-Mises* untuk menentukan konfigurasi *mesh* yang optimal

3.2. Analisis Performa Mekanis Soket Protesis Transtibial selama Siklus Gaya Berjalan

Siklus gaya berjalan adalah konsep dasar dalam biomekanik yang menggambarkan urutan gerakan yang terjadi selama berjalan, dimulai ketika satu kaki menyentuh tanah dan berakhir ketika kaki yang sama menyentuh tanah lagi. Memahami siklus gaya berjalan sangat penting dalam pengembangan protesis ekstremitas bawah, terutama pada soket. Hal ini dapat memberikan kinerja untuk menganalisis bagaimana komponen protesis memengaruhi pergerakan, distribusi beban, dan keseimbangan secara keseluruhan [27]. Dalam konteks soket protesis transtibial, mereplikasi mekanika alami dari siklus gaya berjalan merupakan tujuan utama dalam desain, penyesuaian, dan pemilihan material. Transfer beban yang tidak tepat, kesalahan penyesuaian, atau ketidaknyamanan soket dapat menyebabkan asimetri gaya berjalan, peningkatan pengeluaran energi, dan komplikasi muskuloskeletal jangka panjang bagi pengguna [28].

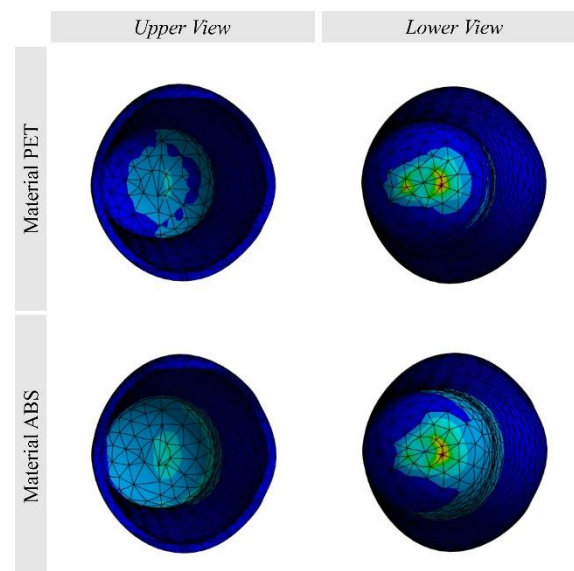
Hasil simulasi elemen hingga mengidentifikasi bahwa fase *heel-strike* dengan sudut kemiringan $\alpha = 15^\circ$ sebagai kondisi yang paling kritis selama siklus gaya berjalan. Pada fase ini, beban awal dari tubuh mulai disalurkan secara tiba-tiba pada soket, yang mengakibatkan lonjakan tegangan yang signifikan. Hal ini menyebabkan konsentrasi tegangan maksimum pada bagian *posterior* dan *distal* dari soket, sehingga meningkatkan risiko kegagalan struktural [29], [30]. Tanpa mempertimbangkan pemilihan material dan geometri yang tepat, risiko deformasi atau bahkan kegagalan struktural dapat meningkat secara signifikan. Oleh karena itu, distribusi tegangan yang merata selama fase *heel-strike* sangat penting dalam desain soket prostetik. Soket yang optimal harus mampu menahan beban dengan tetap menjaga kekuatan dan stabilitas serta memastikan kenyamanan bagi pengguna [31]. Pendekatan ini tidak hanya mendukung pola berjalan yang alami dan efisien, tetapi juga memastikan soket dapat digunakan dengan aman dan tahan lama, sehingga meningkatkan kualitas hidup pasien dalam jangka panjang.

Gambar 6 menunjukkan hasil simulasi elemen hingga, di mana variasi nilai tegangan *von-Mises* yang diterima oleh material PET dan ABS menunjukkan perbedaan yang signifikan secara fungsional. Dalam penggunaannya, material PET menunjukkan nilai tegangan *von-Mises* yang lebih tinggi sebesar 37,65 MPa, dibandingkan dengan material ABS sebesar 25,97 MPa. Perbedaan ini terjadi karena sifat mekanik material, di mana PET memiliki modulus elastisitas yang lebih tinggi sehingga cenderung mentransfer beban secara langsung tanpa banyak deformasi, menghasilkan tegangan internal yang lebih besar. Sebaliknya, ABS mampu meredam gaya kejut sehingga menerima tegangan yang lebih rendah. Perbedaan ini mengindikasikan bahwa material PET lebih rentan mencapai deformasi plastis, terutama akibat beban berulang pada penggunaan soket protesis. Temuan ini menunjukkan betapa pentingnya analisis distribusi tegangan dalam mendesain soket protesis untuk memastikan soket kuat, dapat diandalkan, dan aman bagi pengguna sehingga mereka dapat melakukan tugas sehari-hari dengan baik.



