

**STUDI GEOMETRI DAN *FINITE ELEMENT ANALYSIS* PADA  
TELAPAK KAKI ASLI DAN BUATAN**

**TUGAS AKHIR**

**Diajukan sebagai Salah Satu Syarat  
untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Mesin**



**Disusun Oleh :**

**Nama : Gemilang Elsa Prinanda**

**NIM : 16525075**

**JURUSAN TEKNIK MESIN  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
UNIVERSITAS ISLAM INDONESIA  
YOGYAKARTA**

**2023**

## PERNYATAAN KEASLIAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa karya ini hasil kerja saya sendiri dibawah bimbingan dosen pembimbing saya yaitu Dr. Ir. Muhammad' Khafidh, S.T., M.T., IPP dan Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP. Karya ini bukanlah karya yang pernah dipublikasikan sebelumnya, kecuali kutipan yang telah saya cantumkan sumbernya. Apabila dikemudian hari pengakuan ini tidak benar, maka saya siap bersedia untuk menerima sanksi sesuai hukum yang berlaku.

Yogyakarta, 31 Juli 2023

Penulis,



(Gemilang Elsa Prinanda)

# LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

## LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

### STUDI GEOMETRI DAN *FINITE ELEMENT* *ANALYSIS* PADA TELAPAK KAKI ASLI DAN BUATAN

#### TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Gemilang Elsa Prinanda

No. Mahasiswa : 16525075

Yogyakarta, 24 Agustus 2023

Pembimbing I,



Dr. Ir. Muhammad Khafidh,  
S.T.,M.T.,IPP

Pembimbing II,



Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP

# LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

## LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

### STUDI GEOMETRI DAN *FINITE ELEMENT ANALYSIS* PADA TELAPAK KAKI ASLI DAN BUATAN

#### TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Gemilang Elsa Prinanda

No. Mahasiswa : 16525075

Tim Penguji

Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T.,M.T.,IPP

Ketua

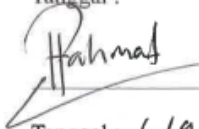
Rahmat Riza, S.T., M.Sc.ME

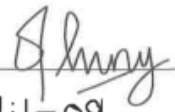
Anggota I

Finny Pratama Putera, S.T., M.Eng.

Anggota II

  
Tanggal :

  
Tanggal : 6/9/2023

  
Tanggal : 1-09-23

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T.,M.T.,IPP

## HALAMAN PERSEMBAHAN

Alhamdulillah segala puji bagi Allah Subhanahu Wa Ta'ala yang telah memberikan kemudahan, kelancaran, dan kesempatan dalam mengerjakan tugas akhir yang berjudul “Studi Geometri dan *Finite Element Analysis* pada Telapak Kaki Asli dan Buatan”. Tidak lupa shalawat serta salam selalu tercurahkan pada junjungan besar Nabi Muhammad Shallallahu ‘Alaihi Wasallam, manusia yang menjadi suri tauladan yang baik dan semoga kita termasuk dalam syafaatnya, aamiin. Tugas akhir yang saya kerjakan masih jauh dari kata sempurna karena kesempurnaan hanya milik Allah Subhanahu Wa Ta'ala. Tugas akhir ini saya persembahkan untuk :

- Ibu saya yang telah memberikan doa dan dukungan untuk menyelesaikan pendidikan di UII.
- Teknik mesin UII yang telah memberikan saya kesempatan untuk menempuh pendidikan kesarjanaan.

## **HALAMAN MOTTO**

“Mikul duwur mendem jero”

## KATA PENGANTAR

Alhamdulillah segala puji bagi Allah Subhanahu Wa Ta'ala yang telah memberikan rahmat dan hidayah-Nya sehingga laporan tugas akhir yang berjudul “Studi Geometri dan *Finite Element Analysis* pada Telapak Kaki Asli dan Buatan” dapat diselesaikan dengan baik. Tidak lupa shalawat sertasalam selalu tercurahkan pada junjungan besar Nabi Muhammad Shallallahu ‘Alaihi Wasallam, semoga kita termasuk dalam syafaatnya, aamiin.

Laporan tugas akhir ini disusun sebagai bentuk pertanggungjawaban setelah melakukan semua kegiatan akademik di Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia dan syarat untuk memperoleh gelar sarjana. Penulis berusaha menyusun laporan tugas akhir ini dalam bentuk sederhana, mudah dipahami, dan menarik agar pembaca tertarik membaca dan dapat dengan mudah memahami laporan tugas akhir ini. Laporan tugas akhir ini disusun berdasarkan catatan-catatan terdahulu yang terkait sebagai landasan teori dan data-data yang diperoleh dari percobaan.

Penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Allah Allah Subhanahu Wa Ta'ala yang telah memberikan kemudahan dan petunjuk dalam menyelesaikan laporan tugas akhir ini.
2. Nabi Muhammad Shallallahu ‘Alaihi Wasallam yang telah memberikan suri tauladan yang baik.
3. Ibu saya yang telah memberikan kasih sayang, doa, dan dukungan untuk menyelesaikan pendidikan di UII.
4. Bapak Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T.,M.T.,IPP dan Bapak Ir. Donny Suryawan, S.T.,M.Eng.,IPP sebagai dosen pembimbing tugas akhir yang telah membagikan ilmunya dalam membantu menyelesaikan tugas akhir ini.
5. Teknik mesin UII yang telah memberikan penulis kesempatan untuk menempuh pendidikan kesarjana.

Begitulah yang penulis harapkan dan lakukan. Penulis masih merasa banyak kekurangan dalam menyusun laporan dan mengharap kepada pembaca dan semua pihak untuk memberikan masukan. Semoga laporan ini bermanfaat bagi pembacanya.

## ABSTRAK

Gangguan fisik, mental, sensorik, emosional, dan bentuk gangguan lainnya semuanya berkontribusi pada kondisi yang dikenal sebagai disabilitas. Orang yang anggota tubuhnya hilang atau tidak dapat bergerak bebas akibat cedera, penyakit, atau bencana alam mungkin memerlukan alat bantu berjalan. Penelitian ini dilakukan dengan memindai telapak kaki asli dan dua telapak kaki buatan menggunakan alat pindai kemudian dianalisis dengan menggunakan perangkat lunak ansys. Memindai telapak kaki asli dan telapak kaki buatan menggunakan *3D scanner system sense* kemudian diproses di perangkat lunak *meshmixer* dengan tujuan memperjelas hasil *mesh* telapak kaki asli dan telapak kaki buatan. Hasil pindai telapak kaki asli dan telapak kaki buatan dibuat gambar 2D dan disimulasikan dengan ansys. Simulasi telapak kaki asli dan buatan dilakukan dengan dua posisi yaitu *stand* dan *heel strike*. Simulasi telapak kaki asli dan buatan menggunakan dua parameter mooney rivlin, yaitu *c1* dan *c2* sebagai *engineering data*. *Engineering data* telapak kaki asli diperoleh dari pengujian manusia saat kulit manusia bersentuhan dengan alas, sedangkan *engineering data* telapak kaki palsu diperoleh dari pengujian uji tarik yang dilakukan pada penelitian sebelumnya. Hasil yang diperoleh adalah perbandingan *pressure* dan *stress* dari setiap telapak kaki dengan dua posisi yang berbeda dan perbandingan hasil geometri telapak kaki. Kesimpulan dari penelitian ini adalah telapak kaki impor dari tiongkok mampu memiliki kemiripan ukuran dengan telapak kaki asli. Analisis *finite element* telapak kaki asli, lokal, dan impor dari tiongkok mampu menahan beban sebesar 375 N pada posisi *stand* dan 1125 N pada posisi *heel strike* pada setiap telapak kaki.

**Kata kunci :** telapak kaki, ansys, *3D scanner system sense*, *pressure*, *stress*



## **ABSTRACT**

*Physical, mental, sensory, emotional and other forms of impairment all contribute to the condition known as disability. People who have lost limbs or are unable to move freely as a result of injury, illness, or natural disasters may need walking aids. This research was conducted by scanning the soles of the original feet and two artificial soles using a scan tool and then analyzed using ansys software. Scanning of natural soles and artificial soles using a 3D scanner system sense is then processed in the Meshmixer software with the aim of clarifying the mesh results of natural soles and artificial soles. Scan results of natural soles and artificial soles were created in 2D images and simulated with ansys. The simulation of real and artificial feet is carried out in two positions, namely stand and heel strike. Simulation of real and artificial soles using two parameters mooney rivlin  $c1$  and  $c2$  as engineering data. The engineering data for real soles was obtained from human testing when human skin came into contact with the base, while the engineering data for prosthetic soles was obtained from tensile testing carried out by previous studies. The results obtained are a comparison of the pressure and stress of each foot with two different positions and a comparison of the geometry of the soles. The conclusion of this study is that imported soles from China are capable of having a size resemblance to the original soles. Finite element analysis of original, local, and imported soles from China is able to withstand a load of 375 N in the stand position and 1125 N in the heel strike position on each sole.*

**Keyword : feet, ansys, 3D scanner system sense, pressure, stress**

## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
PERNYATAAN KEASLIAN.....	ii
LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING.....	iii
LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI.....	iv
HALAMAN PERSEMBAHAN.....	v
HALAMAN MOTTO .....	vi
KATA PENGANTAR .....	vii
ABSTRAK .....	viii
<i>ABSTRACT</i> .....	ix
DAFTAR ISI.....	x
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR GAMBAR .....	xiii
DAFTAR NOTASI .....	xv
BAB 1 PENDAHULUAN .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah .....	2
1.4 Tujuan Penelitian .....	3
1.5 Manfaat Penelitian .....	3
1.6 Sistematika Penulisan .....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 Amputasi .....	5
2.2 Disabilitas .....	6
2.2.1 Penyebab Disabilitas.....	6
2.2.2 Jenis-jenis Disabilitas .....	7
2.3 Protesis .....	8
2.4 Autodesk Inventor.....	14
2.5 Ansys.....	15
2.6 Finite Element analisis .....	16
2.7 Gait Cycle .....	16

2.8	Penelitian Terdahulu .....	20
BAB 3 METODE PENELITIAN.....		22
3.1	Alur Penelitian .....	22
3.1.1	Pengambilan data telapak kaki menggunakan <i>3D scan</i> .....	22
3.1.2	Mengolah data hasil scan telapak kaki .....	23
3.1.3	Membuat geometri hasil scan telapak kaki.....	24
3.1.4	Membuat simulasi telapak kaki menggunakan ansys.....	25
3.1.5	Mengolah data uji tarik menjadi nilai c1 dan c2 mooneyrivlin .....	26
3.2	Peralatan dan Bahan.....	29
3.2.1	Perangkat Keras .....	29
3.2.2	Perangkat Lunak .....	31
3.3	Metode Simulasi <i>Finite Element Analysis</i> ( FEA ).....	32
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....		37
4.1	Hasil dan Analisis pada perangkat lunak CAD.....	37
4.1.1	Analisis geometri hasil pemindaian dalam perangkat lunak CAD ...	37
4.2	Hasil Dan Analisis Finite Element Analysis.....	38
4.2.1	Telapak Kaki Asli .....	38
4.2.2	Telapak Kaki Buatan Lokal .....	40
4.2.3	Telapak Kaki Buatan Tiongkok.....	43
4.3	Pembahasan.....	45
BAB 5 PENUTUP .....		47
5.1	Kesimpulan .....	47
5.2	Saran .....	47
DAFTAR PUSTAKA .....		48
LAMPIRAN.....		51

## DAFTAR TABEL

Tabel 2-1 Jumlah Parameter Berdasarkan Kurva Tegangan Regangan.....	20
Tabel 4-1 Geometri Telapak Kaki.....	38
Tabel 4-2 Hasil Simulasi.....	45

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2-1 <i>Below knee prosthetic</i> .....	8
Gambar 2-2 <i>Single axis foot</i> .....	9
Gambar 2-3 <i>Multi axis foot</i> .....	10
Gambar 2-4 <i>Energy recovery foot</i> .....	10
Gambar 2-5 <i>Eksoskleteal shank</i> .....	11
Gambar 2-6 <i>Socket pattelar tendon bearing</i> .....	12
Gambar 2-7 <i>Socket air cushion</i> .....	13
Gambar 2-8 <i>Cuff suspension</i> .....	13
Gambar 2-9 <i>Waist belt</i> .....	14
Gambar 2-10 <i>Thigh corset</i> .....	14
Gambar 2-11 Siklus gait normal pada anak berusia 8 tahun .....	17
Gambar 3-1 Diagram alir pengambilan telapak kaki. ....	22
Gambar 3-2 Mengolah data hasil scan telapak kaki .....	23
Gambar 3-3 Membuat geometri hasil scan telapak kaki .....	24
Gambar 3-4 Membuat simulasi telapak kaki menggunakan ansys. ....	25
Gambar 3-5 Grafik uji tarik telapak kaki buatan lokal dan buatan tiongok. [] .....	26
Gambar 3-6 Penggunaan perangkat lunak ScanIt. ....	27
Gambar 3-7 Nilai tegangan dan regangan pengujian kuat tarik .....	27
Gambar 3-8 Nilai tegangan dan regangan pada perangkat lunak notepad .....	28
Gambar 3-9 Pengolahan data menggunakan perangkat lunak MatEditor .....	28
Gambar 3-10 Telapak kaki local    Gambar 3-11 Telapak kaki buatan lokal .....	29
Gambar 3-11 Telapak kaki buatan lokal .....	29
Gambar 3-12 Telapak kaki buatan tiongkok .....	30
Gambar 3-13 3D sense scanner .....	30
Gambar 3-14 Laptop .....	31
Gambar 3-15 Autodesk Inventor 2020 .....	31
Gambar 3-16 Ansys .....	32
Gambar 3-17 3D Sense System .....	32
Gambar 3-18 Program ansys 19 .....	33
Gambar 3-19 Data material .....	33

Gambar 3-20 Geometri ansys.....	34
Gambar 3-21 Import model.....	34
Gambar 3-22 <i>Setup</i> ansys.....	35
Gambar 3-23 Pengaturan <i>meshing</i> . ....	35
Gambar 3-24 Solutions. ....	36
Gambar 3-25 Hasil simulasi.....	36
Gambar 4-1 Titik koordinat pada bagian setiap telapak kaki .....	37
Gambar 4-2 Tekanan telapak kaki asli posisi <i>stand</i> .....	39
Gambar 4-3 Tegangan telapak kaki asli posisi <i>stand</i> .....	39
Gambar 4-4 Tekanan telapak kaki asli posisi <i>heel strike</i> .....	40
Gambar 4-5 Tegangan telapak kaki asli posisi <i>heel strike</i> .....	40
Gambar 4-6 Tekanan telapak kaki buatan lokal posisi <i>stand</i> .....	41
Gambar 4-7 Tegangan telapak kaki buatan lokal posisi <i>stand</i> .....	41
Gambar 4-8 Tekanan telapak kaki buatan lokal posisi <i>heel strike</i> .....	42
Gambar 4-9 Tegangan telapak kaki buatan lokal posisi <i>heel strike</i> .....	43
Gambar 4-10 Tekanan telapak kaki buatan tiongkok posisi <i>stand</i> .....	43
Gambar 4-11 Tegangan telapak kaki buatan tiongkok posisi <i>stand</i> .....	44
Gambar 4-12 Tekanan telapak kaki buatan tiongkok posisi <i>heel strike</i> .....	44
Gambar 4-13 Tegangan telapak kaki buatan tiongkok posisi <i>heel strike</i> .....	45

## DAFTAR NOTASI

$Dk$	= konstanta material yang berhubungan dengan respon volumetric
$C_{IJ}$	= konstanta material yang berhubungan dengan respon distorsi
$j$	= material Mooney Rivlin yang tidak dapat dimampatkan
$I_1, I_2$	= panjang benda uji
$W$	= energi regangan

# **BAB 1**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Fisik, mental, sensorik, emosional, dan bentuk gangguan lainnya semuanya berkontribusi pada kondisi yang dikenal sebagai disabilitas. Mereka yang mengalami kesulitan berjalan mungkin kehilangan lengan dan kaki, mobilitas terbatas, atau keterbatasan fisik lainnya akibat cedera, penyakit, bencana alam, atau kondisi bawaan. Susenas ( Survei Sosial Ekonomi Nasional ) melaporkan bahwa 2,45% penduduk Indonesia adalah penyandang disabilitas pada tahun 2012. Penyandang disabilitas dapat mengalami salah satu dari lima jenis kecacatan: penglihatan, pendengaran, mobilitas, ingatan, dan perawatan diri. Menurut Susenas 2012, penyandang disabilitas ganda merupakan 39,97% dari populasi penyandang disabilitas, diikuti oleh tunanetra sebesar 29,63% dan penyandang masalah mobilitas sebesar 10,26%. Menurut statistik, mereka yang kesulitan berjalan merupakan kelompok penyandang disabilitas terbesar ketiga. Dengan demikian, pembuatan kaki prostetik merupakan alat yang sangat membantu dalam menyelesaikan masalah penyandang disabilitas yang tidak dapat berjalan.

