

**PERANCANGAN ORTHOSIS LENGAN SEBAGAI ALAT  
PERTOLONGAN PERTAMA PADA KECELAKAAN (P3K)  
DENGAN METODE *REVERSE ENGINEERING* DAN *3D PRINT***

**TUGAS AKHIR**

**Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat  
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Mesin**



**Disusun Oleh :**

**Nama : Anggita Adzan Dzuhri**  
**No. Mahasiswa : 17525104**  
**NIRM : 1707020048**

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

**2021**

## LEMBAR PERNYATAAN KEASLIAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa Laporan Tugas Akhir yang saya tulis adalah berdasarkan hasil kerja saya selama penelitian dan tidak terdapat karya maupun tulisan yang diterbitkan oleh orang lain, kecuali untuk kutipan yang tertulis jelas sumbernya. Apabila di kemudian hari terdapat hal yang melanggar hak kekayaan intelektual, saya siap menerima sanksi sesuai hukum yang berlaku.

Yogyakarta, 16 September 2021

Penulis,



Anggita Adzan D.

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING**

**PERANCANGAN ORTHOSIS LENGAN SEBAGAI ALAT  
PERTOLONGAN PERTAMA PADA KECELAKAAN (P3K)  
DENGAN METODE *REVERSE ENGINEERING* DAN *3D PRINT***

**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh :**

**Nama : Anggita Adzan Dzuhri**  
**No. Mahasiswa : 17525104**  
**NIRM : 1707020048**

Yogyakarta, 20 Agustus 2021

Pembimbing I,



Dr. Ir. Paryana Puspaputra, M.Eng.

Pembimbing II,



Finny Pratama Putera, ST., M.Eng.

## LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

### PERANCANGAN ORTHOSIS LENGAN SEBAGAI ALAT PERTOLONGAN PERTAMA PADA KECELAKAAN (P3K) DENGAN METODE *REVERSE ENGINEERING* DAN *3D PRINT*

#### TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Anggita Adzan Dzuhri

No. Mahasiswa : 17525104

NIRM : 1707020048

Tim Penguji

Dr. Ir. Paryana Puspaputra, M.Eng.

Ketua

  
Tanggal : 15 September 2021

Muhammad Ridlwan, S.T., M.T.

Anggota I

  
Tanggal : 14 September 2021

Santo Ajie Dhewanto, S.T., MM


Anggota II

  
Tanggal : 10 September 2021

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



  
Dr. Eng. Risdiyono, S.T., M.Eng

## HALAMAN PERSEMBAHAN

Persembahan kepada kedua orangtuaku yang telah memberiku kesempatan untuk belajar hingga Sarjana. Serta orang-orang yang selalu ada di sekitarku saat kondisi apapun. Semoga Allah membalas kebaikan kalian. Panjang umur hal-hal baik.



*-Anqita Adzan Dzuhri*

## HALAMAN MOTTO

*"Karena sesungguhnya sesudah kesulitan itu ada kemudahan"*

*(QS Al Insyirah : 5)*

*"Wahai orang-orang yang beriman! Bersabarlah kamu dan kuatkanlah kesabaranmu dan tetaplah bersiap-siaga dan bertakwalah kepada Allah agar kamu beruntung."*

*(QS. Ali 'Imran: 200)*

*"Ilmu pengetahuan itu bukanlah yang dihafal, melainkan yang memberi manfaat."*

*(Imam Syafi'i)*

*"Tidak harus mengikuti arah jalan, Kamu bisa membuat jalanmu sendiri lalu tinggalkan jejak disana".*

*(Ralph Waldo Emerson)*

## KATA PENGANTAR

*Assalamu'alaikum warahmatullahi wa barakatuh*

*Bismillahirrahmanirrahim*

Puji syukur kita panjatkan kehadirat Allah SWT karena atas limpahan rahmat dan anugerah-Nya lah penulis dapat menyusun dan menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul **Perancangan Orthosis Lengan Sebagai Alat Pertolongan Pertama Pada Kecelakaan dengan Metode *Reverse Engineering* dan *3D Print*** ini. Sholawat serta salam semoga selalu tercurah pada junjungan Nabi Muhammad SAW yang telah menjadi teladan bagi seluruh umat manusia, terutama bagi penulis sehingga terdorong untuk memberi manfaat kepada sesama melalui Penelitian Tugas Akhir ini. Laporan Tugas Akhir ini sekaligus disusun sebagai salah satu syarat kelulusan Strata I Universitas Islam Indonesia, Yogyakarta.