Gambar 6. Hasil simulasi elemen hingga dari tegangan *von-Mises* pada fase *heel-strike*: (a) *Polyethylene Terephthalate* (PET), dan (b) *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS)

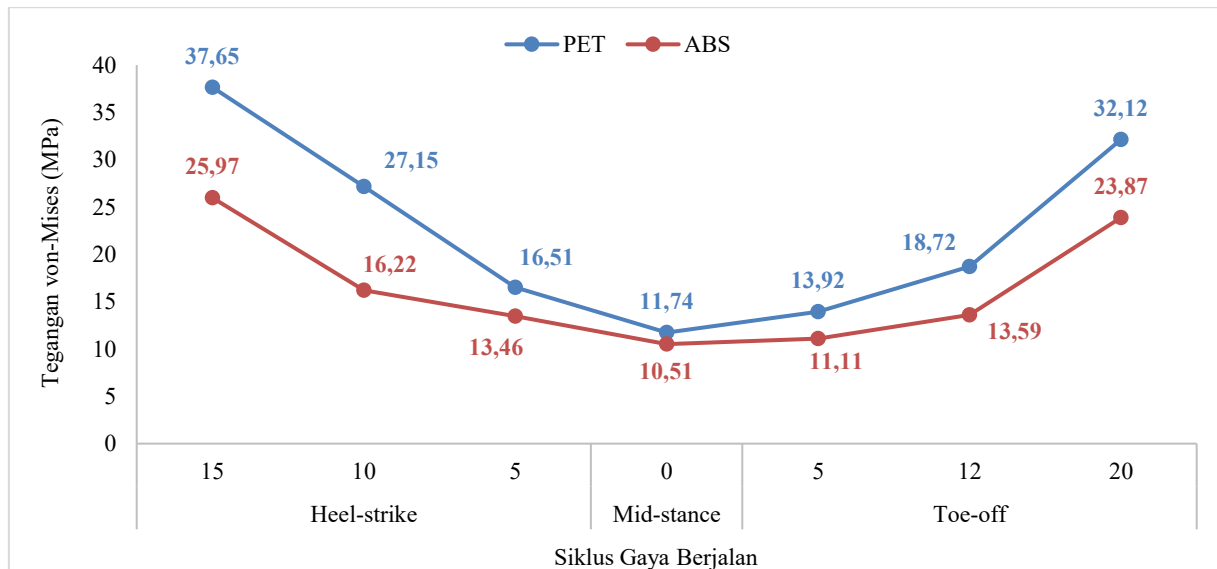
Selanjutnya, pada Gambar 7 menggambarkan distribusi tegangan maksimum selama fase *heel-strike*, di mana distribusi tegangan maksimum terpusat pada bagian *posterior-distal* soket prostesis. Lokasi ini ditandai dengan warna merah hingga oranye, yang menunjukkan nilai tegangan puncak (tegangan *von-Mises* maksimum). Tingginya tegangan di area tersebut disebabkan oleh gaya vertikal yang ditransmisikan langsung dari tubuh ke soket selama fase *heel-strike*, serta pengaruh geometri soket yang menyesuaikan anatomi residuum [32], [33]. Temuan ini mengidentifikasi bagian *posterior-distal* sebagai titik kritis yang memerlukan perhatian khusus dalam desain dan pemilihan material soket prostesis guna mencegah potensi kegagalan struktural akibat akumulasi tegangan yang tinggi.



Gambar 7. Distribusi tegangan maksimum pada soket prostesis transtibial selama fase *heel-strike*: (a) *Polyethylene Terephthalate* (PET), dan (b) *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS)

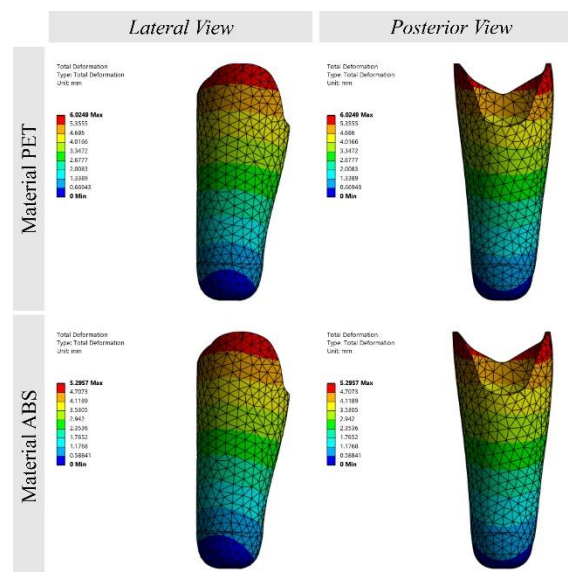
Hasil simulasi elemen hingga dari tegangan *von-Mises* saat ini menunjukkan perbedaan yang signifikan secara mekanis, terutama di bawah pembebanan berulang selama siklus gaya berjalan. Ketika menerima tegangan, material PET memiliki sifat mekanis yang lebih kaku sehingga menghasilkan tegangan yang lebih tinggi, namun tetap stabil karena mampu mendistribusikan beban secara lebih merata. Sementara itu, material ABS dengan sifat elastisnya memberikan karakteristik tegangan yang lebih rendah, sehingga lebih aman terhadap kelelahan material. Pada fase *mid-stance*, tegangan pada kedua material menurun drastis mengindikasikan distribusi beban yang lebih

merata. Namun, pada fase *toe-off* tegangan kembali meningkat, yang memperlihatkan bahwa material PET cenderung mengalami perubahan tegangan yang lebih besar sepanjang siklus gaya berjalan dibandingkan material ABS. Meskipun demikian, material tersebut tetap berada dalam batas keamanan yang dapat diterima, di mana berada dibawah nilai *yield strength* material. Sehingga dapat memberikan margin keamanan yang cukup untuk menghindari risiko kegagalan struktur. Gambar 8 menyajikan pola distribusi tegangan *von-Mises* yang bervariasi sepanjang siklus gaya berjalan, dengan nilai maksimum tercatat pada fase *heel-strike*.