Kaki prostetik adalah alat yang dirancang untuk membantu mobilitas mereka yang kehilangan kaki karena amputasi. Meskipun amputasi dilakukan untuk mencegah kerusakan fisik lebih lanjut pada pasien, hal itu tetap memiliki efek psikologis yang signifikan. Banyak orang yang diamputasi kehilangan semangat hidup setelah prosedur amputasi karena mereka merasa gagal dan tidak dapat berpartisipasi dalam hal-hal yang sebelumnya mereka nikmati. Jika pasien memiliki kedudukan sosial yang kuat sebelumnya, mereka akan merasakan kehilangan kepercayaan diri yang lebih besar karena posisi mereka menurun. Kurangnya pilihan untuk ekspresi kosmetik melalui kaki palsu juga dapat berkontribusi pada perasaan harga diri yang meningkat. Kaki buatan terlihat dan berfungsi seperti aslinya. Perkembangan prostetik di Indonesia tertinggal jauh dibandingkan negara lain. Kaki prostetik di pasar Indonesia cenderung mengutamakan kosmetik di atas kepraktisan dan ergonomis jika menyangkut kaki.



Secara berkala, para peneliti berupaya memperbaiki kaki prostetik dengan berfokus pada hal-hal seperti: (a) desain geometris; (b) pemilihan bahan; (c) instalasi mekanis yang dapat menyerap, menyimpan, dan menyebarkan energi; (d) memasang elektronik dan sensor ke dalam kaki prostetik; dan (e) pengemasan (ortotik) agar terlihat keren dan futuristik. Telah banyak penelitian tentang bagaimana bentuk komponen kaki prostetik mempengaruhi keamanan, kenyamanan, kinerja, dan fisiologi lutut atas dan bawah yang diamputasi.

Berdasarkan permasalahan tersebut peneliti tertarik untuk mengetahui geometri yang tepat antara kaki palsu dan kaki asli agar pengguna disabilitas bisa menikmati rasa keamanan dan kenyamanan saat menggunakan kaki palsu tersebut

## **1.2 Rumusan Masalah**

Banyak rumusan masalah lain yang mungkin berasal dari konteks yang telah disajikan.

1. Bagaimana ukuran kaki telapak kaki buatan yang ada di pasaran ?
2. Bagaimana perbandingan tekanan dan tegangan yang terjadi pada telapak kaki asli dan buatan yang ada di pasaran ?

## **1.3 Batasan Masalah**

Untuk menjaga agar ruang lingkup penelitian dapat dikelola, peneliti memberlakukan batasan berikut pada penyelidikan:

1. Penelitian menggunakan software ANSYS
2. Simulasi ada 2 Posisi yaitu *Stand* dan Posisi *Heel Strike*
3. Gaya yang digunakan sebesar 750 N pada setiap telapak kaki
4. Output yang dihasilkan dari simulasi yaitu nilai tekanan maksimum dan tegangan maksimum.
5. Asumsi parameter  $c_1$  dan  $c_2$  pada telapak kaki buatan berdasarkan penelitian data penelitian sebelumnya.

#### **1.4 Tujuan Penelitian**

1. Mengetahui geometri telapak kaki buatan yang ada di pasaran.
2. Mengetahui nilai tekanan dan tegangan maksimum yang dapat diterima oleh telapak kaki asli dan telapak kaki buatan.

#### **1.5 Manfaat Penelitian**

Manfaat yang bisa didapatkan dari penelitian ini adalah membuat acuan mengenai tekanan maksimal dan tegangan maksimal dari karakteristik material kaki palsu agar nyaman dan aman digunakan bagi penyandang disabilitas terutama yang tidak memiliki kaki.

#### **1.6 Sistematika Penulisan**

Metodologi Penulisan Bagian metodologi dari tesis ini dibagi menjadi lima bagian demi kejelasan. Berikut adalah langkah-langkah yang harus diambil untuk menulis proyek akhir:

Bab 1 Pendahuluan, peneliti memberikan konteks untuk masalah yang muncul selama pembuatan proyek tugas akhir ini. Kami melakukannya dengan membicarakan rumusan masalah, tujuannya, batasannya, keunggulan penelitian, dan sistematika pembuatan penelitian ini. Kontrol kursi roda melalui sensor kelenturan pergelangan tangan untuk penyandang disabilitas juga dijelaskan secara singkat di bab ini.

Bab 2 Tinjauan Pustaka, akan menemukan penjelasan tentang teori-teori yang akan membantu dalam menyelesaikan proyek secara keseluruhan, termasuk komponen yang akan digunakan, rancangan perangkat keras, perangkat lunak, prinsip pengoperasian, dan gagasan.

Bab 3 Metodologi Penelitian, akan menemukan prosedur untuk mengerjakan sistem, blog skematik sistem, perangkat keras dan perangkat lunak yang diperlukan, dan solusi untuk tantangan penelitian yang ditemui.

Bab 4 Hasil dan Pembahasan, Dalam bab keempat dan terakhir, temuan dan analisis tes dibahas. dan melewati perubahan yang dilakukan pada alat secara umum. Bab ini juga mengevaluasi alat secara keseluruhan, membahas dan

mengkontraskan temuan yang dikumpulkan, dan menarik kesimpulan tentang kinerja instrumen untuk perbaikan di masa mendatang.

Bab 5 Penutup, Temuan studi dan rekomendasi penulis untuk perbaikan di masa mendatang disajikan pada Bab.

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1 Amputasi**

Amputasi adalah operasi pengangkatan anggota tubuh atau ekstremitas karena cedera atau penyakit [25]. Dalam kasus di mana anggota tubuh yang rusak tidak dapat diselamatkan dengan intervensi medis, atau bila hal itu menimbulkan risiko yang tidak dapat diterima terhadap kehidupan atau kesehatan, amputasi dapat dilakukan dan lainnya [15], menyebabkan masalah seperti infeksi, perdarahan, dan perkembangan tunggul yang tidak teratur. Inilah yang dikatakan [17]. Contoh amputasi termasuk yang berikut:

a. Amputasi terbuka (guillotine amputasi).

Dalam kasus infeksi yang mengancam jiwa, dokter dapat melakukan amputasi terbuka, di mana tulang dan otot dipotong. Luka perang, penyakit serius seperti gangren, dan luka kotor lainnya membutuhkan amputasi terbuka. Teknik aseptik yang ketat dan revisi lebih lanjut diperlukan untuk prosedur ini, yang memerlukan pembuatan sayatan melingkar di kulit dan kemudian memotong otot agak proksimal dari sayatan kulit.

b. Amputasi tertutup (flap amputasi).

Dalam keadaan yang lebih baik, dokter dapat melakukan prosedur yang disebut amputasi tertutup, di mana perancah kulit dibuat untuk menutupi luka yang dibuat dengan memotong sekitar 5 cm di bawah potongan otot dan tulang. Setelah pemotongan yang sebenarnya, langkah-langkah harus diambil untuk menyembuhkan luka operasi dan mencegah infeksi, menjaga otot tetap kuat dan menghindari kontraktur, menjaga kesehatan jaringan, dan menyiapkan pasien untuk prostesis. Dalam amputasi tertutup, flap kulit yang besar dan dibentuk dengan tepat dibuat untuk menutupi bagian putun yang terputus dan sayatan bedah.

[3] mengatakan itu dibagi menurut bagaimana amputasi dilakukan, khususnya:

a. Amputasi selektif/terencana.

Penyakit yang telah terdeteksi, dirawat, dan sekarang dipantau secara teratur membutuhkan amputasi semacam ini. Amputasi adalah perawatan drastis yang digunakan setelah semua opsi lain habis.

b. Amputasi akibat trauma.

Tungkai diamputasi dengan cara yang tidak terjadwal dan traumatis. Tujuan kerja tim kesehatan adalah untuk meningkatkan kesehatan klien secara keseluruhan dan kondisi tempat amputasi.

c. Amputasi darurat.

Prosedur amputasi dilakukan oleh staf medis sebagai hal yang mendesak. Dalam kasus trauma berat, seperti banyak patah tulang dan kerusakan atau kehilangan kulit yang cukup parah, intervensi segera biasanya diperlukan.

## **2.2 Disabilitas**

Istilah *disability* (jamak: difabel) dari bahasa Inggris untuk mengartikan *disability* [6]. Selain itu, individu penyandang disabilitas dapat dilihat sebagai kategori dari mereka yang memiliki tantangan khusus dalam hidup. Ada kemungkinan bahwa faktor pembatas dalam masalah bersifat intelektual, indrawi, intelektual, atau fisik. Undang-Undang Nomor 19 Tahun 2011 tentang Pengesahan Hak Penyandang Disabilitas mengakui kesulitan yang dihadapi penyandang disabilitas sehari-hari sebagai akibat dari hambatan yang ditimbulkan oleh lingkungan. Menurut konversi PBB yang dilakukan pada tahun 2007, istilah “disabilitas” mengacu pada konsep yang menjelaskan interaksi antara orang-orang dengan keterbatasan fisik atau mental/intelektual dan lingkungan, yang menciptakan hambatan kemampuan setiap orang untuk berpartisipasi dalam lingkungan masyarakat yang normal, termasuk orang lain. Dalam penggunaan umum, orang. Sebagai hasil dari pengakuan ini, negara dan masyarakat setempat sama-sama disalahkan atas kesulitan yang sebenarnya dihadapi oleh penyandang disabilitas. Perlakuan yang sama di bawah hukum dan akses terhadap kesempatan adalah hak asasi manusia yang diterima secara universal.

### **2.2.1 Penyebab Disabilitas**

Ada berbagai alasan yang dapat menyebabkan seseorang mengalami impairment, beberapa di antaranya adalah

## 1. Cacat Didapat

Kecelakaan, termasuk yang disebabkan oleh kecerobohan di jalan raya, dapat mengakibatkan gangguan dalam bentuk ini. Jenis kecacatan ini mungkin timbul dari sejumlah sumber yang berbeda, termasuk kecelakaan, luka pertempuran, dan penyakit kronis yang membutuhkan amputasi.

## 2. Cacat Bawaan atau Sejak Lahir

Masalah dengan perkembangan dan pertumbuhan organ selama kehamilan biasanya menjadi penyebab kelainan kelahiran semacam ini. Infeksi virus, nutrisi yang tidak mencukupi, PMS, dan penggunaan obat-obatan semuanya dapat berdampak di sini.

### 2.2.2 Jenis-jenis Disabilitas

UU Penyandang Disabilitas mengklasifikasikan berbagai macam kecacatan yang dialami orang ke dalam empat kategori besar:

#### 1. Disabilitas fisik

Penyandang disabilitas dibatasi dalam bakat mereka karena malfungsi pada tubuh mereka. Cacat lahir adalah jenis malformasi yang paling umum, meskipun cedera, penyakit, dan reaksi negatif terhadap prosedur medis juga dapat menimbulkan masalah. Kelumpuhan, amputasi, dan cerebral palsy adalah contohnya.

#### 2. Disabilitas sensorik

Cacat pada satu atau lebih indera, seperti penglihatan, pendengaran, atau bahasa, dikenal sebagai gangguan sensorik.

#### 3. Disabilitas mental

Mereka yang berjuang secara mental melakukannya karena gangguan psikologis atau saraf. Cacat pikiran seperti mania, kesedihan, dan kecemasan semuanya dianggap sebagai penyakit mental. Orang dengan gangguan mental dapat berjuang dengan hal-hal seperti fokus, penalaran, pengambilan keputusan, dan komunikasi.

#### 4. Disabilitas intelektual

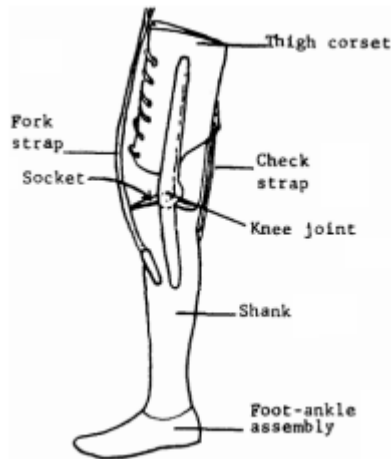
Karakteristik gangguan intelektual meliputi kecerdasan di bawah rata-rata, kesulitan memproses informasi, dan gangguan komunikasi, interaksi

sosial, dan kesadaran lingkungan. Beberapa contoh gangguan intelektual termasuk sindrom *down* dan keterlambatan perkembangan [20].

### 2.3 Protesis

Protesis adalah pengganti buatan untuk komponen tubuh yang hilang atau rusak. Protesis adalah pengganti bagian tubuh manusia yang berfungsi sebagai metode pergerakan; definisi yang ditawarkan di sini tidak ada hubungannya dengan keberadaan pengganti telinga, mata, gigi, atau bagian tubuh lainnya. Ada dua kategori utama gangguan tungkai bawah: yang terjadi di atas lutut (di atas lutut) dan yang terjadi di bawah lutut (di bawah lutut).

Sendi kaki-pergelangan kaki terhubung ke soket perangkat prostetik dengan betis yang mendistribusikan tekanan secara merata di sepanjang kaki. Shank adalah tulang penghubung yang terdiri dari dua jenis: eksoskeletal dan endoskeletal [2]. Kaki, pergelangan kaki, betis, soket, dan sistem suspensi membentuk lima bagian dasar dari protesis di bawah lutut. Protesis di bawah lutut biasanya terdiri dari komponen utama berikut, yang masing-masing dapat dibagi lagi menjadi beberapa jenis sesuai dengan fungsi dan preferensi pengguna.



Gambar 2-1 *Below knee prosthetic* [13].

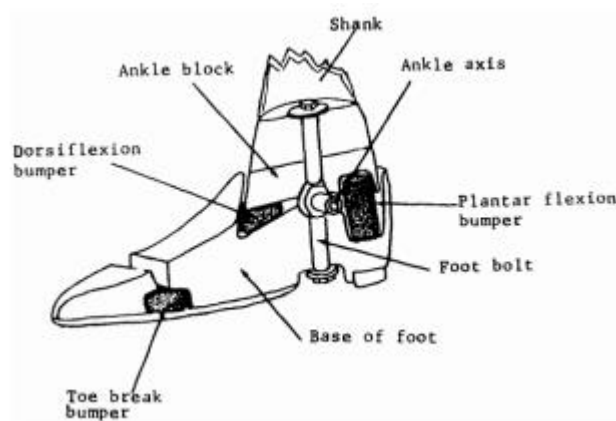
Protesis di bawah lutut ditunjukkan pada Gambar 2-1 Protesis lutut bagian bawah terdiri dari banyak bagian yang berbeda. Bagian protesis yang duduk di bawah lutut dapat dipecah lebih lanjut sebagai berikut:

1. *Foot - Ankle*

Jika dipadukan dengan pergelangan kaki, kaki (atau "kaki dasar" dalam bahasa Indonesia) berfungsi sebagai satu struktur. Kaki dan pergelangan kaki bekerja sama untuk memberikan dukungan dan bantuan dalam gaya berjalan. Menopang berat badan saat berdiri atau berjalan hanyalah salah satu dari beberapa persyaratan fungsi kaki-pergelangan kaki yang sehat. Selain itu, harus menyerupai bentuk kaki, karena ini akan memudahkan gerakan lutut saat berdiri. Kriteria ke-15 kemudian harus mampu meredam guncangan benturan dan kembali ke postur datar dengan kaki cepat.

#### a. Single Axis Foot

Untuk meniru gerakan kaki manusia, jenis ini menggunakan sambungan logam sebagai mekanisme penggeraknya. Namun, itu hanya bisa berjalan satu arah, dan tidak bisa maju dan mundur. Gambar 2-6 mengilustrasikan desain tumit yang menggabungkan baji untuk menyerap gaya tumbukan. Namun, akan ada konsekuensi berupa kaki yang lebih berat dan rentan.