Pada kesempatan ini, penulis mengucapkan terima kasih kepada pihak-pihak yang telah berkenan membantu pada tahap perancangan hingga selesainya Laporan Tugas Akhir, khususnya kepada :

1. Prof. Dr. Ir. Hari Purnomo, M.T. selaku Dekan Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia
2. Dr. Eng. Risdiyono S.T., M.Eng. selaku Kepala Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia
3. Dr. Ir. Paryana Puspaputra, M.Eng. selaku Pembimbing I yang telah memberi saran untuk topik, bimbingan dan arahan proses dari awal perancangan hingga akhir penulisan laporan
4. Finny Pratama Putera, S.T., M.Eng. selaku Pembimbing II yang telah memberi bimbingan dan saran yang membangun selama perancangan dan penulisan laporan
5. Seluruh Dosen dan Staff Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia yang telah berbagi ilmu dan bantuannya selama proses perkuliahan
6. Sdr Rizky Wiryantara A.Md, selaku laboran Laboratorium Sistem Manufaktur yang telah membantu secara teknis selama proses produksi prototipe orthosis lengan

7. Keluarga penulis, Bapak Anjar Suanto dan Ibu Yugi Listyani, Mbak Annisa Anggi dan Triyoga Pamungkas, yang selalu memberikan dukungan moral dan finansial, serta ketulusan doanya selama perkuliahan agar berlangsung lancar. Terima kasih, jasa kalian abadi!
8. Bapak Kos dan keluarga yang telah menyediakan tempat tinggal yang nyaman dan ramah untuk penulis selama perkuliahan di Yogyakarta ini
9. Sahabat penulis : Umbu Saefudin, Tiyo Arif, Hilmy Arya, Toni Hendrawan, Firman Noor Hakim, Darmawan Adi, Rahmat Faisal, Maruf Kurniawan, Pandu Bayu, Revy Andyaksa, Wahyu Ahmadi, Naufal Muhammad, Pringgo Adi, dan lainnya. Selamat berproses menjadi lebih baik!
10. Rekan-rekan Teknik Mesin UII, angkatan 2015, 2016 dan 2017 yang berjuang bersama-sama untuk lulus di masa pandemi, terkhusus rekan satu bimbingan RE : Sdr Lutfi Yudistira, Dhimas Adi, Pamungkas Wisnu, Aqis Nurkholis. Sampai jumpa di masa yang baru!
11. Dan seluruh pihak yang tidak bisa disebutkan satu-persatu dalam kontribusinya membantu rangkaian proses Tugas Akhir ini.

Penulis menyadari bahwa dalam Laporan Tugas Akhir ini masih terdapat banyak kekurangan yang murni didasari oleh keterbatasan sudut pandang penulis. Oleh sebab itu, penulis membutuhkan kritik dan saran dari segenap pembaca yang bersifat membangun untuk meningkatkan kualitas di kemudian hari ke alamat email berikut : [anggitaadzan10@gmail.com](mailto:anggitaadzan10@gmail.com). Harapan penulis semoga Laporan Tugas Akhir ini dapat memberi manfaat kepada semua pembaca, khususnya di bidang Manufaktur dan Biomekanik.

*Akhirulkalim,*

*Wassalamu'alaikum warahmatullahi wa barakatuh*

Yogyakarta, 20 Agustus 2021

Penulis,

Anggita Adzan D.



## ABSTRAK

Penelitian ini bertujuan untuk merancang alat untuk pertolongan pertama cedera lengan akibat kecelakaan. Imobilisasi perlu dilakukan untuk meminimalisir pergerakan yang dapat memicu rasa nyeri pada bagian lengan yang cedera, melindungi lengan dari benturan, serta membantu proses penyembuhan. Cara yang umum digunakan pada imobilisasi adalah pembidaian. Pembidaian yang umum digunakan saat ini berupa papan kayu sebagai bantalan yang menjaga posisi anggota tubuh yang cedera. Namun bentuk papan kayu tidak mengikuti kontur anatomi tubuh pasien, sehingga kurang nyaman digunakan, serta durasi pemasangan yang memakan waktu lebih lama. Perancangan orthosis lengan ini dilakukan dengan memperhatikan keakuratan bentuk anatomi serta variasi ukuran untuk mengakomodir lengan pasien yang beragam, sehingga lebih sesuai dengan bentuk lengan dan nyaman digunakan. Orthosis lengan ini diharapkan relatif mudah, cepat, dan nyaman digunakan dibandingkan dengan papan kayu, serta produk yang dihasilkan lebih presisi. Untuk perancangan model orthosis lengan ini digunakan metode *Reverse Engineering* memanfaatkan teknik *3D Scanning*, rekonstruksi geometri untuk memodelkan bentuk lengan pasien, analisis *Finite Element*, serta fitur *scaling* untuk variasi ukuran dengan aplikasi CAD. Kemudian tahap produksi digunakan *Additive Manufacturing* atau *3D Print*.