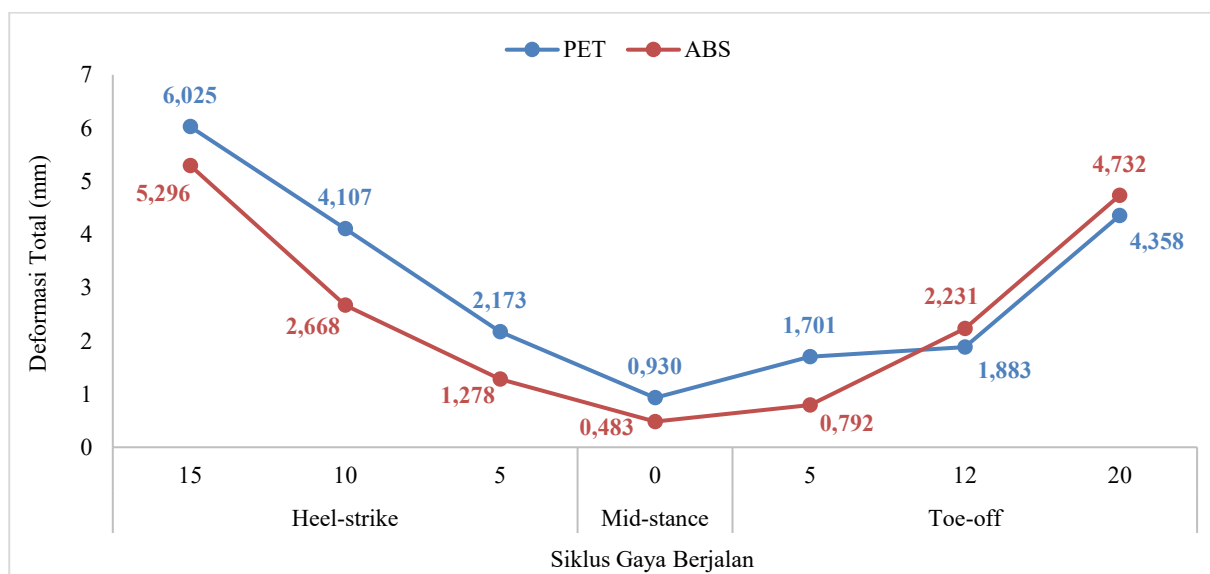
Gambar 8. Grafik tegangan *von-Mises* pada soket prostetik selama siklus gaya berjalan

Perubahan bentuk yang dialami soket prosthesis dianalisis melalui parameter deformasi total, yang menggambarkan pergeseran keseluruhan soket akibat beban kritis. Gambar 9 menggambarkan distribusi perpindahan yang signifikan pada fase *heel-strike*, yang merepresentasikan respons awal soket prosthesis terhadap pembebanan. Hasil analisis menunjukkan deformasi maksimum terjadi pada bagian proksimal (dekat area lutut), sementara deformasi minimum terdapat pada area pemasangan adaptor. Material PET mengalami deformasi total yang lebih tinggi dibandingkan dengan material ABS dengan masing-masing nilai deformasi total sebesar 6,025 mm dan 5,296 mm. Hal ini mengindikasikan bahwa saat terjadi dampak awal dengan permukaan, PET cenderung mengalami perubahan bentuk yang lebih besar. Mengingat modulus elastisitas PET yang lebih tinggi, deformasi yang lebih besar ini kemungkinan disebabkan oleh konsentrasi tegangan yang lebih tinggi pada area kontak awal.



Gambar 9. Hasil simulasi elemen hingga dari deformasi total pada fase *heel-strike*: (a) Polyethylene Terephthalate (PET), dan (b) Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS)

Secara keseluruhan, grafik deformasi total memperkuat temuan dari analisis tegangan *von-Mises*. Material PET cenderung mengalami deformasi yang lebih besar pada fase-fase awal dan akhir selama siklus gaya berjalan, yang mengindikasikan respons yang lebih kaku dan kurang mampu meredam perubahan bentuk secara efektif dibandingkan material ABS. Sedangkan, material ABS menunjukkan deformasi yang lebih kecil secara keseluruhan, terutama pada fase *mid-stance*, yang menunjukkan fleksibilitas dan kemampuan pemulihan bentuk yang lebih baik. Dengan demikian, material ABS mengindikasikan kemampuan yang lebih baik dalam menahan deformasi permanen dan kembali ke bentuk semula setelah beban mereda, meskipun sifat ini mungkin kurang cocok untuk desain yang membutuhkan stabilitas dimensi yang lebih tinggi. Temuan ini menunjukkan bahwa penting bagi perancang soket prostetik untuk memilih material berdasarkan keseimbangan antara fleksibilitas, kekakuan, dan kebutuhan pengguna untuk membuat soket yang aman dan nyaman dalam mendukung aktivitas sehari-hari. Gambar 10 menampilkan perbandingan deformasi total yang terjadi selama siklus gaya berjalan.