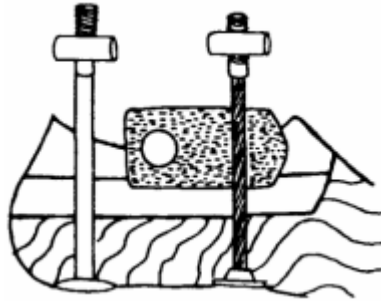


Gambar 2-2 *Single axis foot* [13].

#### b. Multi Axis Foot

Kebebasan gerak kaki multi-sumbu dipastikan dengan cincin karet yang dipasang dengan pas di sekitar sambungan. Ini adalah bentuk khas prostesis endoskeletal. Kaki palsu ini berfungsi seperti kaki yang sehat saat digunakan, namun tidak dapat berdiri sendiri tanpa goyah. Pengguna dapat mengatur preferensi bagaimana kaki mereka bergerak, menyesuaikan pengalaman dengan preferensi mereka sendiri. Kaki multi-sumbu terlihat pada penampang pada Gambar 2-3



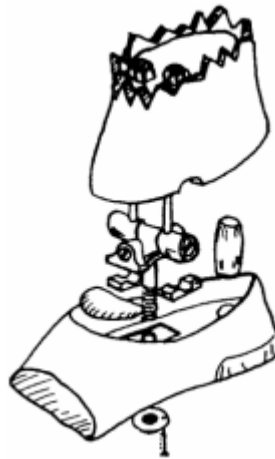


Gambar 2-3 *Multi axis foot* [13].

c. Energy Recovery

Bagian tumit yang elastis membantu menghilangkan benturan saat berjalan, menjadikan gaya kaki ini ideal untuk pejalan kaki dan pelari cepat. Porsi ini juga akan memberi Anda dorongan saat Anda keluar untuk berlari. Akibat penyakit ini, kaki menanggung sebanyak tiga kali berat badan normal. Jenis konstruksi ini sering terlihat pada prostesis eksoskeletal. Kaki yang lebih berat, lebih tahan lama, dan lebih murah terlihat pada Gambar 2-

4



Gambar 2-4 *Energy recovery foot* [13].

## 2. *Shank*

Betis prostesis di bawah lutut adalah tabung logam yang memanjang dari soket ke kaki dan pergelangan kaki. Berat yang diterima di soket dipindahkan ke kaki melalui bagian ini, yang memiliki tujuan penting. Bahan termasuk plastik, aluminium, dan kayu digunakan secara ekstensif dalam produksi shank eksoskeletal karena ringan namun kuat dan tangguh. Terdapat titik berlubang di bagian dalam betis yang membantu mengurangi bobot komponen. Pada saat yang sama, stabilitas prostesis dipastikan melalui penyangga sentral yang terletak di betis endoskeletal. Akibatnya, kaki Anda tidak perlu bekerja terlalu keras untuk menahan beban yang Anda berikan. Meskipun betis endoskeletal lebih unggul daripada eksoskeletal dalam hal kekuatan, harganya lebih mahal.



Gambar 2-5 *Eksoskeletal shank* [5].

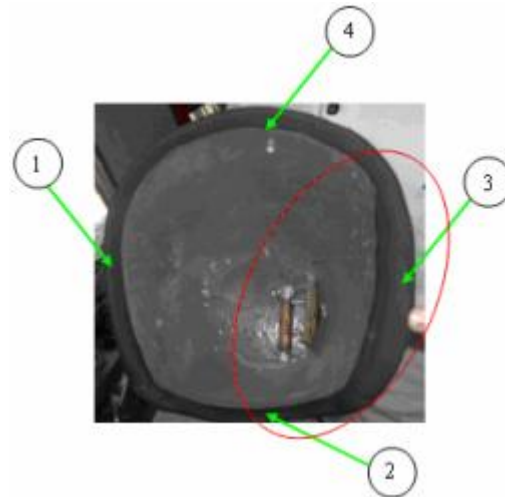
## 3. Socket

Soket inilah yang benar-benar akan bersandar pada kaki pengguna. Apa yang tersisa dari kaki sekarang mungkin bersandar pada tulang paha. Oleh karena itu, soket harus terbuat dari bahan yang kokoh yang dapat menopang berat pemakainya. Bagian-bagian ini harus kokoh, tetapi juga harus nyaman digunakan agar tidak mengiritasi pengguna dan menyebabkan lecet atau luka pada kulit. Agar soket tetap terpasang dan tidak ada celah di antara sambungan, gesekan harus dijaga seminimal mungkin.

Ada dua jenis soket yang berbeda, dibedakan dengan metode produksinya masing-masing.

### a. Socket Patellar Tendon Bearing (PTB)

Bagian atas soket PTB dilapisi dengan fiberglass untuk mencegah korosi. Soket tempurung lutut dirancang dengan bagian depan yang lebih tinggi untuk melindungi saraf di bawah tempurung lutut. Ini lebih tinggi dan lebih terbuka di bagian samping sehingga dapat menahan tekanan dan tetap kokoh selama penggunaan. Gesekan yang seharusnya terjadi di dalam soket diminimalkan oleh lapisan kulit yang melapisi bagian dalamnya.

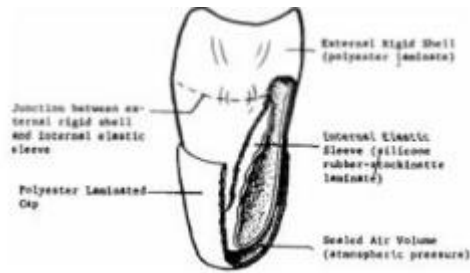


Gambar 2-6 *Socket patellar tendon bearing* [13].

Soket PBT adalah koneksi kulit-ke-soket yang membuat kontak kulit lengkap dan total. Banyak kekuatan tidak dapat diterapkan pada ujung soket ini, namun hal itu dapat membuat orang merasa nyaman. Bagian satu sampai empat soket terlihat pada Gambar 2-6. Ini adalah dinding medial, dinding posterior, dinding lateral, dan dinding anterior, masing-masing.

b. *Socket air cushion*

Bagian dalam yang elastis dari soket semacam ini, sering kali terdiri dari karet silikon, selalu bersentuhan dengan kulit pengguna. Sedangkan permukaan luar soketnya kokoh. Ruang antara komponen elastis dan kaku diisi dengan udara pada tekanan atmosfer dan ditutup dari dunia luar. Menggunakan udara ini akan mengurangi gesekan yang menyebabkan iritasi kulit. Jenis socket ini terlihat pada gambar 2-7



Gambar 2-7 *Socket air cushion* [13].

#### 4. Sistem Suspensi

Peran utama sistem suspensi adalah mengamankan soket pada tempatnya, memastikan pas dan nyaman dengan kaki bagian bawah dan lutut lainnya. Namun prostesis di bawah lutut harus dikencangkan dengan aman dan tidak mudah lepas. Ada sejumlah sistem suspensi yang berbeda, masing-masing dengan tujuannya sendiri.

##### a. *Cuff Suspension*

Anyaman dacron atau kulit digunakan untuk bagian dalam soket semacam ini, dan dikaitkan ke paha. Bagian ini menjaga soket tetap di tempatnya sehingga tidak terjatuh secara tidak sengaja. Ada dua kunci terpisah, satu di setiap sisi pengikat ini. Sistem suspensi cuff terlihat pada Gambar 2-8.



Gambar 2-8 *Cuff suspension* [18].

##### b. *Waist Belt*

Pengikat semacam ini sering terus dibuat dari kulit atau dacron. Bagian yang diikat berada di pinggang, bukan di paha, dan ini membuat semua perbedaan. Ikat pinggang dibuat dari bahan katun. Pengikatan semacam ini digunakan karena kurangnya panjang paha. Gambar 2-9 menggambarkan

salah satu jenis sabuk timur.



Gambar 2-9 *Waist belt* [9].

c. **Thight Corset**

Kategori ini juga menggunakan pengikat, tetapi pengikatnya diikat. Korset yang dikenakan di paha membantu mengamankan kaki prostetik ke kaki pemakainya. Penempatan korset di paha ditunjukkan pada Gambar 2-10.



Gambar 2-10 *Thigh corset* [18].

## 2.4 Autodesk Inventor

Pengguna dapat dengan cepat dan mudah membuat model 3D dengan bantuan banyak alat desain Autodesk Inventor. Merancang dalam 3D menggunakan Autodesk Inventor lebih sederhana dan lebih cepat dibandingkan dengan alat lain yang sering digunakan. Jika dibandingkan dengan program lain yang lebih umum,

Autodesk Inventor menawarkan manfaat tertentu yang berbeda. Sepotong dapat digunakan sebagai bagian dalam perakitan dan diwakili dalam dua dimensi pada desain. Fitur termasuk konstruksi bagian dan proses pembuatannya. Karakteristik mendasar adalah yang pertama untuk dikembangkan. Buat gambar teknik 2D atau 3D dari bagian manufaktur atau rakitan keseluruhan di kantor gambar lokal Anda. Penggunaan perangkat lunak Autodesk Inventor diperkirakan akan mempermudah pembuatan gambar 3D karena keunggulan yang dirancang khusus untuk pembuatan 3D [22].

## 2.5 Ansys

ANSYS WORKBENCH adalah paket perangkat lunak Finite Element Multiphysics yang dapat menjalankan berbagai macam simulasi, termasuk struktur, termal, mekanika fluida, analisis elektromagnetik, dll., atau bahkan analisis gabungan, seperti termal dengan struktur atau lainnya. Saat pertama kali meluncurkan ANSYS, Anda akan melihat dua level utama, level awal dan level prosesor.

Prosesor yang umum digunakan termasuk preprocessor, yang berisi perintah yang diperlukan untuk membangun model (seperti menentukan jenis dan pilihan elemen, menentukan konstanta elemen nyata, menentukan properti material, membuat model geometri, menentukan penyambungan kontrol, dan membuat model jala. ), prosesor solusi, yang berisi perintah yang diperlukan untuk menerapkan kondisi batas dan pemuatan, dan pemecah solusi. Kondisi batas dapat ditemukan untuk berbagai jenis masalah, termasuk yang melibatkan transportasi panas, analisis struktur, dan banyak lagi. Ketika pemroses solusi memiliki akses ke semua data yang diperlukan, proses pemecahan solusi dapat dimulai.

Deformasi, tegangan Ekuivalen von-Mises, dan faktor keamanan semuanya disajikan dalam jawaban untuk penelitian ini. Membaca hasil data dari prosesor, membaca hasil elemen data, membuat bagan hasil, dan menyajikan daftar hasil semuanya dimungkinkan berkat instruksi yang disertakan dalam postprocessor.

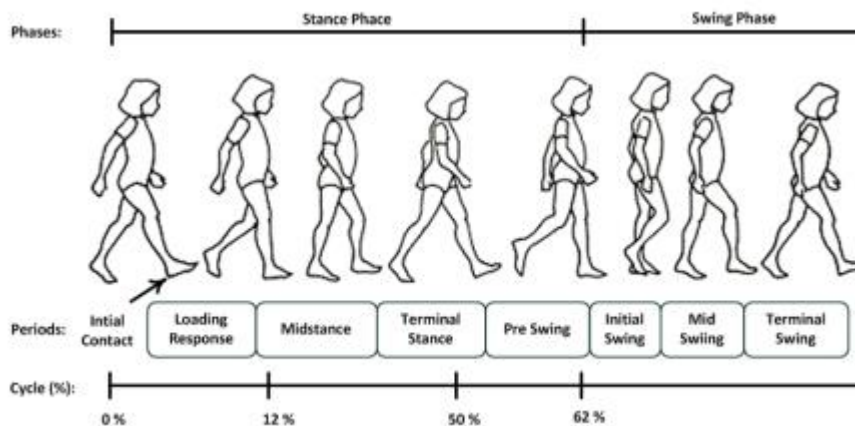
## **2.6 Finite Element analysis**

Persamaan diferensial dan integral dapat diselesaikan dengan menggunakan analisis elemen hingga (FEA), pendekatan numerik. Persamaan diferensial yang kompleks dan banyak dapat direduksi menjadi persamaan diferensial biasa, yang kemudian dapat diintegrasikan secara numerik menggunakan teknik Euler atau Runge-Kutta. Nilai batas (sering di permukaan) dan nilai awal (sebagai coba-coba) dimasukkan ke dalam rumus yang ada (misalnya persamaan diferensial) untuk memecah objek menjadi bagian yang lebih kecil di FEA. ). Jawaban yang tepat (dalam toleransi) dicapai dengan melakukan perhitungan tersebut berulang kali (iterasi). Melakukan perhitungan ini dengan tangan membosankan dan memakan waktu, tetapi dengan bantuan komputer, itu sederhana dan cepat. Karena daya komputasi telah meningkat pesat, sejumlah besar perangkat lunak FEA telah dikembangkan untuk membantu perancangan berbagai bagian dan sistem.

Analisis elemen hingga (FEA) dianggap berorientasi komputer karena tujuannya adalah untuk menyediakan teknik numerik yang dapat diselesaikan oleh komputer. Analisis Elemen Hingga, yang dapat digunakan untuk menghitung dan mensimulasikan model dengan menggunakan komputer, kini mengalami perkembangan yang sangat pesat. Hal ini karena kemajuan perangkat keras komputer juga cukup pesat, sehingga memungkinkan perhitungan metode numerik.

## **2.7 Gait Cycle**

Menurut penelitian sebelumnya [8], berjalan didefinisikan sebagai “posisi tubuh tegak disertai dengan gerakan kaki bilateral di mana setidaknya satu kaki menyentuh tanah [8]. Satu siklus kiprah, atau langkah, membentuk proses berjalan. Sementara itu, penelitian lain mendefinisikan siklus gaya berjalan memiliki dua fase: sikap, di mana kaki melakukan kontak dengan tanah, dan mengayun, di mana kaki tidak melakukan kontak. Gambar 2-11 menggambarkan siklus gaya berjalan.



Gambar 2-11 Siklus gait normal pada anak berusia 8 tahun 9 [8].

Pada gambar 2-11 dapat dijelaskan, untuk setiap tahap ada beberapa fase, seperti pada tahapan stance, ada 5 fase yaitu initial contact, loading response, midstance, terminal stance, pre swing. Sedangkan pada tahapan swing ada 3 fase yaitu initial swing, mid swing, dan terminal swing. Dalam satu gait cycle dibutuhkan waktu 60% untuk melakukan tahap berdiri (stance phase) dan tahap mengayun (swing phase) membutuhkan waktu 40%.

#### 1. *Initial Contact / Heel Strike (HO)*

Bagian pertama dari siklus berjalan, yang dikenal sebagai Intial Contact atau Heel Strike, terjadi saat tumit pertama kali bersentuhan dengan tanah saat pergelangan kaki dalam posisi netral dan lutut dalam garis lurus. Antara 0% dan 5% dari siklus gaya berjalan seseorang dihabiskan pada fase kontak pertama. Pada titik ini, giliran kaki kanan untuk melangkah ke plate. Menurut penelitian oleh [8], pusat gravitasi benda berada pada titik terendah selama fase kontak pertama.

#### 2. *Loading Response (Foot Flat)*

Kaki rata (biasanya kaki kanan) melakukan kontak dengan tanah selama fase kedua, yang dikenal sebagai "*Loading Response*" atau "kaki datar". Semua beban seseorang dipindahkan ke kaki depan, sementara kaki belakang bersiap untuk mengayun. Tahap ini menyumbang antara nol dan sepuluh persen dari keseluruhan siklus berjalan.



### 3. *Midstance*

Pada fase ketiga, yang dikenal dengan *midstance*, kaki kiri menyilang di atas kaki depan kanan dan pusat gravitasi tubuh berada pada titik tertinggi untuk persiapan ayunan berikutnya (kontralateral) [8]. Pada titik ini, Anda harus memindahkan berat badan dari kaki kanan ke kiri. Transisi dari fase dukungan ganda ke fase dukungan tunggal terjadi selama fase tengah. 10-30% dari total waktu bangun seseorang dihabiskan dalam siklus berjalan.

### 4. *Terminal Stance (Heel Off)*

Ini adalah tahap keempat, dan ini juga dikenal sebagai *heel rise or heel off*. Istilah "tumit" mengacu pada posisi kaki kanan relatif terhadap tanah saat kaki kiri ditanam dengan kuat [8]. Tiga puluh hingga lima puluh persen dari seluruh siklus gaya berjalan harus diselesaikan saat ini. Berat badan dibawa ke depan dari kaki yang menginjak pada tahap ini.