**Kata kunci : Orthosis, Imobilisasi, Reverse Engineering, 3D scan, 3D Print.**

## DAFTAR ISI

Halaman Judul .....	i
Lembar Pernyataan Keaslian .....	ii
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing .....	iii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji .....	iv
Halaman Persembahan .....	v
Halaman Motto .....	vi
Kata Pengantar .....	vii
Abstrak .....	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 .....	3
1.3 Batasan Masalah .....	3
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan .....	3
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan .....	4
1.6 Sistematika Penulisan .....	4
Bab 2 Tinjauan Pustaka .....	5
2.1 Kajian Pustaka .....	5
2.2 Dasar Teori .....	12
2.2.1 <i>Reverse Engineering</i> .....	12
2.2.2 <i>Medical Reverse Engineering</i> .....	12
2.2.3 <i>3D Scan</i> .....	13
2.2.4 <i>3D Print</i> .....	14
2.2.5 <i>Proses 3D Print Dalam Bidang Medis</i> .....	14
2.2.6 <i>Metode Reverse Engineering dengan CAD</i> .....	15
2.2.7 <i>Perangkat Lunak CAD: Autodesk PowerShape</i> .....	17
2.2.8 <i>Perangkat Lunak CAD : SolidWorks</i> .....	18

2.2.9 Orthosis.....	18
2.2.10 Antropometri.....	20
Bab 3 Metode Penelitian .....	21
3.1 Alur Penelitian.....	21
3.2 Peralatan dan Bahan .....	22
3.2.1 Alat .....	22
3.2.2 Bahan .....	22
3.3 Perancangan.....	22
3.3.1 Identifikasi Masalah dan Tujuan .....	22
3.3.2 Penentuan Kriteria Kebutuhan Pasien dan Konsep Desain .....	23
3.3.3 Akuisisi Data Pasien ( <i>3D Scanning</i> ).....	24
3.3.4 Pengolahan Data Hasil 3D Scan dan Pemodelan CAD .....	25
3.3.5 <i>Finite Element Analysis</i> .....	29
3.3.6 Mencetak Prototipe dengan <i>3D Print</i> .....	30
Bab 4 Hasil dan Pembahasan .....	32
4.1 Hasil Perancangan .....	32
4.2 Hasil Pengujian.....	33
4.2.1 Pengujian <i>Bending Material</i> .....	33
4.2.2 Analisis <i>Finite Element</i> .....	36
4.3 Analisis dan Pembahasan .....	37
4.3.1 Proses Pemindaian .....	37
4.3.2 Pemodelan CAD .....	38
4.3.3 Proses Scaling Model .....	38
4.3.4 Proses Cetak Prototipe dengan <i>3D Print</i> .....	41
4.3.5 Hasil Uji Pemakaian .....	42
Bab 5 Penutup.....	43
5.1 Kesimpulan.....	43
5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya .....	44
Daftar Pustaka .....	45

## DAFTAR TABEL

Tabel 2-1	Referensi penelitian.....	8
Tabel 3-1	<i>Properties</i> material filament PLA tiap <i>infill density</i> .....	29
Tabel 4-1	Defleksi hasil uji pembebanan .....	34
Tabel 4-2	Modulus elastisitas spesimen tiap variasi <i>infill</i> .....	35
Tabel 4-3	Perbandingan Bidai kayu dan Orthosis lengan metode RE .....	42



## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2-1	Penerapan metode RE dan 3D-Print di bidang medis.....	15
Gambar 2-2	Langkah proses Reverse Engineering dengan CAD .....	15
Gambar 2-3	Autodesk <i>PowerShape</i> .....	17
Gambar 2-4	<i>SolidWorks</i> .....	18
Gambar 2-5	Orthosis tangan .....	19
Gambar 2-6	Ilustrasi Antropometri.....	20
Gambar 3-1	Tahapan perancangan.....	23
Gambar 3-2	Proses pemindaian bentuk lengan ( <i>3D Scanning</i> ).....	24
Gambar 3-3	<i>Mesh file.STL</i> .....	26
Gambar 3-4	Segmentasi dengan wireframe (garis hijau).....	26
Gambar 3-5	Model surface.....	27
Gambar 3-6	Model potongan <i>surface</i> .....	27
Gambar 3-7	Model solid setengah jadi .....	27
Gambar 3-8	(A) Hasil penambahan lubang tali strap, (B) Ilustrasi pemakaian .....	28
Gambar 3-9	<i>SolidWorks Equation Global Variable</i> .....	28
Gambar 3-10	Skema pembebanan.....	30
Gambar 3-11	Parameter pencetakan .....	30
Gambar 3-12	Tampilan simulasi dan estimasi <i>Creality Slicer</i> .....	31
Gambar 4-1	Prototipe Orthosis lengan.....	32
Gambar 4-2	Dimensi spesimen dan skema uji .....	33
Gambar 4-3	Hubungan <i>Infill density</i> – Modulus elastisitas spesimen uji .....	35
Gambar 4-4	Properties filament PLA untuk <i>FEA</i> .....	36
Gambar 4-5	Simulasi pembebanan : (A) <i>Von misses stress</i> , (B) <i>Safety factor</i> .....	37
Gambar 4-6	Urutan pemodelan CAD orthosis lengan .....	38
Gambar 4-7	Pendekatan ukuran lebar tangan dan lebar lengan .....	39
Gambar 4-8	Dimensi antropometri lebar tangan.....	39
Gambar 4-9	<i>Scaling</i> dengan <i>SolidWorks Global Variable</i> dan <i>Driven Equation Design</i> .....	40

Gambar 4-10 Estimasi waktu pencetakan .....41  
Gambar 4-11 (A) Proses dan (B) hasil cetak orthosis dengan *3D Print* .....42



## DAFTAR NOTASI

P3K	: Pertolongan Pertama pada Kecelakaan
RE	: <i>Reverse Engineering</i>
AM	: <i>Additive Manufacturing</i>
MRE	: <i>Medical Reverse Engineering</i>
PLA	: <i>Polylactic Acid</i>
CAD	: <i>Computer Aided Design</i>
PC	: <i>Personal Computer</i>
FEA	: <i>Finite Element Analysis</i>
STL	: <i>Standard Triangle Language</i>
mm	: milimeter
SF/FoS	: <i>Safety Factor/Factor of Safety</i>
N	: Newton
MPa	: Megapascal
I	: Inersia batang spesimen ( $\text{mm}^4$ )
b	: Lebar penampang spesimen (mm)
d	: Tebal spesimen (mm)
E	: Modulus elastisitas (MPa)
W	: Beban (N)
L	: Panjang spesimen (mm)
$\delta$	: Defleksi (mm)

# **BAB 1**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Berdasarkan Gambaran Angka Kejadian Cedera Penyerta pada Fraktur Skapula di RS Dr Hasan Sadikin Bandung Periode Januari 2014 - Desember 2018, sebanyak 28 pasien fraktur akibat kecelakaan datang ke RS Hasan Sadikin Bandung. Dari jumlah tersebut didapatkan kelompok umur 25-34 tahun yaitu 10 pasien (35,72%), diikuti kelompok umur 15-24 tahun (28,57%) dan kelompok umur 35-44 tahun (21,42%). Data tersebut menyatakan rentang usia pasien yang mengalami fraktur akibat kecelakaan adalah antara 15-45 tahun, yang menunjukkan bahwa usia penderita fraktur akibat trauma adalah usia aktif dan produktif yang memiliki mobilitas tinggi, baik sebagai penumpang maupun pengendara (Yudhantoro & Ismiarto, 2019).

Fraktur adalah cedera akibat terputusnya kontinuitas jaringan tulang dan ditentukan sesuai jenis dan luasnya yang disebabkan oleh benturan langsung, gaya meremuk, gerakan puntir mendadak dan kontraksi otot secara ekstrim. Fraktur dapat menyebabkan edema jaringan lemak, persarafan ke otot dan sendi terganggu, dislokasi sendi, ruptur tendon, kerusakan saraf dan kerusakan pembuluh darah (Suratun et al., 2008). Cedera tersebut dapat menimbulkan perubahan yang signifikan pada kualitas hidup seseorang sebagai akibat dari pembatasan aktivitas, kecacatan, dan kehilangan pekerjaan. Salah satu faktor penyebab fraktur yang sering dijumpai adalah kecelakaan lalu lintas, kecelakaan lalu lintas dapat menyebabkan trauma (Black & Hawks, 2014).