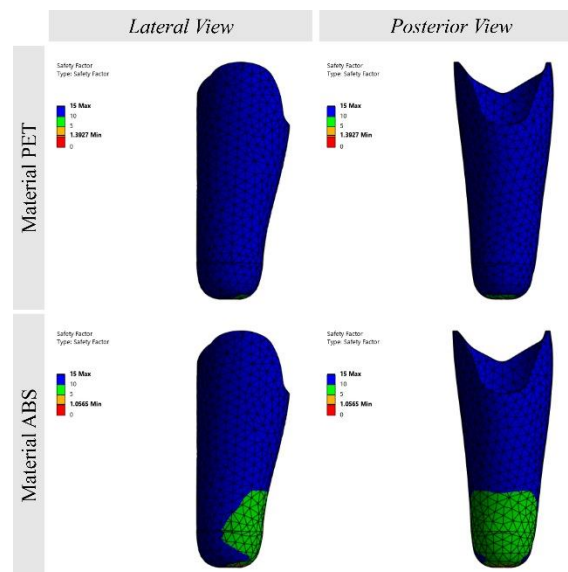


Gambar 10. Grafik deformasi total pada soket prostetik selama siklus gaya berjalan

Selama penggunaannya, soket prostetik mengalami beban tekan dan lentur berulang yang signifikan, terutama selama siklus gaya berjalan. Pembebanan yang berulang ini dapat memengaruhi kekuatan dan stabilitas soket, sehingga berpotensi menurunkan tingkat keamanannya. Untuk memastikan keamanan dan keandalan soket, penting untuk memahami dan meniru kondisi pembebanan ini secara efektif [34], [35]. Pemilihan material memainkan peran penting, karena material yang digunakan akan menentukan kemampuan soket untuk menahan tekanan dan deformasi maksimum. Fase *heel-strike* dipilih sebagai kondisi pengujian karena merupakan kondisi yang paling kritis dalam siklus gaya berjalan. Pada fase ini, beban awal dari tubuh mulai disalurkan secara tiba-tiba ke soket prostetik, menghasilkan lonjakan tegangan yang signifikan, sehingga menjadi tahap yang penting untuk mengevaluasi stabilitas dan kenyamanan soket prostetik.

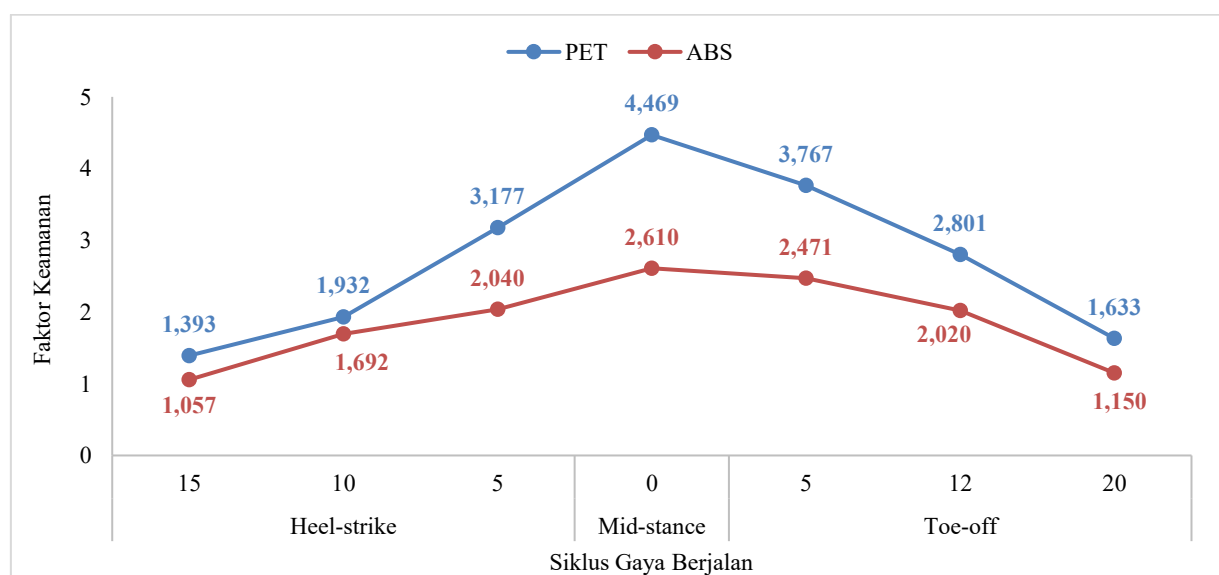
Analisis faktor keamanan menunjukkan bahwa material PET memiliki performa terbaik dengan faktor keamanan sebesar 1,393, sedangkan material ABS memiliki faktor keamanan sebesar 1,047. Meskipun demikian, material tersebut masih memenuhi standar minimum untuk pengujian statis, karena nilai keamanannya lebih besar dari 1 ($SF > 1$), mengindikasikan keandalan dan keamanan selama penggunaan [36], [37]. Namun, untuk keamanan terhadap kelelahan material, standar faktor keamanan mencapai atau melebihi 1,25 [38], [39], [40]. Hasil ini menunjukkan kesesuaian dengan penelitian Jindal dkk. (2025), yang mendapatkan nilai standar faktor keamanan untuk beberapa material di atas 1,5 ($SF > 1,5$) untuk mengevaluasi beban statis [22]. Sedangkan, penelitian Plesec dkk. (2023), diperoleh faktor keamanan lebih dari 2 ($SF > 2$) selama fase *heel-strike* dan *push-off* [23]. Hal ini mengindikasikan bahwa pendekatan desain dan pemilihan material dalam penelitian ini telah sesuai dengan standar faktor keamanan yang didukung oleh penelitian sebelumnya. Perbedaan hasil antar penelitian sangat mungkin terjadi, hal ini dipengaruhi oleh kondisi spesifik pasien dan jenis pembebanan yang diterima. Meskipun demikian, margin keamanan yang dicapai menjamin keandalan dan keamanan penggunaan dalam konteks beban dan kebutuhan pasien. Gambar 11 menunjukkan distribusi faktor keamanan selama fase *heel-strike* dalam siklus gaya berjalan. Warna pada gambar merepresentasikan variasi tingkat keamanan struktural, di mana area dengan nilai rendah menandakan potensi risiko kegagalan lebih tinggi akibat beban impak awal saat tumit menyentuh