### 5. *Pre Swing (Toe Off)*

Fase kuda-kuda diakhiri dengan kaki meninggalkan tanah, menandai awal dari fase pra-ayun. Setengah hingga dua pertiga dari siklus gaya berjalan adalah saat fase pra-ayun dimulai. Dimulai dengan kaki kiri benar-benar menjejak tanah dan kaki kanan bertumpu tepat di ujung jari, pusat gravitasi tubuh akan bergeser dari satu sisi ke sisi lainnya.

### 6. *Initial Swing (Acceleration)*

Fase mengayun pertama (tahap enam) terjadi saat telapak kaki kanan terangkat dari tanah dan mulai mengayun saat kaki kiri dalam posisi tengah. Otot fleksor pinggul diaktifkan pada fase pertama ayunan untuk mendorong kaki subjek ke depan [8]. Kaki kiri menjadi titik fokus baru. Porsi siklus gaya berjalan ini menyumbang 60-70% dari total waktu yang dibutuhkan.

### 7. *Mid Swing*

Fase *mid-swing* mengikuti, dan itu terjadi antara 70% dan 85% ke dalam siklus kiprah. Anda harus mulai dari akhir ayunan pertama dan terus berjalan sampai kaki kiri berada di depan tubuh saat menyentuh tanah. Transisi ke fase pemogokan tumit juga dimulai di sini.

### 8. *Terminal Swing*

Fase kedelapan *Terminal Swing*, yang dikenal sebagai deselerasi,

menandai akhir dari siklus kiprah. Selama waktu ini, kaki kanan berada di depan anggota tubuh lainnya, seperti pada awal siklus gaya berjalan. Memperlambat dan menstabilkan kaki dalam persiapan tumit untuk menyentuh tanah adalah apa yang dicapai otot selama fase deselerasi [8]. Antara 85 dan 100 persen dari seluruh siklus kiprah adalah fase Terminal Swing.

### 2.2.8 Mooney Rivlin

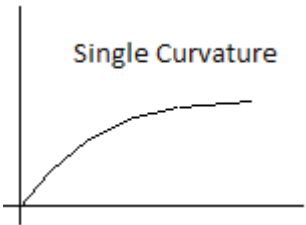
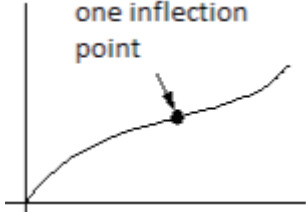
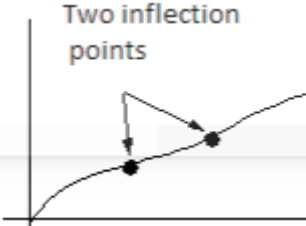
Melvin Mooney dan Ronald Rivlin bersama-sama mengembangkan model hiperelastik yang disebut Mooney Rivlin pada tahun 1940-an. Parameter untuk setiap tingkat regangan akan ditentukan dengan menggunakan pendekatan pemasangan melengkung [11], sehingga model Mooney Rivlin hanya dapat memprediksi perilaku material pada berbagai tingkat regangan. Menurut penelitian [11], model Mooney Rivlin dapat digunakan untuk material dengan elongasi antara 30% dan 200%. Menurut [11] definisi berdasarkan prinsip invarian regangan dari energi regangan  $W$ :

$$W = \sum_{i,j=0}^n C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + \sum_{k=1}^q \frac{1}{Dk} (j - 1)^{2k} \quad (2.1)$$

$Dk$  sebagai konstanta material yang berhubungan dengan respon volumetric. Respon volumetrik yang dimaksud berat benda uji yang dihitung berdasarkan volumenya.  $C_{ij}$  sebagai konstanta material yang berhubungan dengan respon distorsi. Respon distorsi yang dimaksud perubahan bentuk benda uji.  $j$  sebagai material Mooney Rivlin yang tidak dapat dimampatkan, nilai  $j = 1$ .  $I_1$  dan  $I_2$  merupakan panjang benda uji.

Mooney Rivlin mendeskripsikan material dengan beberapa macam jumlah parameter, yaitu 2, 3, 5, 9 parameter.

Tabel 2-1 Jumlah Parameter Berdasarkan Kurva Tegangan Regangan [11]

Kurva Tegangan- Regangan	Jumlah Parameter
 <p>Single Curvature</p>	2 atau 3 parameter
 <p>one inflection point</p>	3 atau 5 parameter
 <p>Two inflection points</p>	5 atau 9 parameter

## 2.8 Penelitian Terdahulu

1. [20] melakukan penelitian dengan judul “*A Finite Element Analysis of a Human Foot Model to Simulate Neutral Standing on Ground*” Tujuan dari penelitian yaitu melakukan analisis elemen hingga dari model kaki manusia untuk mempelajari perilaku dinamis dan pembebanan internal selama berdiri netral di tanah. Metode penelitian menggunakan data computed tomography struktur tulang dan jaringan lunak manusia kaki dalam mengembangkan model kaki elemen hingga 3-D. hasil penelitian didapatkan Beberapa penyederhanaan geometri, sifat material, dan kondisi pembebanan tulang dan jaringan lunak dibuat untuk mengurangi kompleksitas model. Penyederhanaan ini dapat mempengaruhi perkiraan hasil tekanan. Namun, distribusi dan nilai tekanan

planar menunjukkan nilai yang lebih baik dari hasil pengukuran sebelumnya dari literatur.

2. [22] melakukan penelitian dengan judul “*A Finite Element Model of the Human Buttocks for Prediction of Seat Pressure Distributions*” jurnal ini menyajikan model elemen hingga (FE) dari bokong manusia, yang mampu memprediksi distribusi tekanan antara manusia dan permukaan tempat duduk dengan geometrisnya yang detail dan realistis. Hasil penelitian menunjukkan bahwa tekanandistribusi pada antarmuka antara manusia dan kursi sangat tergantung pada variasi daging manusia dan sifat bantal kursi.
3. [9] melakukan penelitian dengan judul “*Analisis Sifat Mekanik Material Karet Pada Telapak Kaki Palsu Lokal dan Impor*”. Tujuan dari penelitian ini yaitu melakukan pengujian tarik karet pada telapak kaki palsu lokal dan impor, pengujian sobek karet pada telapak kaki palsu lokal dan impor, pengujian kekuatan tekan pada telapak kaki palsu lokal dan impor dan perbandingan *density* material karet pada telapak kaki palsu lokal dan impor.

## BAB 3 METODE PENELITIAN

### 3.1 Alur Penelitian

Penelitian ini dilakukan menjadi empat tahapan, yaitu pengambilan data telapak kaki menggunakan scan, mengolah data hasil scan menggunakan perangkat lunak meshmixer, membuat geometri hasil scan telapak kaki dalam bentuk dua dimensi menggunakan perangkat lunak autodesk inventor dan membuat simulasi telapak kaki menggunakan perangkat lunak ansys dan mengolah data uji tarik menjadi  $C_1$  dan  $C_2$ .

#### 3.1.1 Pengambilan data telapak kaki menggunakan 3D scan

Berikut diagram alir pengambilan data telapak kaki menggunakan 3D scan. Diagram alir dapat dilihat pada Gambar 3-1.

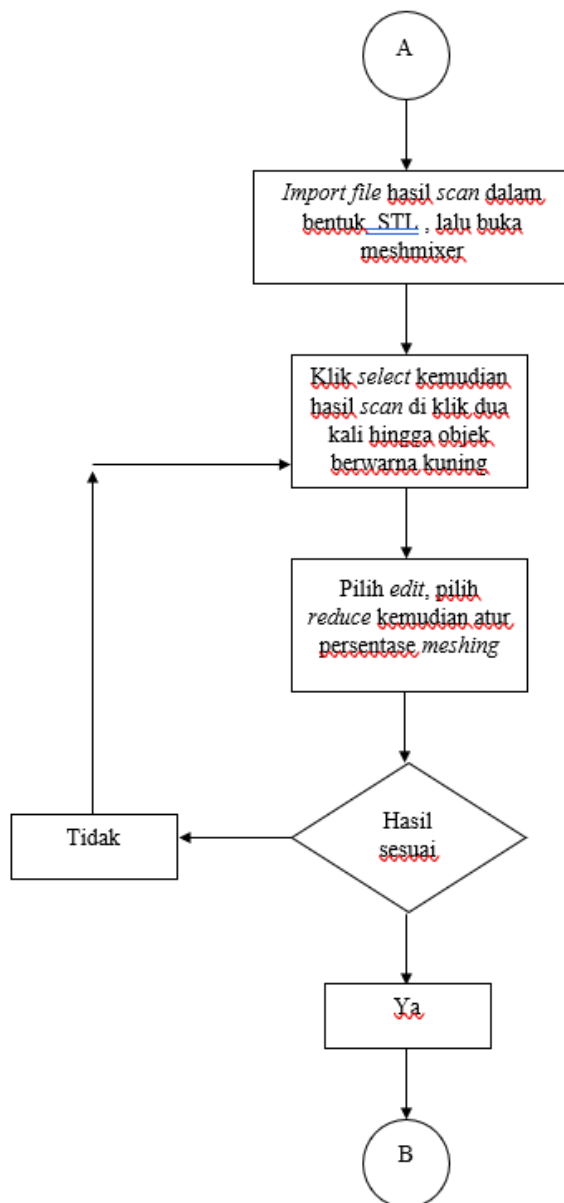


Gambar 3-1 Diagram alir pengambilan telapak kaki.

Pada tahap pengambilan data telapak kaki menggunakan 3d scanner. Scan telapak kaki dilakukan berulang kali agar mendapatkan hasil scan yang diinginkan.

### 3.1.2 Mengolah data hasil scan telapak kaki

Berikut diagram alir mengolah data hasil scan telapak kaki menggunakan perangkat lunak meshmixer. Diagram alir mengolah data hasil scan telapak kaki dapat dilihat pada Gambar 3-2.



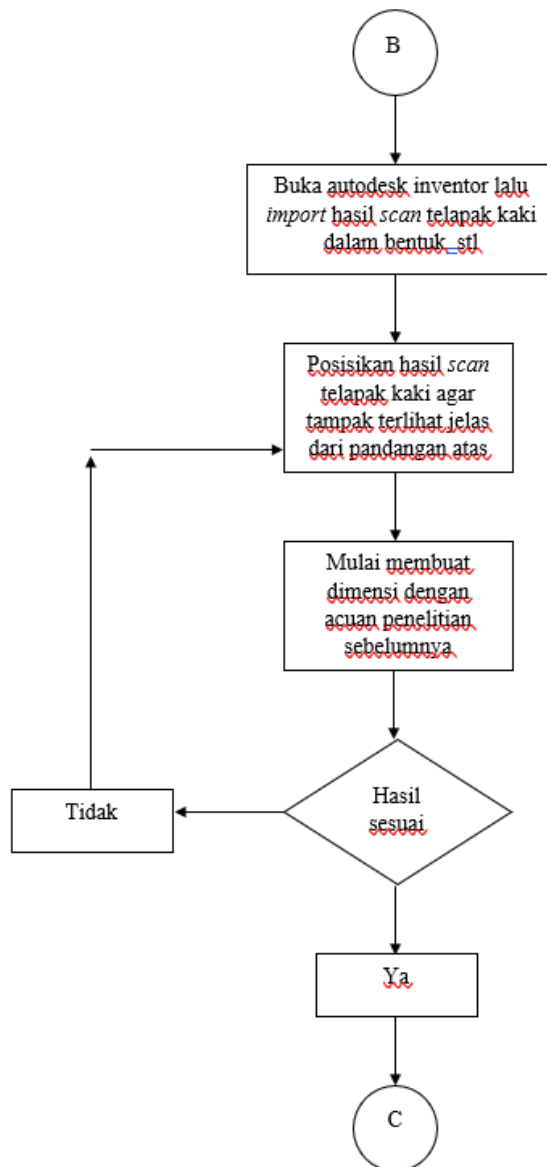
Gambar 3-2 Mengolah data hasil scan telapak kaki.

Pada tahap mengolah data hasil scan telapak kaki diperlukan perangkat

lunak meshmixer dengan tujuan mengatur meshing hasil scan telapak kaki. Langkah ini diperlukan agar memperjelas hasil geometri dua dimensi dan memudahkan proses simulasi.

### 3.1.3 Membuat geometri hasil scan telapak kaki

Berikut diagram alir membuat geometri hasil scan telapak kaki menggunakan autodesk inventor. Diagram alir membuat geometri hasil scan telapak kaki dapat dilihat pada Gambar 3-3.

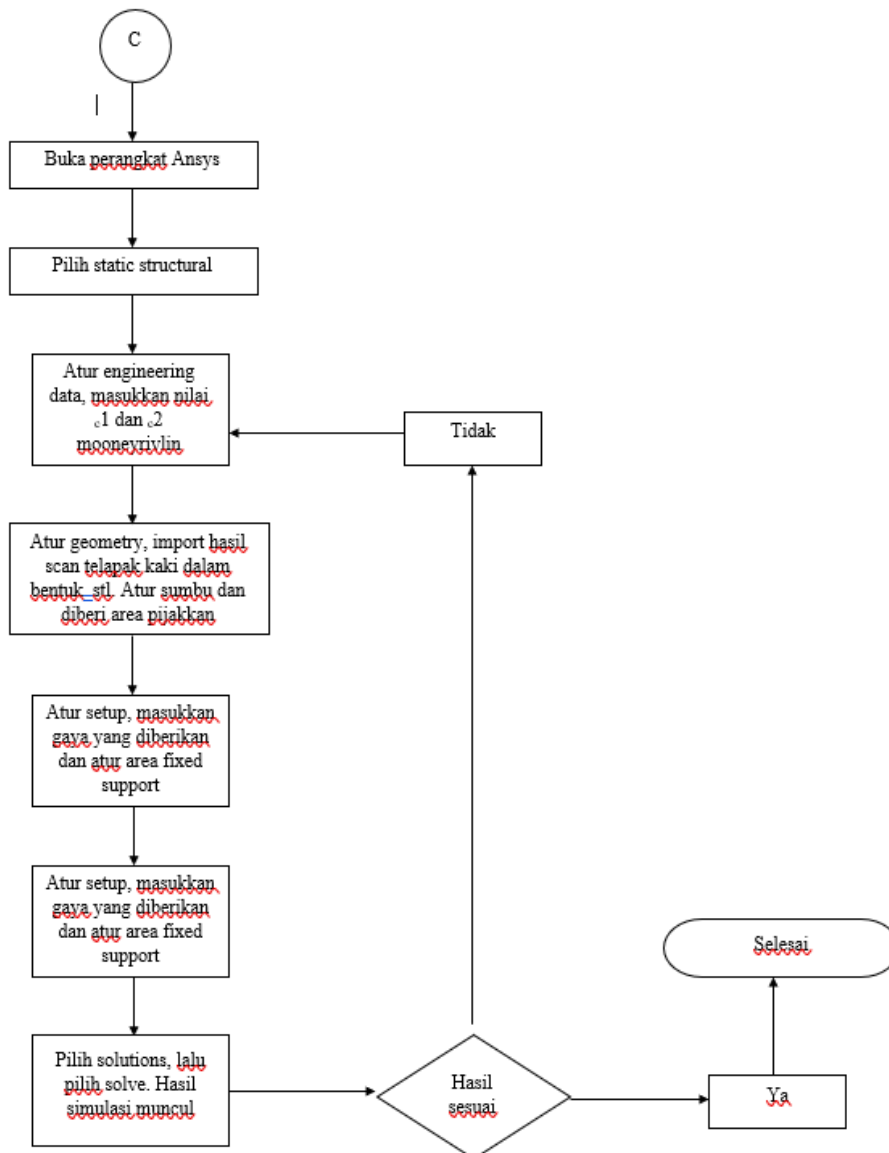


Gambar 3-3 Membuat geometri hasil scan telapak kaki.

Pada tahap membuat geometri hasil scan telapak kaki menggunakan perangkat lunak autodesk inventor. Tahap ini bertujuan untuk membandingkan hasil geometri telapak kaki asli dengan telapak kaki buatan.

### 3.1.4 Membuat simulasi telapak kaki menggunakan ansys

Berikut diagram alir membuat simulasi telapak kaki menggunakan ansys. Diagram alir membuat simulasi telapak kaki menggunakan ansys dapat dilihat pada Gambar 3-4.



Gambar 3-4 Membuat simulasi telapak kaki menggunakan ansys.