Menurut Asrizal, 2014, keluhan utama yang umum pada pasien fraktur tertutup adalah rasa nyeri pada bagian disekitar fraktur. Dimana pada hasil pemeriksaan fisik regio femur dekstra didapatkan pemendekan, bengkak, deformitas angulasi ke lateral, nyeri tekan, pulsasi distal teraba, sensibilitas normal, nyeri gerak aktif, nyeri gerak pasif, dan tidak terdapat luka terbuka (Asrizal, 2014). Cedera fraktur menyebabkan kerusakan syaraf dan pembuluh darah yang memicu rasa nyeri. Nyeri yang timbul pada fraktur bukan hanya diakibatkan oleh frakturnya



saja, namun juga karena adanya pergerakan fragmen tulang. Untuk mengurangi nyeri tersebut, dapat diberikan obat penghilang rasa nyeri dan juga teknik imobilisasi, yaitu dengan tidak menggerakkan daerah yang fraktur (Fakhrurrizal, 2015). Untuk meminimalisir nyeri akibat pergerakan anggota tubuh yang mengalami fraktur, perlu adanya tindakan imobilisasi. Pembidaian adalah suatu tindakan pertolongan pertama pada cedera/trauma sistem muskuloskeletal untuk mengistirahatkan (imobilisasi) bagian tubuh yang mengalami cedera dengan menggunakan suatu alat dengan tujuan untuk meminimalisir rasa nyeri, mencegah gerakan patah tulang yang dapat mengakibatkan kerusakan jaringan lunak sekitarnya (Smeltzer & Bare, 2002).

Perkembangan teknologi manufaktur hingga saat ini telah diterapkan pada berbagai bidang. Salah satunya penggunaan *Additive Manufacturing* berupa alat pencetak 3D (*3D Print*) yang telah diaplikasikan pada bidang medis. Penerapan *Additive Manufacturing* (AM) di bidang medis dinilai sangat membantu dan menunjang dalam pembuatan suatu produk karena dapat mencetak produk dengan bentuk yang khas, relatif mudah dan cepat, menghemat bahan baku dalam pengerjaan, serta hasil produk yang dihasilkan lebih presisi dan teliti. Maka *additive Manufacturing* juga dapat diterapkan pada bidang orthopedi dan rehabilitasi terutama pada pembuatan orthosis (Baronio et al., 2016).

Untuk pembuatan model orthosis tangan menggunakan alat *Additive Manufacturing* seperti mesin cetak 3 dimensi (*3D Print*) diperlukan model 3D dari bentuk anatomi tangan pasien. Oleh karena itu dibutuhkan metode *Reverse Engineering* dengan tujuan memperoleh data model geometri atau bentuk 3D tangan pasien yang kemudian digunakan untuk proses selanjutnya, yaitu proses pengolahan data desain model menggunakan aplikasi *Computer Aided Design* (CAD). Lalu output olahan aplikasi CAD dicetak menggunakan *3D Print*.

Penelitian bertujuan untuk mengetahui secara mendalam fase produksi orthosis tangan dengan variasi ukuran lengan bawah orang Indonesia menggunakan *Reverse Engineering* dan *Additive Manufacturing* tipe industri menggunakan 3D scanner, perangkat lunak CAD *PowerShape* dan *SolidWorks*, dan *3D Printer* agar dapat dikembangkan untuk keperluan industri dan untuk

mempromosikan serta memandu upaya penelitian lebih lanjut terutama pada fase pemrosesan data 3D di bidang ortopedi maupun bidang medis lainnya.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Berdasarkan latar belakang yang telah disampaikan, berikut adalah rumusan masalah dalam penelitian ini adalah :

1. Bagaimana membuat produk orthosis lengan menggunakan metode dengan *Reverse Engineering* dan *Additive Manufacturing* memanfaatkan *3D scanner* dan *3D Printer*?
2. Bagaimana bentuk konsep desain orthosis lengan yang mempunyai keunggulan daripada bidai konvensional?
3. Bagaimana membuat produk orthosis lengan yang sesuai dengan kebutuhan medis untuk pembidaian dan dapat mengakomodir ukuran tangan orang Indonesia?

## **1.3 Batasan Masalah**

Pada Penelitian Tugas Akhir ini dibuat beberapa batasan masalah agar alur proses kerja lebih terarah dan tidak terlalu melebar ke topik lain, diantaranya :

1. Orthosis yang dibuat ditujukan untuk keperluan Pertolongan Pertama Pada Kecelakaan (P3K) fraktur pada bagian lengan bawah (tulang radius ulna).
2. Penelitian ini hanya sampai pada tahap pembuatan prototipe dengan metode RE dan 3D print material filament *Polylactic Acid (PLA)*.
3. Prototipe yang dibuat hanya satu jenis ukuran saja, namun untuk ukuran lain dibuat dalam bentuk data CAD menggunakan fitur *scaling*.
4. Belum membahas aspek ortopedi atau medis secara mendalam.