permukaan (fase *heel-strike*). Visualisasi ini memberikan gambaran penting tentang seberapa efektif desain struktur dalam menahan beban pada fase kritis.



Gambar 11. Hasil simulasi elemen hingga dari faktor keamanan pada fase *heel-strike*: (a) *Polyethylene Terephthalate* (PET), dan (b) *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS)

Gambar 12 menampilkan perbandingan faktor keamanan yang terjadi untuk material PET dan ABS selama siklus gaya berjalan. Selama siklus berjalan, fase *mid-stance* menunjukkan margin keamanan yang relatif lebih tinggi karena tegangan yang dihasilkan masih rendah. Fase *heel-strike* menjadi kondisi yang paling kritis, di mana material mengalami tekanan dan deformasi maksimum yang menguji kemampuan soket untuk menahan beban puncak. Selanjutnya, pada fase *toe-off* terjadi penurunan faktor keamanan karena konsentrasi tegangan di area *anterior-distal* soket. Hasil analisis menunjukkan bahwa material PET memperoleh faktor keamanan yang lebih tinggi karena modulus elastisitas dan karakteristik kekuatan tariknya yang unggul, sehingga memungkinkannya untuk menahan beban yang lebih besar dengan deformasi yang lebih terbatas. Sebaliknya, meskipun material ABS unggul dalam lebih baik dalam menahan deformasi permanen, margin keamanannya cenderung lebih rendah daripada PET. Temuan ini menekankan pentingnya pemilihan material yang tepat untuk menjaga keseimbangan antara keamanan, fleksibilitas, dan kinerja soket prostetik.



Gambar 12. Grafik faktor keamanan pada soket prostetik selama siklus gaya berjalan

3.3. Diskusi

Temuan dalam penelitian ini menunjukkan bahwa teknologi 3D *printing* memiliki potensi besar untuk diterapkan dalam pengembangan soket prosthesis transtibial, khususnya dalam aplikasi klinis yang efisien, personalisasi, dan ekonomis. Teknologi 3D *printing* memungkinkan penyesuaian desain secara presisi terhadap morfologi tungkai pengguna, dengan pendekatan desain yang personalisasi dan fleksibel, serta pemilihan material yang tepat. Sehingga soket prosthesis berbasis 3D *printing* dinilai layak untuk dikembangkan sebagai solusi bagi remaja aktif. Evaluasi terhadap material PET dan ABS menunjukkan bahwa keduanya mampu memenuhi standar minimum faktor keamanan dan dinilai layak untuk mendukung penggunaan dalam aplikasi klinis. Secara khusus, karakteristik kestabilan terhadap ketahanan benturan yang tinggi dan fleksibilitas pada material PET menjadikannya pilihan yang menjanjikan untuk diaplikasikan pada kelompok pengguna dengan aktivitas fisik tinggi, seperti remaja aktif yang memiliki kebutuhan fungsional yang lebih dinamis. Temuan ini membuka peluang besar untuk mengintegrasikan teknologi 3D *printing* ke dalam praktik rehabilitasi modern, tidak hanya untuk efisiensi produksi, tetapi juga untuk menghadirkan solusi soket prosthesis yang lebih adaptif, nyaman dan tahan lama bagi berbagai kelompok usia dengan kebutuhan yang beragam.

Meskipun pendekatan simulasi berbasis metode elemen hingga memberikan pemahaman mendalam mengenai distribusi tegangan dan faktor keamanan selama siklus gaya berjalan, namun penelitian ini masih memiliki keterbatasan penting. Seluruh analisis dilakukan secara simulasi numerik dan belum adanya dukungan data uji eksperimental secara nyata, sehingga validasi hasil simulasi masih perlu konfirmasi dalam penggunaan sebenarnya. Validasi eksperimental diperlukan untuk memastikan keakuratan prediksi model terhadap kondisi aktual. Untuk pengembangan di masa depan, penelitian akan diarahkan pada integrasi struktur sendi dalam desain soket prosthesis hasil 3D *printing* untuk meningkatkan stabilitas dan kompatibilitas gerakan terhadap sisa tungkai pengguna. Selain itu, implementasi sensor tekanan di dalam soket akan menjadi bagian penting dari desain prosthesis adaptif di masa depan, yang memungkinkan pemantauan distribusi beban secara *real-time* untuk mencegah cedera jaringan lunak dan memberikan umpan balik untuk perbaikan desain yang berkelanjutan. Dengan arah pengembangan ini, diharapkan mampu memberikan solusi soket prosthesis yang lebih presisi, nyaman, dan aman terhadap kebutuhan fungsional individu pasien.