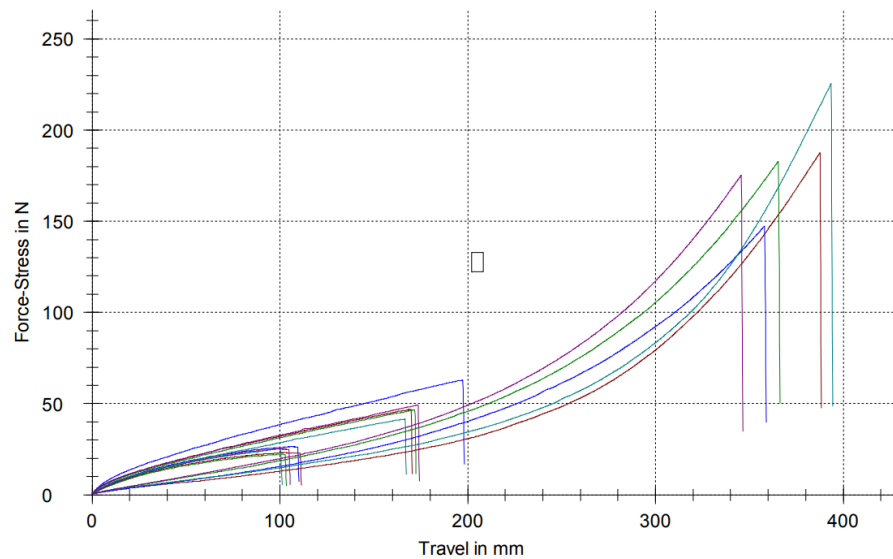


Pada proses simulasi telapak kaki menggunakan ansys dilakukan beberapa tahapan, dimulai dengan pemilihan jenis analisis, mengatur engineering data dengan memasukkan nilai  $c_1$  dan  $c_2$  mooney rivlin, mengatur geometry hasil scan yang akan dianalisis, mengatur gaya yang diberikan ke telapak kaki, mengatur area fix support dan diakhir mendapatkan hasil.

### 3.1.5 Mengolah data uji tarik menjadi nilai $c_1$ dan $c_2$ mooneyrivlin

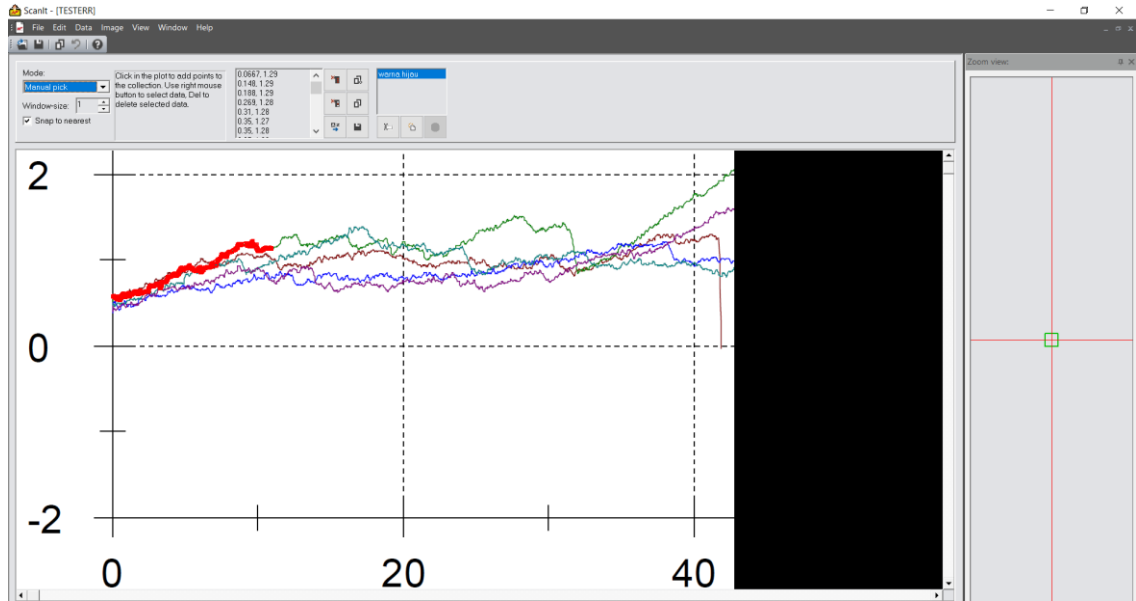
Untuk nilai  $c_1$  dan  $c_2$  mooneyrivlin telapak kaki asli peneliti menggunakan penelitian sebelumnya [23]. [23] menghasilkan nilai  $c_1$  dan  $c_2$  sebesar 1,65 kPa dan 3,35 kPa. Untuk nilai  $c_1$  dan  $c_2$  mooneyrivlin telapak kaki buatan lokal dan tiongkok menggunakan penelitian sebelumnya [9]. Grafik pengujian kuat tarik telapak kaki buatan lokal dan buatan tiongkok dapat dilihat pada Gambar 3-5.

#### Series graph:



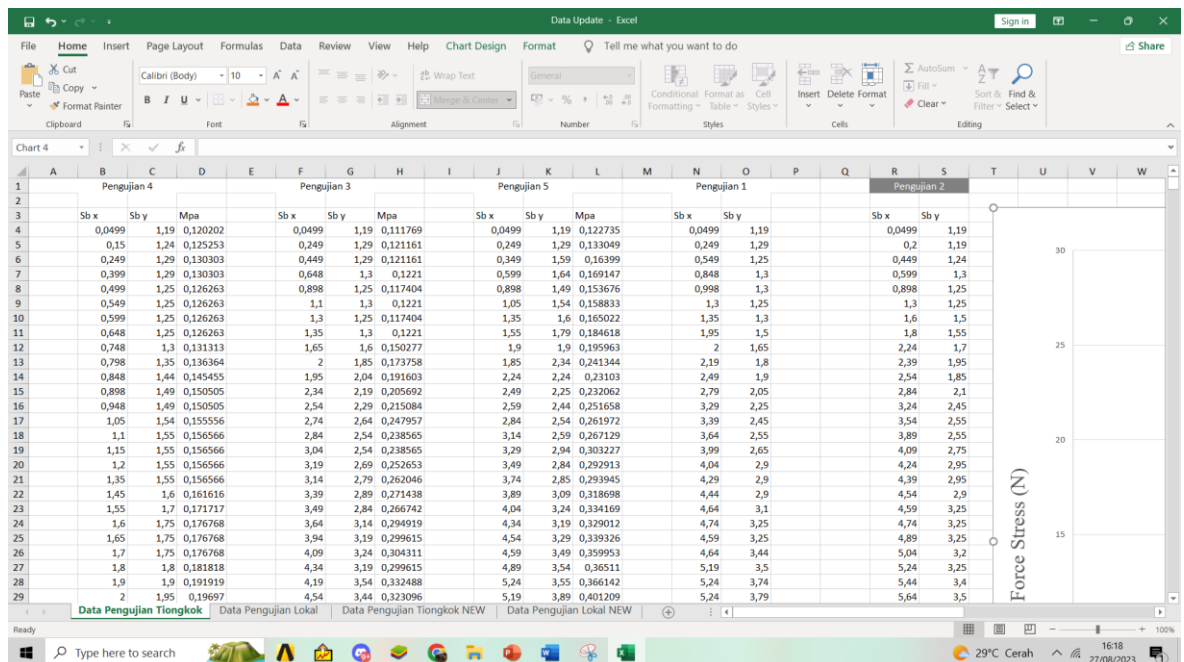
Gambar 3-5 Grafik uji tarik telapak kaki buatan lokal dan buatan tiongkok [9].

Dari grafik pengujian Gambar 3-5 lalu diolah menggunakan perangkat lunak ScanIt. Dengan perangkat lunak ScanIt didapatkan nilai tegangan dan regangan dari awal hingga titik putus pengujian. Penggunaan perangkat lunak ScanIt dapat dilihat pada Gambar 3-6.



Gambar 3-6 Penggunaan perangkat lunak ScanIt.

Dari Gambar 3-6 akan didapati nilai tegangan dan regangan seperti pada Gambar 3-7.



Gambar 3-7 Nilai tegangan dan regangan penguji kuat tarik.

Salah satu penguji kemudian diolah menggunakan perangkat lunak notepad, dapat dilihat pada Gambar 3-8. Dengan tujuan agar bisa diolah di perangkat lunak MatEditor untuk didapatkan nilai  $\epsilon_1$  dan  $\epsilon_2$  mooneyrivlin.

Data 1 lokal - Notepad

0	121555728	97816,59389
0	225696594	103275,1092
0	347600619	108842,7948
0	452786378	103493,4498
0	539806081	98144,1048
0	574690402	103602,6201
0	696594427	103602,6201
0	797600619	98253,27511
0	902089783	136462,8821
0	958334365	131004,3668
1	023993808	131004,3668
1	058823529	136462,8821
1	163312693	136462,8821
1	267801858	147379,9127
1	3374613	158296,9432
1	389705882	169215,9738
1	476780186	180131,0044
1	563854489	180131,0044
1	668343653	174672,4891
1	72832817	174672,4891
1	80762539	201965,0655
1	929566563	196596,5502
2	016640867	207423,5808
2	117647059	208515,2838
2	169891641	213973,7991
2	22625387	208515,2838
2	361455108	241266,3755
2	465944272	241266,3755
2	570433437	241266,3755
2	674922601	246724,8908
2	744582043	246724,8908
2	831656347	246724,8908
2	91873065	246724,8908
2	936145511	290393,0131
3	058049536	290393,0131
3	249613003	279475,9825
3	388931889	284934,4978
3	517801858	279475,9825
3	5874613	279475,9825
3	761609907	284934,4978
3	83126935	279475,9825

Gambar 3-8 Nilai tegangan dan regangan pada perangkat lunak notepad.

Nilai tegangan dan regangan kemudian diolah menggunakan perangkat lunak MatEditor, dapat dilihat pada Gambar 3-9. Salah satu pengujian akan didapatkan nilai  $c_1$  dan  $c_2$  sebesar 294,809 Pa dan 207,536 Pa.

The screenshot shows the MatEditor software interface. The main window displays the 'Material Properties' table for 'Material 1'. The table includes columns for Property, Value, Unit, and Suppress. The 'Material Constant C10' is set to 294.809 Pa, and 'Material Constant CD1' is set to 207.536 Pa. The 'Table of Property: Curve Fitting' window is open, showing a table with columns for Temperature (°C), Coefficient Name, Calculated Value, and Calculate. The table contains four rows: 1. Material Const... with a value of 294.809 Pa; 2. Material Const... with a value of 207.536 Pa; 3. Incompressibili... with a value of 0; and 4. Residual with a value of 0. The 'Chart of Property: Curve Fitting' window is also visible at the bottom right.

Property	Value	Unit	Suppress
Uniaxial Test Data		Tabular	false
Biaxial Test Data		Tabular	false
Shear Test Data		Tabular	false
Mooney-Rivlin 2			false
Material Constant C10	294.809	Pa	
Material Constant CD1	207.536	Pa	
Incompressibility Parameter...	0	1/Pa	
Curve Fitting		Fit Type: Moon...	

Temperature (°C)	Coefficient Name	Calculated Value	Calculate		
1	20	1	Material Const...	294.809	Pa
2		2	Material Const...	207.536	
3		3	Incompressibili...	0	
4		4	Residual	0	

Gambar 3-9 Pengolahan data menggunakan perangkat lunak MatEditor.

### 3.2 Peralatan dan Bahan

Penelitian ini dibuat dengan menggunakan perangkat lunak dan perangkat keras.

#### 3.2.1 Perangkat Keras

Perangkat keras yang digunakan :

- a. Telapak kaki asli dan telapak kaki buatan

Telapak kaki asli Gambar 3-10 telapak kaki asli yang digunakan kaki kanan. Telapak kaki buatan telapak kaki lokal ukuran 25 Gambar 3-11 dan telapak kaki tiongkok ukuran 25 Gambar 3-12.



Gambar 3-10 Telapak kaki peneliti    Gambar 3-11 Telapak kaki buatan lokal.



Gambar 3-12 Telapak kaki buatan tongkok.

b. 3D sense scanner

Scanner yang digunakan adalah 3d sense scanner Gambar 3-13.

Scanner ini berada di Laboratorium sistem manufaktur UII.



Gambar 3-13 3D sense scanner.

c. Laptop

Laptop Gambar 3-14 digunakan untuk mengolah dan mengambil

data pada penelitian ini.



Gambar 3-14 Laptop.

### 3.2.2 Perangkat Lunak

Perangkat lunak yang digunakan :

- a. Autodesk Inventor

Autodesk Inventor Gambar 3-15 yang digunakan versi 2020.



Gambar 3-15 Autodesk Inventor 2020.

- b. Ansys

Ansys Gambar 3-16 yang digunakan versi 19.1.



Gambar 3-16 Ansys.

c. 3D Sense System

3D Sense System Gambar 3-17 yang digunakan versi 3.0.321.

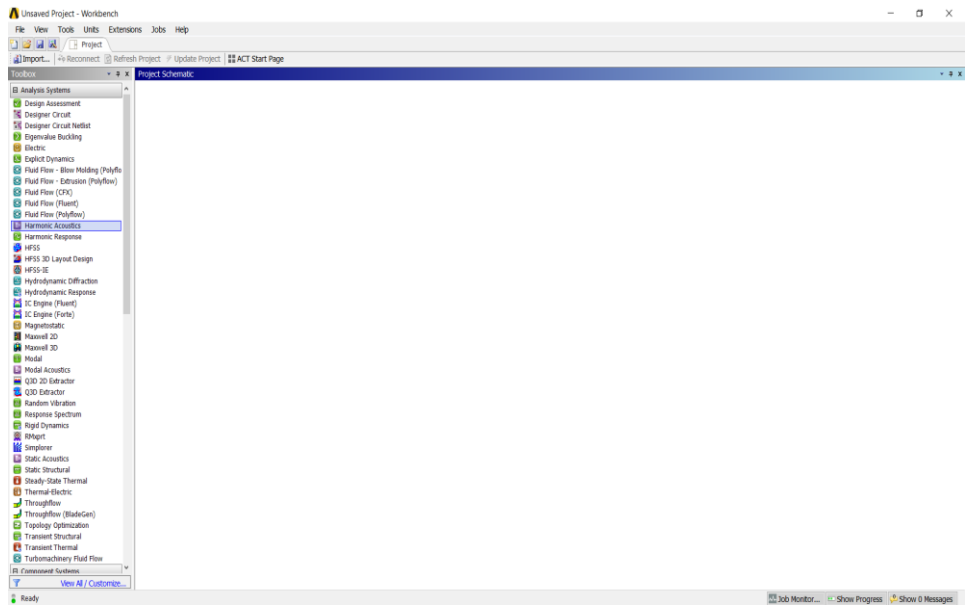


Gambar 3-17 3D Sense System.

### 3.3 Metode Simulasi *Finite Element Analysis* ( FEA )

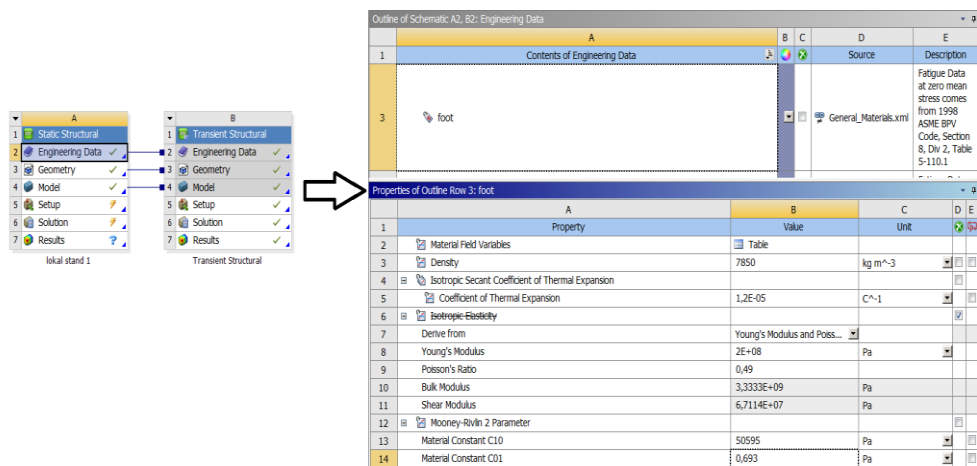
Metode yang digunakan pada simulasi FEA pada telapak kaki asli (*transient structural*) dan telapak kaki buatan (*transient structural*) dengan menggunakan software ansys. Langkah-langkah simulasi FEA sebagai berikut :

- a. Buka program Ansys 19.1



Gambar 3-18 Program ansys 19.