## **1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan**

Penelitian ini bertujuan untuk :

1. Mengetahui secara mendalam mengenai bagaimana fase produksi orthosis menggunakan *Reverse Engineering* dan *Additive Manufacturing*

tipe industri menggunakan alat *3D scanner*, perangkat lunak CAD : *PowerShape* dan *SolidWorks*.

2. Merancang desain orthosis lengan untuk keperluan P3K dengan bentuk yang menyesuaikan bentuk lengan agar memudahkan penggunaan.
3. Membuat desain orthosis dengan variasi ukuran sesuai ukuran lengan orang Indonesia berdasarkan antropometri dan memanfaatkan fitur desain berbasis parameter pada CAD.

## **1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan**

Penelitian ini perlu dilakukan untuk mempromosikan dan mengangkat potensi riset lebih lanjut mengenai penerapan *Reverse Engineering* dan *3D print* terutama pada fase pemrosesan data *3D* menggunakan *3D scanner* untuk proses pemindaian bentuk, perangkat lunak CAD : *PowerShape* dan *SolidWorks*, serta fase produksi dengan *3D Print* agar dapat dikembangkan untuk keperluan industri alat kesehatan dan untuk membangun sinergi antar bidang keilmuan (teknologi-medis) dalam mengembangkan penelitian lebih lanjut.

## **1.6 Sistematika Penulisan**

Penulisan Laporan Tugas Akhir ini diuraikan dalam lima bab yang berurutan untuk mempermudah pembahasannya. Bab 1 berisi latar belakang masalah, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan, manfaat penelitian dan perancangan dilakukan, serta sistematika penulisan laporan akhir. Lalu Bab 2 berisi kajian pustaka dan teori-teori yang melandasi dan berhubungan dengan penelitian dan perancangan yang dilakukan. Bab 3 berisi alur penelitian dan perancangan, alat dan bahan yang digunakan serta tahapan-tahapan proses kerja. Bab 4 membahas mengenai hasil-hasil yang sudah diperoleh dari perancangan dan pembahasan dari hasil-hasil tersebut. Kesimpulan hasil penelitian dan perancangan serta saran untuk penelitian selanjutnya dijelaskan pada Bab 5.

## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Kajian Pustaka

Penggunaan orthosis *splint* untuk imobilisasi bagian cedera telah mengalami perubahan dalam bentuk, material dan penggunaan. Di masa lalu, bagian tubuh yang mengalami cedera baik anggota gerak ekstremitas atas maupun bawah dibebat dengan batang kayu dan kain. Bahkan hingga saat ini masih digunakan jika tidak tersedia alat yang lebih layak. Dalam beberapa tahun terakhir, alat untuk pembidaian atau pembebatan dengan material kawat, logam dan plastik telah diproduksi dan digunakan. Masing-masing dari alat tersebut memiliki kelebihan dan kekurangannya tersendiri. (Zarei, 2021)

Berdasarkan penelitian oleh Zarei, 2021 yang berjudul “*New Spinal Immobilizer Vest for Prehospital Emergency Care*”, bahwa pergerakan yang terlalu banyak pada anggota tubuh yang mengalami cedera dapat menyebabkan kerusakan serius pada tulang dan jaringan lunak termasuk arteri, vena, tendon, ligamen, saraf tepi, dan yang paling penting kerusakan pada sumsum tulang belakang yang dapat menyebabkan kematian atau kelumpuhan. Oleh karena itu, imobilisasi yang tepat diperlukan untuk mencegah cedera tersebut bertambah parah. Perbaikan bidai anggota tubuh yang cedera dinilai dapat mengurangi rasa sakit dan memungkinkan untuk menunjang proses penyembuhan secara cepat. Bidai memiliki jenis yang berbeda tergantung pada lokasi cedera, salah satunya anggota ekstremitas atas seperti fraktur jari, pergelangan tangan, lengan bawah, siku, lengan dan bahu. Mengenai material, dijelaskan pula bahwa beberapa bahan dipertimbangkan mulai dari papan kayu, logam, kawat, hingga plastik. Untuk kriteria yang dipertimbangkan adalah bahan harus higienis, aman, kuat dan ringan, serta murah dan mudah didapatkan. Dari beberapa material yang dipertimbangkan, dipilih plastik polymer karena ringan, kompak dan kuat, serta tidak mempengaruhi hasil MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) atau *rontgent*. (Zarei, 2021)