4. KESIMPULAN

Teknologi 3D *printing* menawarkan potensi yang sangat besar untuk pengembangan soket prosthesis, memungkinkan dalam aplikasi klinis yang memerlukan fabrikasi secara personalisasi, efisien, dan hemat biaya. Melalui pendekatan metode elemen hingga di bawah pembebanan selama siklus gaya berjalan, fase *heel-strike* diidentifikasi sebagai fase yang paling kritis karena transmisi beban tubuh yang tiba-tiba, yang menghasilkan konsentrasi tegangan puncak di area *posterior-distal* soket. Di antara material yang dievaluasi, *Polyethylene Terephthalate* (PET) menunjukkan integritas kestabilan optimal antara ketahanan terhadap benturan tinggi dan fleksibilitas serta lengkungan yang rendah yang sangat penting untuk menjaga akurasi dimensi dalam desain yang rumit selama proses pencetakan. Sedangkan, *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) memiliki keseimbangan antara kemampuan menahan deformasi yang baik dan biaya lebih murah, namun memiliki susut cetak yang lebih tinggi saat proses pencetakan. Kedua material tetap memenuhi standar minimum faktor keamanan yang dapat diterima, serta memiliki keandalan untuk mendukung aplikasi klinis. Pada akhirnya, pemilihan material soket prostetik harus selaras dengan kebutuhan anatomi dan fungsional spesifik dari masing-masing pengguna. Pemilihan material yang cermat yang disesuaikan dengan kondisi spesifik pasien dapat secara signifikan meningkatkan kenyamanan, keandalan, dan fungsionalitas jangka panjang soket prostetik transtibial yang diproduksi menggunakan teknologi 3D *printing*. Penelitian ini berkontribusi dalam memperkuat pemahaman terhadap respons mekanis material 3D *printing* di bawah pembebanan selama siklus gaya berjalan, serta mendukung optimalisasi desain soket prosthesis berbasis metode elemen hingga. Penelitian lanjutan perlu mencakup uji eksperimental nyata untuk memvalidasi hasil simulasi secara komprehensif, serta evaluasi performa klinis guna meningkatkan kenyamanan dan keandalan jangka panjang.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] C. Lao, F. Seghers, M. Savage, A. End Fineberg, B. Goedde, and V. Austin, "Product narrative: Prostheses. A market landscape and strategic approach to increasing access to prosthetic devices and related services in low- and middle-income countries," *ATscale under the AT2030 Programme*, 2020.
- [2] D. Z. M. Ramirez, B. Nakandi, R. Ssekitoileko, L. Ackers, E. Mwaka, L. Kenney, C. Holloway, and M. Donovan-Hall, "The lived experience of people with upper limb absence living in Uganda: A qualitative study," *Afr J Disabil*, vol. 11, May 2022, doi: 10.4102/ajod.v11i0.890.