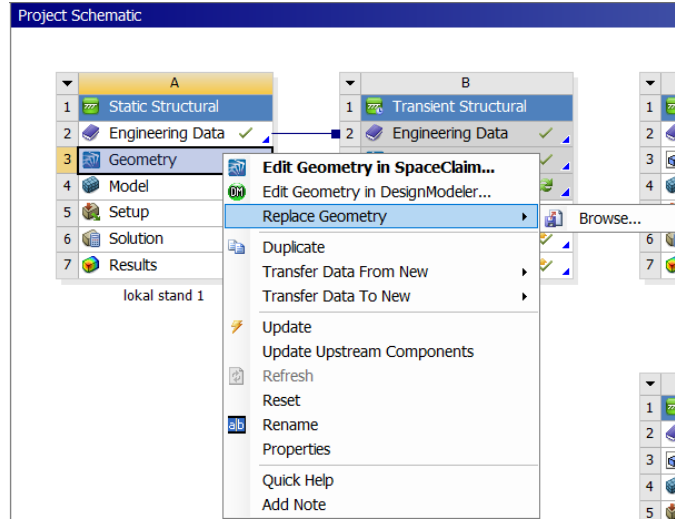
- b. Pilih *transient structural*
- c. Edit menu *engineering data* dengan memilih mooney rivlin 2 parameter dan memasukkan nilai C 10 dan C 01.



Gambar 3-19 Data material.

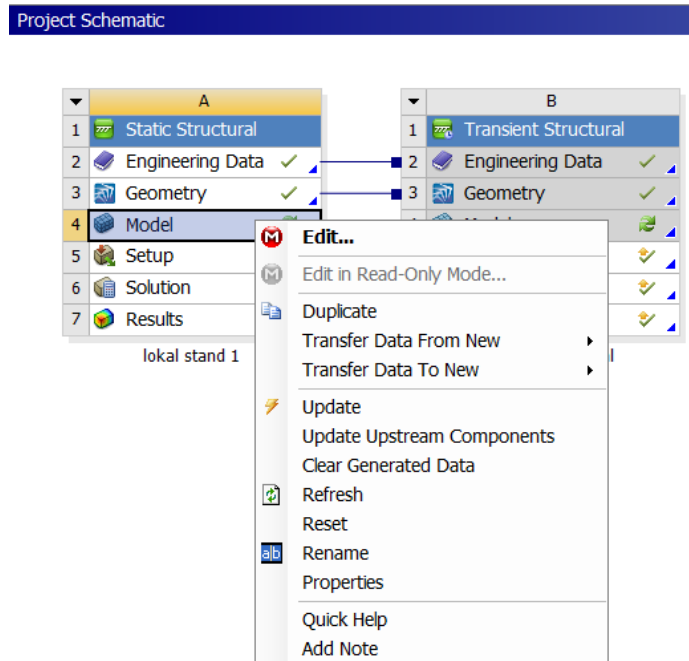


- d. Pilih geometry untuk import hasil scan yang telah dilakukan.



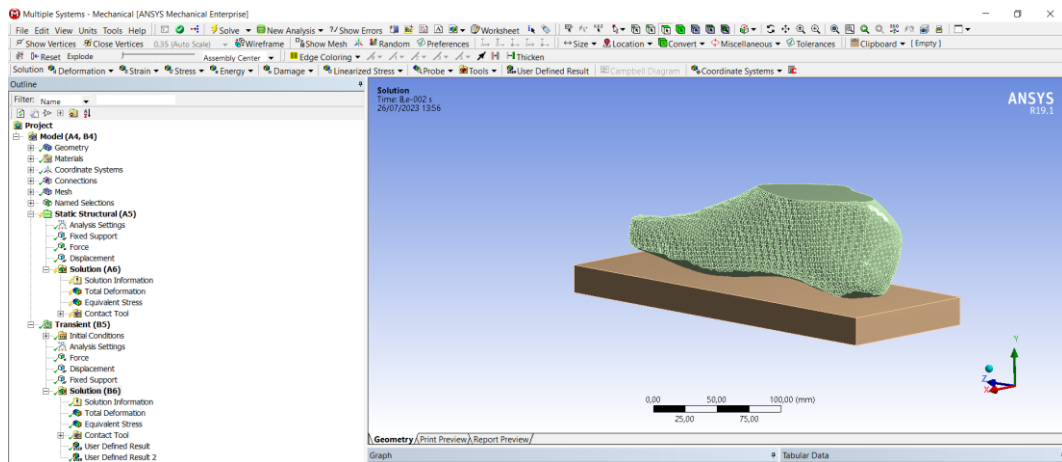
Gambar 3-20 Geometri ansys.

- e. Pilih model untuk mengubah atau menyesuaikan hasil import sebelum proses simulasi dilakukan.



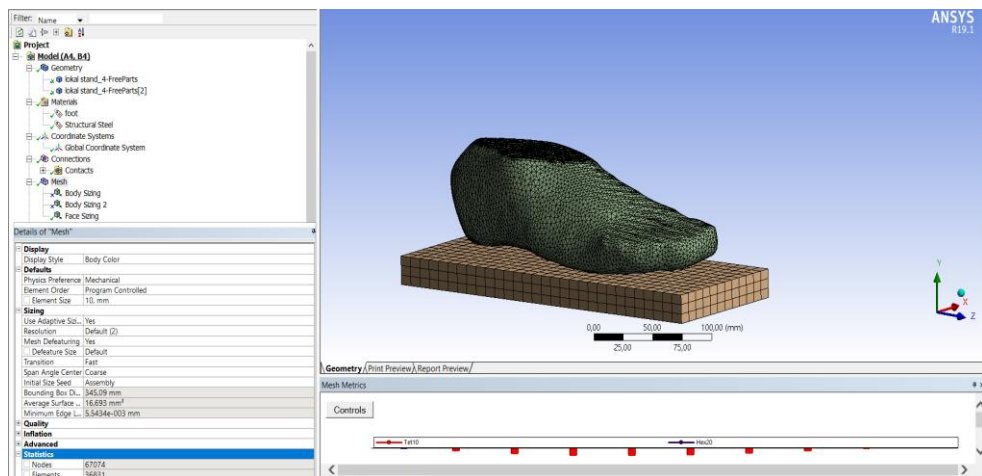
Gambar 3-21 Import model

- f. Pilih *setup* mengatur *geometry*, *coordinates systems*, *mesh*, *named selections*, *static structural*, dan *solutions*.



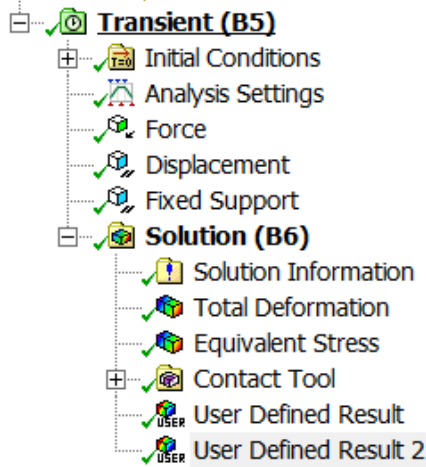
Gambar 3-22 *Setup* ansys.

- g. Mengatur meshing, meshing dilakukan untuk menentukan banyaknya elemen dan node agar optimal dalam proses simulasi.



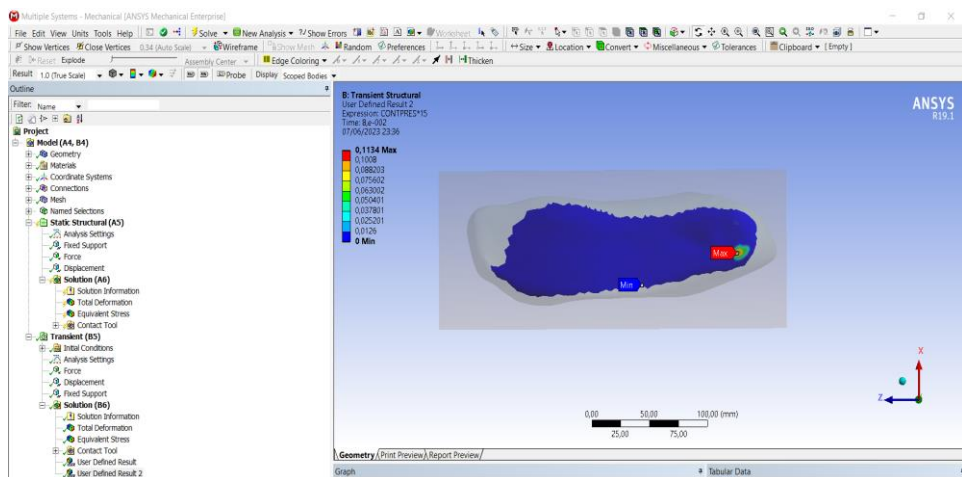
Gambar 3-23 Pengaturan *meshing*.

- h. Pilih *solutions* untuk memasukkan parameter fixed support, force, pressure dan stress.



Gambar 3-24 Solutions.

- i. Pilih *result* untuk menampilkan hasil simulasi.



Gambar 3-25 Hasil simulasi.

## BAB IV

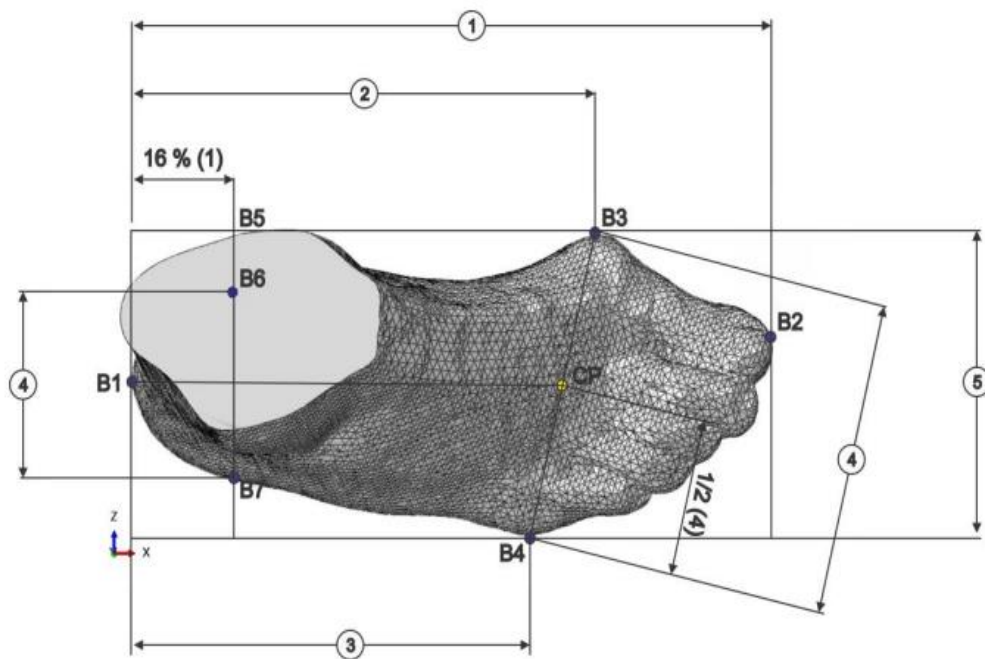
### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Hasil dan Analisis pada perangkat lunak CAD

Berikut adalah hasil scan pada perangkat lunak CAD. Hasil pengolahan data meliputi analisis geometri dan analisis finite element ( FEA ).

##### 4.1.1 Analisis geometri hasil pemindaian dalam perangkat lunak CAD

Berikut adalah pengukuran geometri pada perangkat lunak CAD dengan Autodesk Inventor 2020. Hasil pemindaian telapak kaki menggunakan 3D Sense Scan. Pengukuran telapak kaki dalam perangkat lunak Autodesk Inventor 2020 mengacu pada penelitian sebelumnya [4] dapat dilihat pada Gambar 4-1 dan Table 4-1 berikut



Gambar 4-1 Titik koordinat pada bagian setiap telapak kaki [4].

Tabel 4-1 Geometri Telapak Kaki

No	Geometri	Telapak Kaki Asli	Telapak Kaki Lokal	Telapak Kaki Tiongkok
1	Panjang Kaki (1)	251,5 mm	264,4 mm	232,2 mm
2	Panjang Instep Tibial (2)	187 mm	198,4 mm	184,1 mm
3	Panjang Instep Fibular (3)	156,3 mm	195,4 mm	164,5 mm
4	Lebar Diagonal Instep (4)	106 mm	82,8 mm	81,5 mm
5	Lebar Horizontal Kaki (5)	103,9 mm	82,7 mm	79,8 mm
6	Lebar Tumit (6)	53 mm	42 mm	40,5 mm

Dari data tabel diatas dapat diketahui bahwa ukuran dari setiap bagian telapak kaki asli dengan telapak kaki buatan tidak jauh untuk setiap ukurannya, selisih panjang kaki telapak kaki asli dengan telapak kaki tiongkok 19,3 mm. Selisih lebar tumit telapak kaki asli dengan telapak kaki tiongkok 12,5 mm. Selisih lebar horizontal kaki telapak kaki asli dengan telapak kaki tiongkok 24,1 mm.

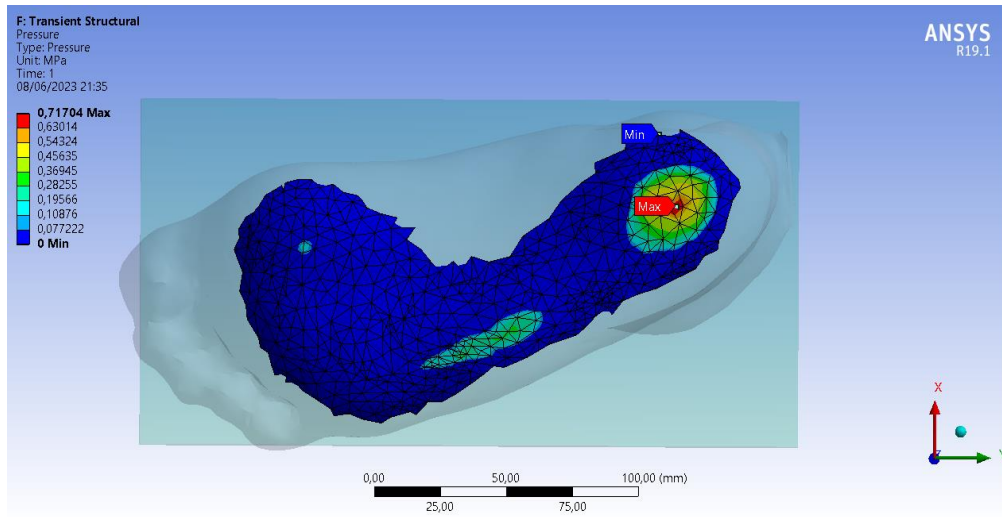
## 4.2 Hasil Dan Analisis Finite Element Analysis

Berikut adalah hasil simulasi *finite element analysis* menggunakan perangkat lunak Ansys. Hasil simulasi yang ditampilkan adalah posisi telapak kaki stand dan heel strike dengan nilai tekanan (*pressure*) dan stress pada masing-masing telapak kaki. Gaya yang digunakan pada posisi *stand* sebesar 375 N dan posisi *heel strike* sebesar 1125 N dengan sudut kemiringan 30°.

### 4.2.1 Telapak Kaki Asli

#### a. Posisi *stand* (*Pressure*)

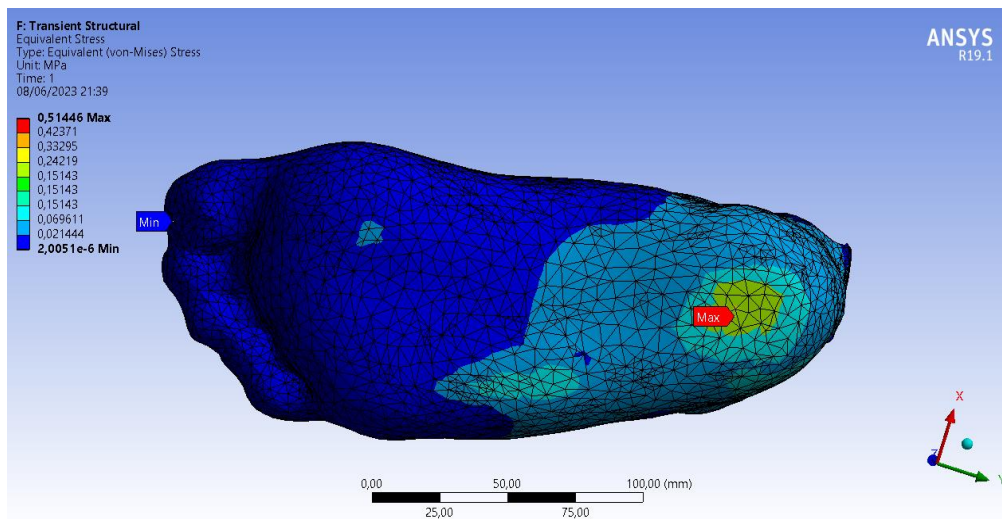
Simulasi tekanan telapak kaki asli posisi *stand* dapat dilihat pada gambar 4-2. Tekanan terbesar 0,717 MPa pada bagian tumit kaki. Hal ini disebabkan area pertama yang berkontak dengan permukaan.