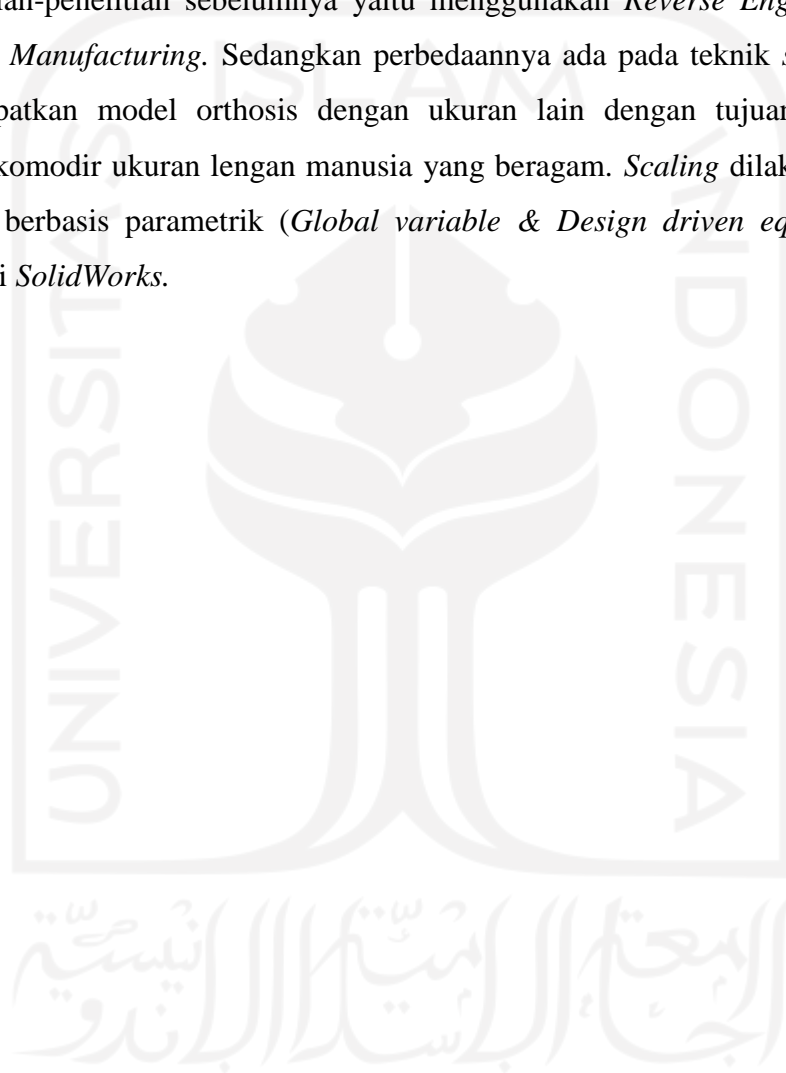
Penelitian dan perancangan orthosis dengan memanfaatkan metode *Reverse Engineering* dan *Additive Manufacturing* pernah dilakukan oleh Baronio et al., 2016 di dalam judul penelitiannya yaitu “*A Critical Analysis of a Hand Orthosis Reverse Engineering and 3D Printing Process*”. Pada penelitian tersebut dijabarkan mengenai metode perancangan orthosis tangan yang memanfaatkan metode *scanning* dengan alat pemindai 3 dimensi (*3D scanner*) dan *Rapid prototyping* menggunakan alat cetak 3 dimensi (*3D Printing*). Perancangan tersebut dilakukan dengan memperhatikan langkah-langkah penting dari seluruh proses produksi, khususnya pada langkah *3D scanning* untuk memperoleh geometri lengan bawah yang mendekati aslinya secara bentuk dan ukuran. Lalu dilanjutkan pada proses pengolahan data hasil *3D scanning* dengan aplikasi CAD menjadi model orthosis yang akan dicetak. Namun pada proses pemodelan orthosis menggunakan aplikasi *Computer Aided Design* (CAD), dalam penelitian tersebut menjadi perhatian utama, dikarenakan butuh keterampilan khusus untuk mengoperasikan aplikasi CAD dengan fitur yang memadai, mengingat belum banyak teknisi bidang medis dan teknisi orthopedi begitu memahami keterampilan tersebut. (Baronio et al., 2016)

Lalu penelitian oleh Păcurar et al., 2019 tentang desain orthosis yang digunakan untuk imobilisasi tangan setelah operasi bedah atau patah tulang. *Finite Element Analysis* digunakan untuk optimasi bentuk orthosis, sesuai yang diberikan oleh hambatan mekanik dari bagian dan batasan yang diberikan oleh parameter teknologi yang digunakan dalam proses *Additive Manufacturing*. Orthosis akhirnya diproduksi di laboratorium *Fused Deposition Modeling* Universitas Teknik Cluj-Napoca, dan hasilnya bisa menjadi implementasi dalam sistem medis di Rumania.