- [3] C. L. McDonald, C. L. Bennett, D. K. Rosner, and K. M. Steele, "Perceptions of ability among adults with upper limb absence: impacts of learning, identity, and community," *Disabil Rehabil*, vol. 42, no. 23, pp. 3306–3315, Nov. 2020, doi: 10.1080/09638288.2019.1592243.
- [4] M. Caruso and S. Harrington, "Prevalence of Limb Loss and Limb Difference in the United States: Implications for Public Policy," *Avalere and Amputation Coalition*, 2024.
- [5] N. S. Tamfu, T. J. Gustave, E. N. Ngeh, N. B. Kwijirba, and P. T. Christopher, "Indications and complications of lower extremity amputations in two tertiary hospitals in the North West Region of Cameroon," *Pan Afr Med J*, vol. 44, p. 196, 2023, doi: 10.11604/pamj.2023.44.196.34969.
- [6] C. P. F. Pasquina, A. J. Carvalho, and T. P. Sheehan, "Ethics in rehabilitation: Access to prosthetics and quality care following amputation," *AMA J Ethics*, vol. 17, no. 6, pp. 535–546, 2015, doi: 10.1001/journalofethics.2015.17.6.stas1-1506.
- [7] J.-H. Seo, H.-J. Lee, D.-W. Seo, D.-K. Lee, O.-W. Kwon, M.-K. Kwak, and K.-H. Lee, "A Prosthetic Socket with Active Volume Compensation for Amputated Lower Limb," *Sensors*, vol. 21, no. 2, p. 407, Jan. 2021, doi: 10.3390/s21020407.
- [8] Y. Wang, Q. Tan, F. Pu, D. Boone, and M. Zhang, "A Review of the Application of Additive Manufacturing in Prosthetic and Orthotic Clinics from a Biomechanical Perspective," *Engineering*, vol. 6, no. 11, pp. 1258–1266, Nov. 2020, doi: 10.1016/j.eng.2020.07.019.
- [9] Direktorat Statistik Distribusi, *Buletin Statistik Perdagangan Luar Negeri Impor Desember 2023*, vol. 41. Jakarta: Badan Pusat Statistik, 2024.
- [10] Q. Hu, X.-Z. Sun, C. D. J. Parmenter, M. W. Fay, E. F. Smith, G. A. Rance, Y. He, F. Zhang, Y. Liu, D. Irvine, C. Tuck, R. Hague, and R. Wildman, "Additive manufacture of complex 3D Au-containing nanocomposites by simultaneous two-photon polymerisation and photoreduction," *Sci Rep*, vol. 7, no. 1, p. 17150, Dec. 2017, doi: 10.1038/s41598-017-17391-1.
- [11] D. H. Ballard, P. Mills, R. Duszak, J. A. Weisman, F. J. Rybicki, and P. K. Woodard, "Medical 3D Printing Cost-Savings in Orthopedic and Maxillofacial Surgery: Cost Analysis of Operating Room Time Saved with 3D Printed Anatomic Models and Surgical Guides," *Acad Radiol*, vol. 27, no. 8, pp. 1103–1113, Aug. 2020, doi: 10.1016/j.acra.2019.08.011.
- [12] S. H. Khajavi, M. Tetik, A. Mohite, A. Peltokorpi, M. Li, Y. Weng, and J. Holmström, "Additive Manufacturing in the Construction Industry: The Comparative Competitiveness of 3D Concrete Printing," *Applied Sciences*, vol. 11, no. 9, p. 3865, Apr. 2021, doi: 10.3390/app11093865.
- [13] T. Tabassum and A. Ahmad Mir, "A review of 3d printing technology-the future of sustainable construction," *Mater Today Proc*, vol. 93, pp. 408–414, 2023, doi: 10.1016/j.matpr.2023.08.013.
- [14] A. Álvarez-Trejo, E. Cuan-Urquizo, D. Bhate, and A. Roman-Flores, "Mechanical metamaterials with topologies based on curved elements: An overview of design, additive manufacturing and mechanical properties," *Mater Des*, vol. 233, p. 112190, Sep. 2023, doi: 10.1016/j.matdes.2023.112190.
- [15] L. Zhou, J. Miller, J. Vezza, M. Mayster, M. Raffay, Q. Justice, Z. A. Tamimi, G. Hansotte, L. D. Sunkara, and J. Bernat, "Additive Manufacturing: A Comprehensive Review," *Sensors*, vol. 24, no. 9, p. 2668, Apr. 2024, doi: 10.3390/s24092668.
- [16] A. J. Arockiam, Karthikeyan Subramanian, R. G. Padmanabhan, Rajeshkumar Selvaraj, Dilip Kumar Bagal, and S. Rajesh, "A review on PLA with different fillers used as a filament in 3D printing," *Mater Today Proc*, vol. 50, pp. 2057–2064, 2022, doi: 10.1016/j.matpr.2021.09.413.
- [17] A. Sola and A. Trinchì, "The need for fused deposition modeling of composite materials," in *Fused Deposition Modeling of Composite Materials*, Elsevier, 2023, pp. 39–89. doi: 10.1016/B978-0-323-98823-0.00004-4.
- [18] T. M. Joseph, S. Azat, Z. Ahmadi, O. M. Jazani, A. Esmacili, E. Kianfar, J. Haponiuk, and S. Thomas, "Polyethylene terephthalate (PET) recycling: A review," *Case Studies in Chemical and Environmental Engineering*, vol. 9, p. 100673, Jun. 2024, doi: 10.1016/j.csee.2024.100673.
- [19] C. Yan, C. Kleiner, A. Tabigue, V. Shah, G. Sacks, D. Shah, and V. DeStefano, "PETG: Applications in Modern Medicine," *Engineered Regeneration*, vol. 5, no. 1, pp. 45–55, Mar. 2024, doi: 10.1016/j.engreg.2023.11.001.
- [20] E. Stenvall, G. Flodberg, H. Pettersson, K. Hellberg, L. Hermansson, M. Wallin, and L. Yang, "Additive Manufacturing of Prostheses Using Forest-Based Composites," *Bioengineering*, vol. 7, no. 3, p. 103, Sep. 2020, doi: 10.3390/bioengineering7030103.