Gambar 4-2 Tekanan telapak kaki asli posisi *stand*.

b. Posisi *stand* ( *Stress* )

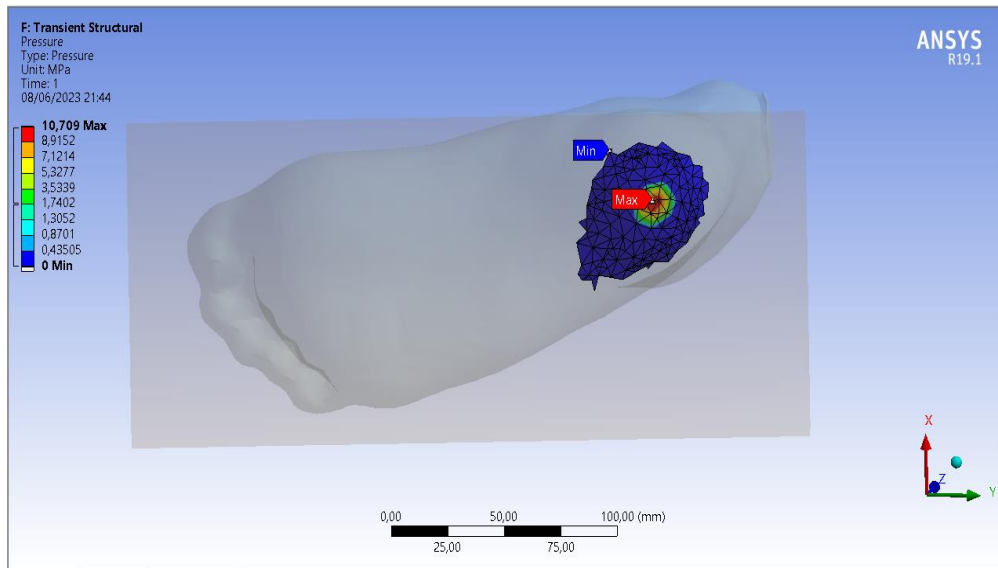
Simulasi tegangan telapak kaki asli posisi *stand* dapat dilihat pada gambar 4-3. Tegangan terbesar 0,514 MPa pada bagian tumit kaki. Hal ini disebabkan gaya pembebanan yang diberikan terbesar pada area tumit.



Gambar 4-3 Tegangan telapak kaki asli posisi *stand*.

c. Posisi *heel strike* ( *Pressure* )

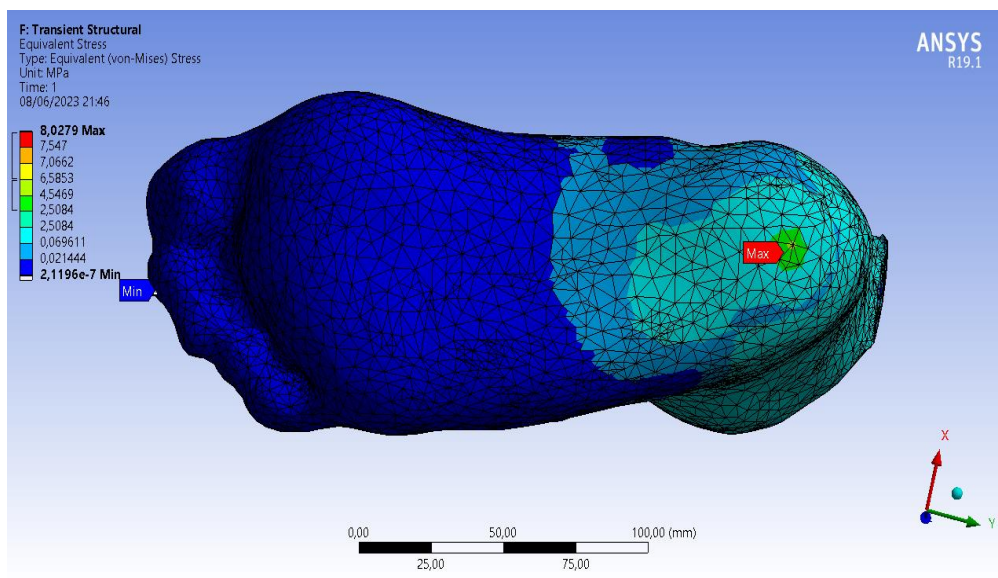
Simulasi tekanan telapak kaki asli posisi *heel strike* dapat dilihat pada gambar 4-4. Tekanan terbesar 10,709 MPa pada bagian tumit kaki. Pada posisi *heel strike* gaya yang diberikan tiga kali lebih besar dari posisi *stand*.



Gambar 4-4 Tekanan telapak kaki asli posisi *heel strike*.

d. Posisi *heel strike* ( *Stress* )

Simulasi tegangan telapak kaki asli pada posisi *heel strike* dapat dilihat pada gambar 4-5. Tegangan terbesar 8,02 MPa pada bagian tumit kaki. Pada posisi *heel strike* gaya yang diberikan tiga kali lebih besar dari posisi *stand*.

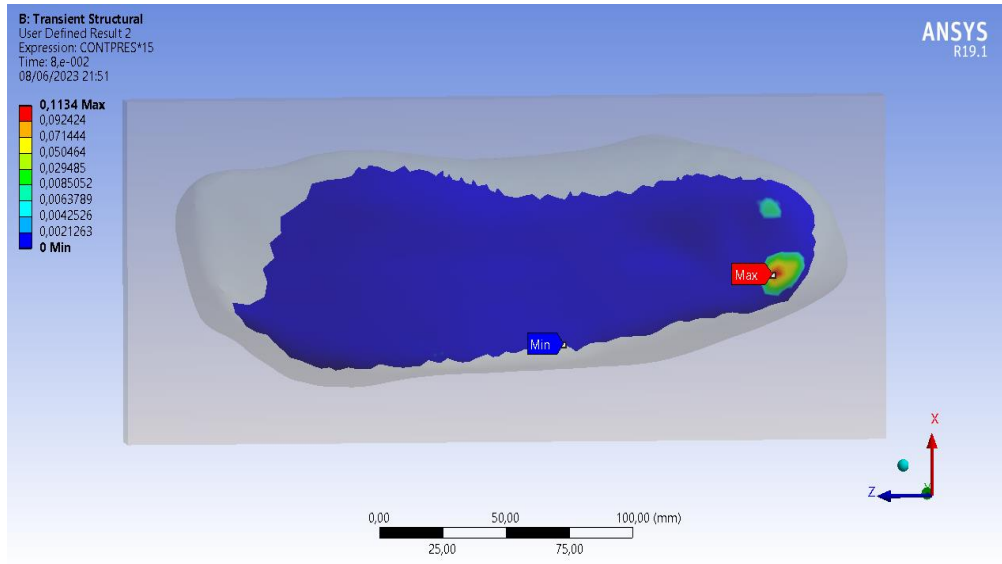


Gambar 4-5 Tegangan telapak kaki asli posisi *heel strike*.

## 4.2.2 Telapak Kaki Buatan Lokal

a. Posisi *stand* ( *Pressure* )

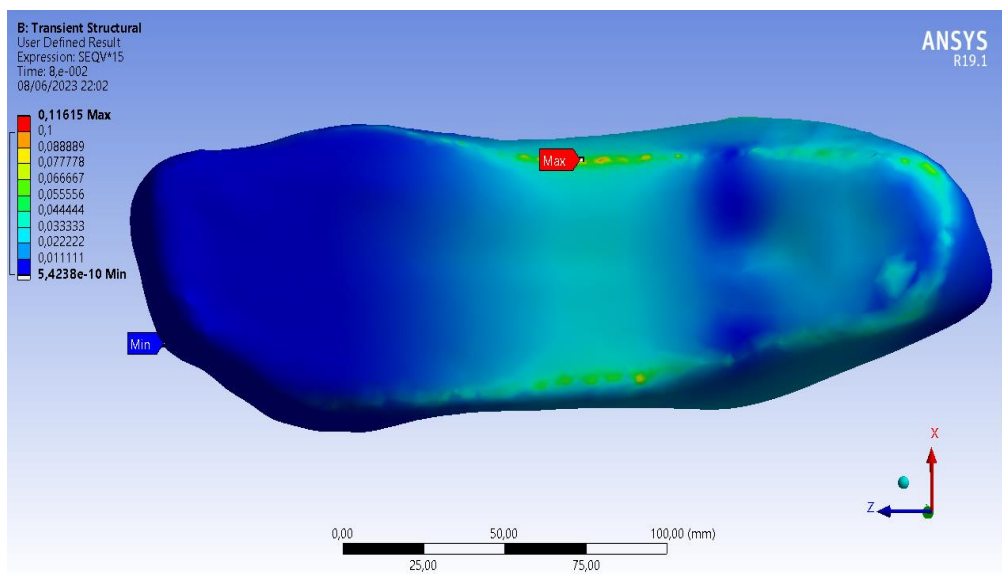
Simulasi tekanan telapak kaki buatan lokal posisi *stand* dapat dilihat pada gambar 4-6. Tekanan terbesar 0,113 MPa pada bagian tumit. Tekanan ini lebih kecil dari tekanan telapak kaki asli dikarenakan faktor  $c_1$   $c_2$  mooneyrivlin.



Gambar 4-6 Tekanan telapak kaki buatan lokal posisi *stand*.

b. Posisi *stand* ( *Stress* )

Simulasi tegangan telapak kaki buatan lokal dapat dilihat pada gambar 4-7. Tegangan terbesar 0,116 MPa. Tegangan terbesar terletak pada bagian area tepi kaki.

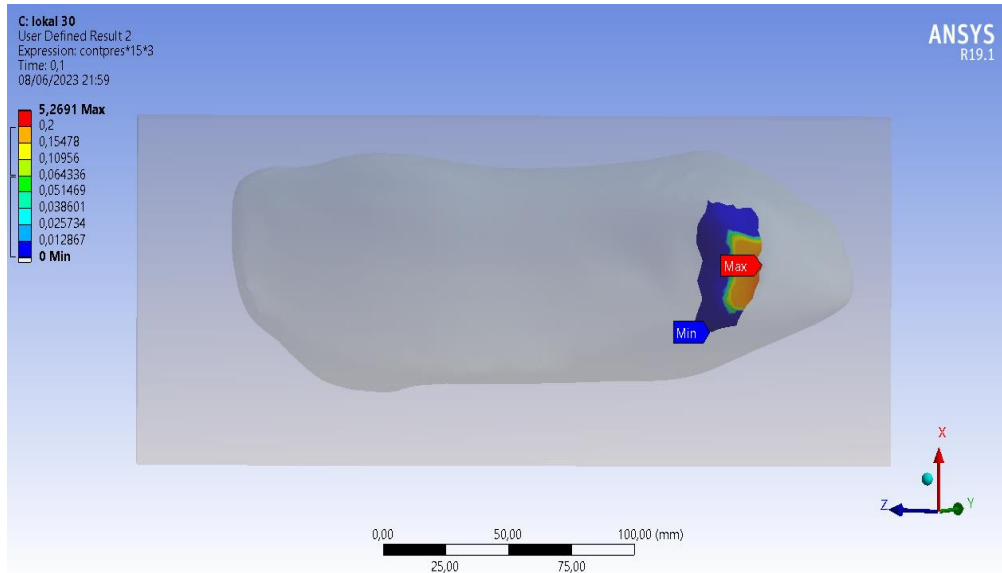


Gambar 4-7 Tegangan telapak kaki buatan lokal posisi *stand*.



c. Posisi *heel strike* (Pressure)

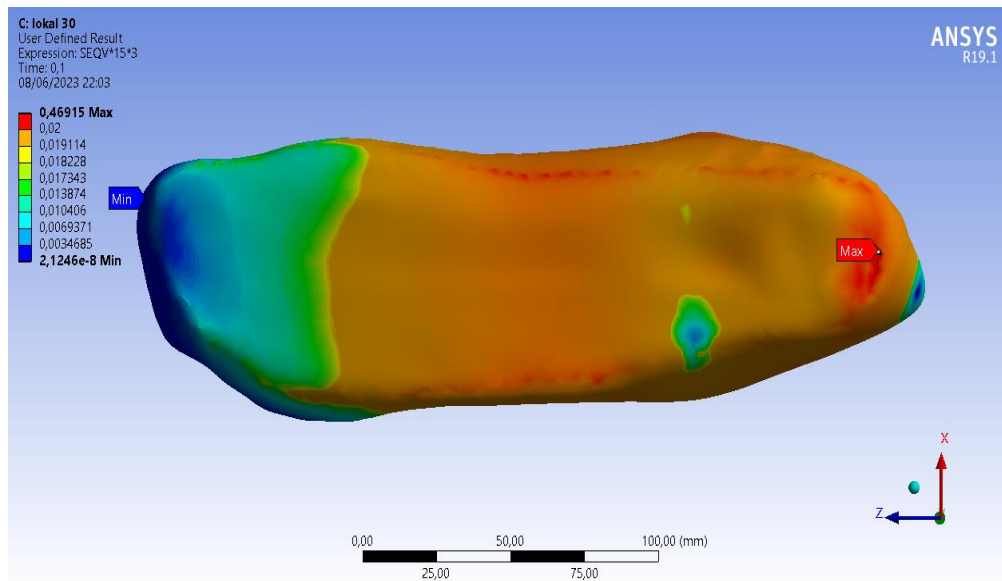
Simulasi tekanan telapak kaki buatan lokal dapat dilihat pada gambar 4-8. Tekanan terbesar 5,26 MPa pada bagian tumit. Pada posisi *heel strike* gaya yang diberikan tiga kali lebih besar posisi *stand*.



Gambar 4-8 Tekanan telapak buatan lokal posisi *heel strik*.

d. Posisi *heel strike* (Stress)

Simulasi tegangan telapak kaki buatan lokal pada posisi *heel strike* dapat dilihat pada gambar 4-9. Tegangan terbesar 0,469 MPa pada bagian tumit. Tegangan yang terjadi hampir seluruh bagian telapak kaki dikarenakan material telapak kaki lokal kurang baik dari telapak kaki buatan tiongkok.

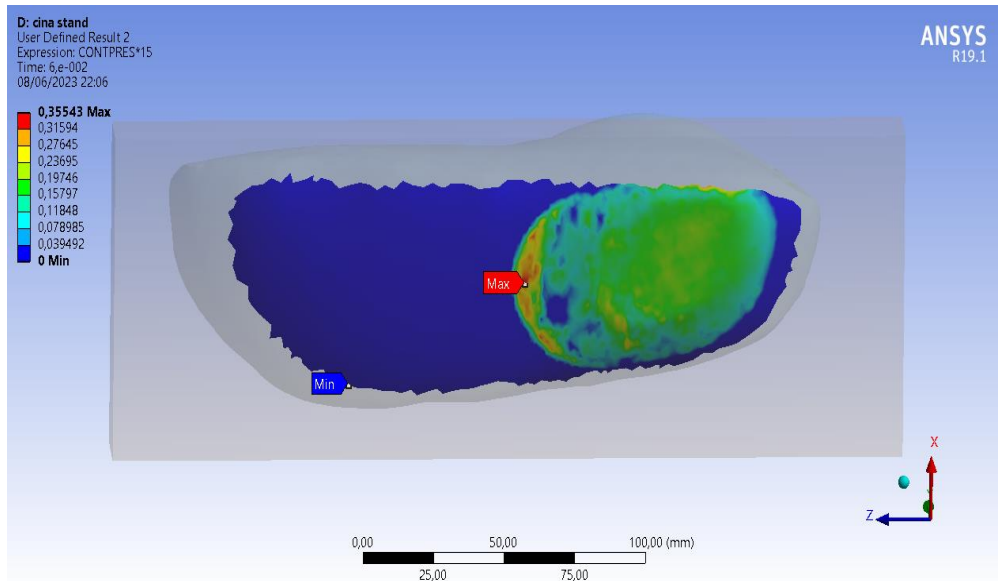


Gambar 4-9 Tegangan telapak kaki buatan lokal posisi *heel strike*.