-
- [21] L. Campbell, A. Lau, B. Pousett, E. Janzen, and S. U. Raschke, "HOW INFILL PERCENTAGE AFFECTS THE ULTIMATE STRENGTH OF 3D-PRINTED TRANSTIBIAL SOCKETS DURING INITIAL CONTACT," *Canadian Prosthetics & Orthotics Journal*, Sep. 2018, doi: 10.33137/cpoj.v1i2.30843.
- [22] P. Jindal, P. Prakash, H. Bassal, P. Singh, M. A. M. Din, C. T. Barnett, and P. Breedon, "Two-Material-Based Transtibial Socket Designs for Enhanced Load-Bearing Capacity Using FEA," *Prosthesis*, vol. 7, no. 2, p. 30, Mar. 2025, doi: 10.3390/prosthesis7020030.
- [23] V. Plesec, J. Humar, P. Dobnik-Dubrovski, and G. Harih, "Numerical Analysis of a Transtibial Prosthesis Socket Using 3D-Printed Bio-Based PLA," *Materials*, vol. 16, no. 5, p. 1985, Feb. 2023, doi: 10.3390/ma16051985.
- [24] M. van der Stelt, F. Stenveld, T. Bitter, T. J. J. Maal, and D. Janssen, "Design Evaluation of FFF-Printed Transtibial Prosthetic Sockets Using Follow-Up and Finite Element Analysis," *Prosthesis*, vol. 4, no. 4, pp. 589–599, Oct. 2022, doi: 10.3390/prosthesis4040048.
- [25] M. Ashby, "Material property data for engineering materials," 2021, *Department of Engineering, University of Cambridge, United Kingdom*.
- [26] K. Tlales, K.-E. Otmani, G. Ntoulas, G. Rubio, and E. Ferrer, "Machine learning mesh-adaptation for laminar and turbulent flows: applications to high-order discontinuous Galerkin solvers," *Eng Comput*, vol. 40, no. 5, pp. 2947–2969, Oct. 2024, doi: 10.1007/s00366-024-01950-y.
- [27] R. Di Gregorio and L. Vocenas, "Identification of Gait-Cycle Phases for Prosthesis Control," *Biomimetics*, vol. 6, no. 2, p. 22, Mar. 2021, doi: 10.3390/biomimetics6020022.
- [28] D. X. Cifu and H. L. Lew, *Braddom's Rehabilitation Care: A Clinical Handbook*. Elsevier, 2018.
- [29] F. Gariboldi, D. Pasquarelli, and A. G. Cutti, "Structural testing of lower-limb prosthetic sockets: A systematic review," *Med Eng Phys*, vol. 99, p. 103742, Jan. 2022, doi: 10.1016/j.medengphy.2021.103742.
- [30] V. Plesec and G. Harih, "Development of a Generic Numerical Transtibial Model for Limb–Prosthesis System Evaluation," *Applied Sciences*, vol. 13, no. 4, p. 2339, Feb. 2023, doi: 10.3390/app13042339.
- [31] M. H. M. Norli, A. K. A. Sukimi, M. H. Ramlee, J. Mahmud, and A. H. Abdullah, "Static Structural Analysis on Different Topology Optimization Transtibial Prosthetic Socket Leg," *International Journal of Technology*, vol. 15, no. 2, p. 455, Feb. 2024, doi: 10.14716/ijtech.v15i2.6711.
- [32] K. M. Devin, J. Tang, D. Moser, and L. Jiang, "Assessing Socket Fit Effects on Pressure and Shear at a Transtibial Residuum/Socket Interface," *Appl Bionics Biomech*, vol. 2023, pp. 1–8, Aug. 2023, doi: 10.1155/2023/3257059.
- [33] E. Al-Fakih, N. Abu Osman, and F. Mahmad Adikan, "Techniques for Interface Stress Measurements within Prosthetic Sockets of Transtibial Amputees: A Review of the Past 50 Years of Research," *Sensors*, vol. 16, no. 7, p. 1119, Jul. 2016, doi: 10.3390/s16071119.
- [34] M. P. McGrath, J. Gao, J. Tang, P. Laszczak, L. Jiang, D. Bader, D. Moser, and S. Zahedi, "Development of a residuum/socket interface simulator for lower limb prosthetics," *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 231, no. 3, pp. 235–242, Mar. 2017, doi: 10.1177/0954411917690764.
- [35] M. A. Golovin, N. V. Marusin, M. V. Petrauskas, E. V. Fogt, and A. R. Sufelfa, "3D-printed BK and AK Prosthetic Socket Testing System," in *2020 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus)*, IEEE, Jan. 2020, pp. 124–126. doi: 10.1109/EIConRus49466.2020.9039335.
- [36] A. K. González, J. Rodríguez-Reséndiz, J. E. E. Gonzalez-Durán, J. M. Olivares Ramírez, and A. A. Estévez-Bén, "Development of a Hip Joint Socket by Finite-Element-Based Analysis for Mechanical Assessment," *Bioengineering*, vol. 10, no. 2, p. 268, Feb. 2023, doi: 10.3390/bioengineering10020268.
- [37] R. A. Siddiq, H. B. A. Siddiq, F. Hasan, and R. Roespinoedji, "Safety Factor Analysis on the Stability of the Retaining Wall Structure in Cimahi City, Indonesia," *Journal of Geoscience, Engineering, Environment, and Technology*, vol. 9, no. 3, pp. 372–378, Sep. 2024, doi: 10.25299/jgeet.2024.9.3.16368.
- [38] E. N. Abbas, M. Al-Waily, T. M. Hammza, and M. J. Jweeg, "An Investigation to the Effects of Impact Strength on Laminated Notched Composites used in Prosthetic Sockets Manufacturing," *IOP Conf Ser Mater Sci Eng*, vol. 928, no. 2, p. 022081, Nov. 2020, doi: 10.1088/1757-899X/928/2/022081.
- [39] F. M. Kadhim and M. S. Al-Din Tahir, "Design and Analysis of Three-Point Pressure for Varus Foot Deformity," *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, vol. 45, pp. 1–11, May 2020, doi: 10.4028/www.scientific.net/JBBBE.45.1.

- [40] F. M. Kadhim and M. S. Hayal, "Analysis and Evaluating of Flexible Ankle Foot Orthosis for Drop Foot Deformity," *Defect and Diffusion Forum*, vol. 398, pp. 41–47, Jan. 2020, doi: 10.4028/www.scientific.net/DDF.398.41.