### 4.2.3 Telapak Kaki Buatan Tiongkok

#### a. Posisi *stand* ( *Pressure* )

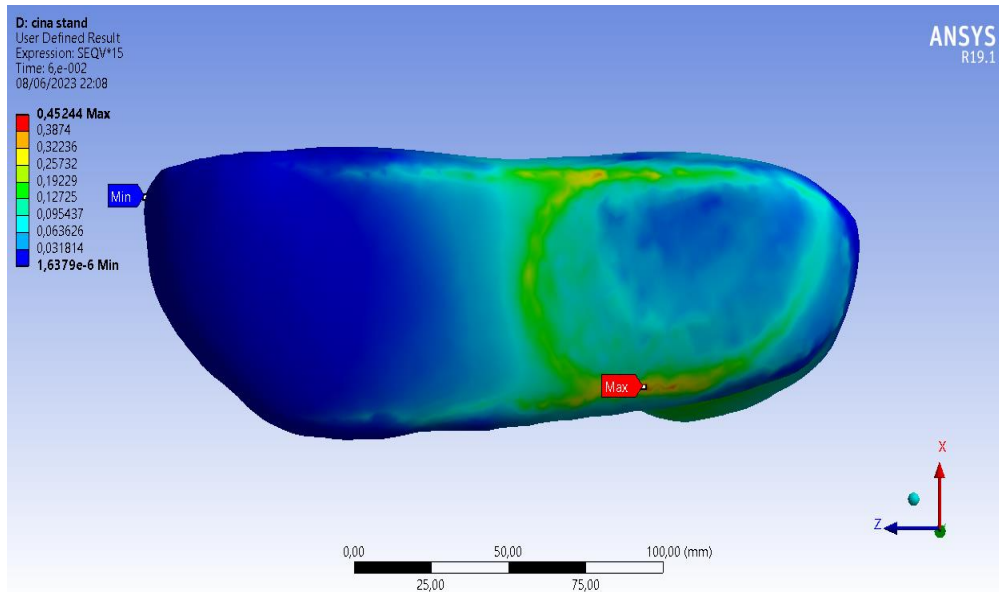
Simulasi tekanan telapak kaki buatan tiongkok pada posisi *stand* dapat dilihat pada gambar 4-10. Tekanan terbesar 0,355 MPa pada bagian tumit.



Gambar 4-10 Tekanan telapak kaki buatan tiongkok posisi *stand*.

#### b. Posisi *stand* ( *Stress* )

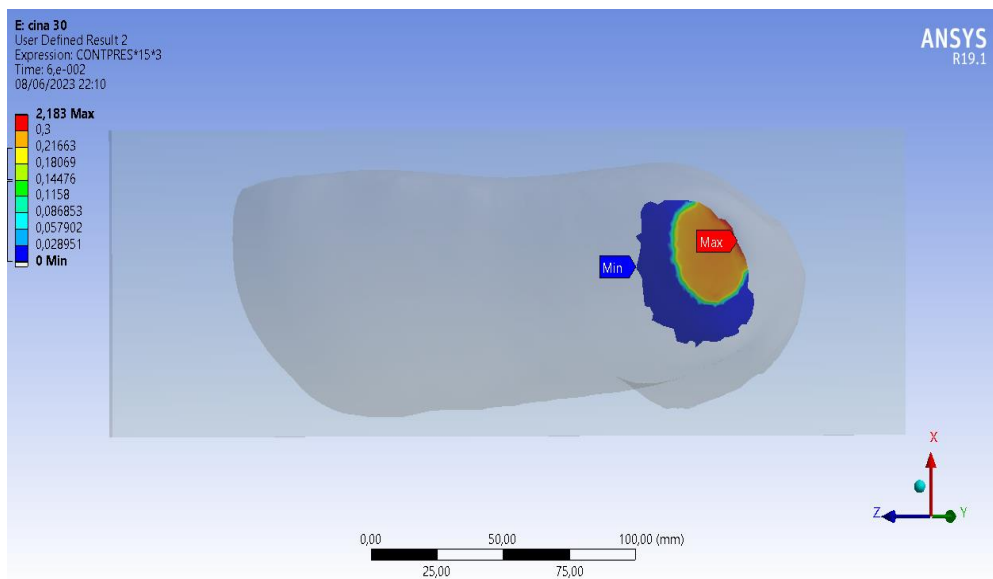
Simulasi tegangan telapak kaki buatan tiongkok pada posisi *stand* dapat dilihat pada gambar 4-11. Tegangan terbesar 0,452 MPa pada area tepi kaki.



Gambar 4-11 Tegangan telapak kaki buatan tiongkok posisi *stand*.

c. Posisi *heel strike* ( *Pressure* )

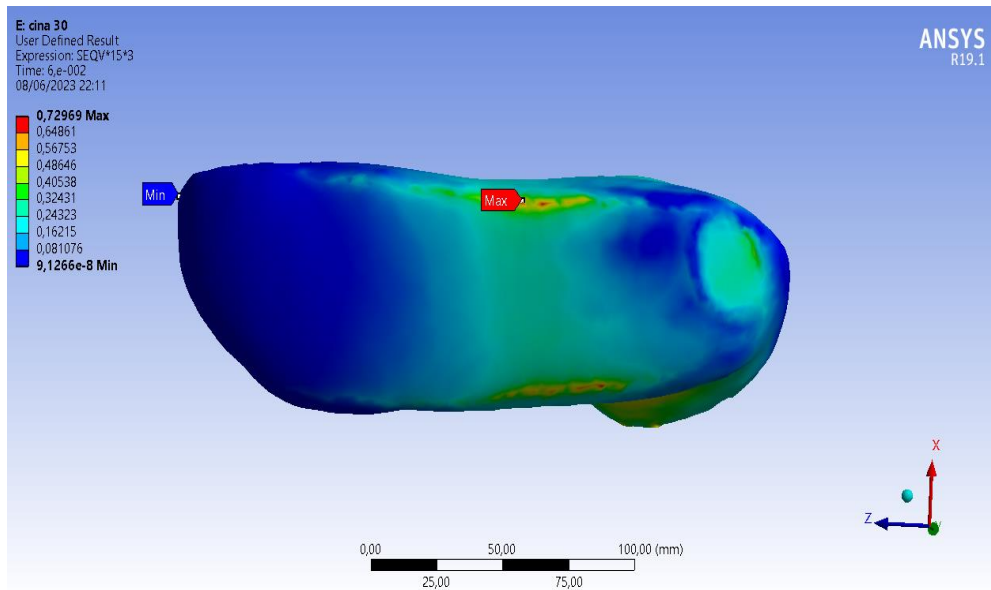
Simulasi tekanan pada telapak kaki buatan tiongkok dapat dilihat pada gambar 4-12. Tekanan terbesar 2,183 MPa pada bagian tumit.



Gambar 4-12 Tekanan telapak kaki buatan tiongkok posisi *heel strike*.

d. Posisi *heel strike* ( *Stress* )

Simulasi tegangan pada telapak kaki buatan tionskok dapat dilihat pada gambar 4-13. Tegangan terbesar 0,729 MPa pada area tepi telapak kaki.



Gambar 4-13 Tegangan telapak kaki buatan tionskok posisi *heel strike*.

### 4.3 Pembahasan

Dari hasil simulasi diatas pada telapak kaki asli, telapak kaki lokal dan telapak kaki tionskok dapat diketahui nilai tekanan (pressure) dan nilai stress (tegangan). Berikut data hasil simulasi dapat dilihat pada tabel 4.2

Tabel 4-2 Hasil Simulasi

No	Telapak kaki	Posisi	Tekanan ( Pressure )	Tegangan ( Stress )
1	Asli	Stand	0,94 MPa	0,514 MPa
		Heel strike	10,709 MPa	8,02 MPa
2	Lokal	Stand	0,1134 MPa	0,116 MPa
		Heel strike	5,2691 Mpa	0,46 MPa
3	Tionskok	Stand	0,355 MPa	0,452 Mpa
		Heel strike	2,183 MPa	0,729 MPa

Pada tabel 4.2 dapat dilihat tekanan terbesar pada posisi stand terdapat pada telapak kaki asli sedangkan tekanan terkecil pada posisi stand terdapat pada telapak

kaki lokal. Tekanan terbesar pada posisi heel strike terdapat pada telapak kaki asli sedangkan tekanan terkecil pada posisi heel strike terdapat pada telapak kaki tiongkok. Untuk tegangan terbesar pada posisi stand terdapat pada telapak kaki asli sedangkan tegangan terkecil pada posisi stand pada telapak kaki lokal. Untuk tegangan terbesar pada posisi heel strike terdapat pada telapak kaki asli sedangkan tegangan terkecil pada posisi heel strike terdapat pada telapak kaki lokal.

Perbandingan tekanan telapak kaki buatan antara lokal dan tiongkok untuk posisi stand terbesar pada telapak kaki tiongkok, lalu perbandingan tekanan telapak kaki buatan untuk posisi heel strike terbesar pada telapak kaki lokal. Untuk perbandingan tegangan antara lokal dan tiongkok untuk posisi stand terbesar pada telapak kaki tiongkok, lalu perbandingan tegangan telapak kaki lokal dan tiongkok untuk posisi heel strike terbesar pada telapak kaki tiongkok.

## **BAB 5**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

1. Perbandingan geometri telapak kaki buatan lokal dengan telapak kaki buatan tiongkok terdapat selisih ukuran. Pada geometri panjang kaki terdapat selisih 32,2 mm. Pada geometri panjang instep tibial terdapat selisih 14,3 mm. Pada geometri panjang instep fibular terdapat selisih 30,9 mm. Pada geometri lebar diagonal instep terdapat selisih 1,3 mm. Pada geometri lebar horizontal kaki terdapat selisih 2,9 mm. Pada geometri lebar tumit terdapat selisih 2,5 mm.
2. Tekanan maksimum telapak kaki asli 0,94 MPa pada posisi *stand* dan 10,709 MPa pada posisi *heel strike*. Tegangan maksimum telapak kaki asli 0,514 MPa pada posisi *stand* dan 8,02 MPa pada posisi *heel strike*. Tekanan maksimum telapak kaki buatan lokal 0,1134 MPa pada posisi *stand* dan 5,269 MPa pada posisi *heel strike*. Tegangan maksimum telapak kaki buatan lokal 0,116 MPa pada posisi *stand* dan 0,46 MPa pada *heel strike*. Tekanan maksimum telapak kaki buatan tiongkok 0,355 MPa pada posisi *stand* dan 2,183 MPa pada posisi *heel strike*. Tegangan maksimum telapak kaki buatan tiongkok 0,452 MPa pada posisi *stand* dan 0,729 MPa pada posisi *heel strike*.

#### **5.2 Saran**

1. Untuk penelitian selanjutnya agar digunakan alat scan yang lebih baik, karena alat scan yang digunakan penulis bekerja tidak maksimal dan hasil scan kurang maksimal.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Atkinson, J. (2018). Computational modelling techniques to determine patellofemoral joint loads. *researchgate.net*. Retrieved from [https://www.researchgate.net/publication/327593569\\_Computational\\_modelling\\_techniques\\_to\\_determine\\_patellofemoral\\_joint\\_loads/citation/download](https://www.researchgate.net/publication/327593569_Computational_modelling_techniques_to_determine_patellofemoral_joint_loads/citation/download)
- [2]. Campbell, J. A. (2022). *Fundamentals of Biomechanics Equilibrium, Motion, and Deformation*.
- [3]. Harnawati, J. (2008). Asuhan keperawatan pada Amputasi. Retrieved July 12, 2011, from <http://www.askep- /2008/04/06.html>
- [4]. Ikhsan, M. (2019). *Analisis Geometri Hasil Scan Kaki Menggunakan Metode 3D Scanning*. Universitas Diponegoro.
- [5]. Indo, H. (2009). Pengenalan Orthotic dan Prosthetic. Retrieved from <http://amputasi.blogspot.com/2009/04/pengenalan-orthotik-danprostetik.htm>
- [6]. JPOC Indonesia. (2018). Telapak Kaki. Retrieved September 25, 2018, from <http://jpoc-indonesia.com/6-TelapakKaki#prdList> dikutip dari Kamus Besar Bahasa Indonesia Pusat Bahasa. (2008) (4 ed.). Jakarta: Departemen Pendidikan Nasional: Gramedia.
- [7]. JPOC Indonesia. (2018). Endoskeletal Below Knee Prosthesis. Retrieved from <http://jpoc-indonesia.com/10-EndoskeletalBelowKneeProsthesis>
- [8]. Knüsel, C., Christopher, & Outram, A. (2006). Fragmentation of the Body: Comestibles, Compost, or Customary Rite? *Social Archaeology of Funerary Remains*, 2. Retrieved from [https://www.researchgate.net/publication/29810806\\_Fragmentation\\_of\\_the\\_Body\\_Comestibles\\_Compost\\_or\\_Customary\\_Rite](https://www.researchgate.net/publication/29810806_Fragmentation_of_the_Body_Comestibles_Compost_or_Customary_Rite)
- [9]. Marwa, P. A. (2021). *Analisis Sifat Mekanik Material Karet Pada Telapak Kaki Palsu Lokal & Impor*. Universitas Islam Indonesia Yogyakarta.
- [10]. May, B. J. (1996). *Amputations and Prosthetics: A Case Study Approach*. F.A. Philadelphia: Davis Company.
- [11]. McArdle WD, Katch, F., & Katch, V. (2006). *Essentials of Exercise Physiology*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- [12]. Mohotti, D., Ali, M., Ngo, T., Lu, J., & Mendis, P. (2014). Strain rate dependent constitutive model for predicting the material behaviour of polyurea under high strain rate tensile loading. *Materials and Design*, 53, 830–837.

- [13]. Mott, R. L. (2004). *Elemen-Elemen Mesin dalam Perancangan Mekanis (1 ed.)*. ANDI.
- [14]. New York University Post. (1972). *Prosthetic and Orthotic*. Graduate Medical.
- [15]. Nurmianto, E. (2008). *Ergonomi Konsep Dasar dan Aplikasinya (2 ed.)*. Surabaya: Guna Widya.
- [16]. Pruent, P. &. (2015). *Amputation in Practical Psychology in Medical Rehabilitation*. New York: Springer International Publisher.
- [17]. Sinaki, M. (1993). *Basic Clinical Rehabilitation Medicine*. Chicago: Mosby.
- [18]. Sjamsuhidajat, W. de J. (2005). *Buku Ajar Ilmu Bedah, Edisi II*. Jakarta: EGC.
- [19]. Staff Prosthetics and Orthotics. (1990). *Lower Limb Prosthetics*. New York: New York University Medical Center.
- [20]. Tresna, P. S., Kusumaningsih, W., & Irawan, A. P. (2009). Karakteristik Mekanik Komposit Lamina Serat Rami Epoksi sebagai Bahan Alternatif Soket Prostesis. *Makara Journal of Technology*, 13(2).
- [21]. *Undang-undang No.8 Tahun 2016 Tentang Penyandang Disabilitas*.
- [22]. *Undang-Undang Nomor 19 Tahun 2011 Tentang Pengesahan Hak-Hak Penyandang Disabilitas*. (2011).
- [23]. Verver, M. M., Hoof, J. van, Oomens, J. C. W., Wismans, J. S. H. M., & Baaijens, F. P. T. (2004). A Finite Element Model of the Human Buttocks for Prediction of Seat Pressure Distributions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(4), 193–203.
- [24]. Verver. (2007). *A Finite Element Model of the Human Buttocks for Prediction of Seat Pressure Distributions*
- [25]. Wahyudi, Sunardi, Anugrah, F., & Adi, R. (2015). *Modul Praktikum CADInventor*. Yogyakarta.
- [26]. Wibowo, A. S. (2010). *Kajian Biomekanika pada Pengguna Prosthetic Bawah Lutut dengan Memperhatikan Fungsi Ankle Joint*. Universitas Sebelas Maret.
- [27]. Wright, K. (2014). *Amputation*. In T. L. Thompson (Ed.). *Encyclopedia of health communication* (Vol. 3). Thousand Oaks, CA: SAGE Publications Ltd.
- [28]. Zahari. (2026). *A Finite Element Analysis of a Human Foot Model to*



*Simulate Neutral Standing on Ground*

# LAMPIRAN