Kemudian penelitian oleh Mohammed & Fay pada 2018, yang membuat perbandingan antara perangkat belat ibu jari dengan material thermoplastic dan filament *3D Print*. Dalam penelitian tersebut dibuat 2 jenis belat, yang pertama dengan material thermoplastic yang penggunaannya perlu dipanaskan terlebih dahulu agar lentur dan mudah diaplikasikan mengikuti bentuk tangan. Jenis belat yang kedua adalah belat bermaterial filament dan diproduksi dengan metode *Reverse Engineering* dimana proses yang dilalui diantaranya adalah pemindaian

3D (3D scanning), rekonstruksi geometri, dan proses cetak dengan *3D Print*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa jenis belat yang diproduksi dengan *Reverse Engineering* lebih disukai dan lebih banyak mendapat tanggapan positif dari segi kemudahan, kenyamanan, estetika, dan kualitas dibandingkan dengan jenis belat pertama yang dibuat dengan material thermoplastic (Mohammed & Fay, 2018).

Pada penelitian ini, secara garis besar metode yang digunakan sama dengan penelitian-penelitian sebelumnya yaitu menggunakan *Reverse Engineering* dan *Additive Manufacturing*. Sedangkan perbedaannya ada pada teknik *scaling* untuk mendapatkan model orthosis dengan ukuran lain dengan tujuan agar dapat mengakomodir ukuran lengan manusia yang beragam. *Scaling* dilakukan dengan desain berbasis parametrik (*Global variable & Design driven equation*) pada aplikasi *SolidWorks*.



**Tabel 2-1** Referensi penelitian

Tahun	Peneliti	Penelitian	Jenis Metode	Variabel	Parameter	Tujuan	Hasil Penelitian
2016	Baronio et al.	<i>A Critical Analysis of a Hand Orthosis Reverse Engineering and 3D Printing Process</i>	<i>Reverse Engineering</i> dan Rapid prototyping.	Tahapan produksi orthosis tangan dengan metode RE/RP jenis industri.	Akurasi data scan, efisiensi proses, keserbagunaan, serta desain yang sesuai.	Mengetahui, menerapkan dan meninjau secara kritis fase produksi orthosis tangan menggunakan <i>Reverse Engineering</i> dan Rapid prototyping tipe industri.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Solusi scanning 3D mencapai tingkat akurasi yang tinggi dari scan tunggal dan biaya rendah.</li> <li>- Total durasi cetak sekitar 11 jam. Total waktu keseluruhan proses : akuisisi, pemodelan, dan fase pencetakan, sekitar 1 hari kerja.</li> </ul>

2018	Mohammed & Fay	<i>Design and Additive Manufacturing of a Patient Specific Polymer Thumb Splint Concept</i>	<i>Reverse Engineering dan Rapid prototyping.</i>	Perbandingan belat ibu jari thermoplastic dan filament <i>3D Print</i> dari segi kenyamanan, mobilitas, estetika, dan kemudahan utilitas (pasang, lepas, dibersihkan)	Akurasi data scan, ketebalan orthosis splint, waktu produksi, bentuk, dan estetika.	Mencari solusi dan memeriksa kelayakan menggunakan 3D scan, Computer Aided Design (CAD) dan pencetakan 3D sebagai alat untuk membuat belat yang lebih ergonomis dan manjur untuk pasien yang menderita gangguan otot atau trauma ibu jari	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dengan 3D scan dapat diperoleh anatomi pasien yang spesifik dan teliti .</li> <li>- Orthosis thermoplastic dan <i>3D Print</i> dievaluasi dengan uji penggunaan pada tangan beberapa volunteer, kemudian diminta untuk memberikan jawaban beberapa pertanyaan seputar kenyamanan, estetika, mobilitas, dan utilitas untuk konfigurasi kelayakan.</li> </ul>
------	----------------	---	---	---	---	---	--



2019	Päcurar et al.	<i>Research regarding the design and manufacturing of hand orthosis by using Fused Deposition Modeling technology</i>	<i>Reverse Engineering, Rapid Prototyping/Additive Manufacturing, Finite Element Analysis.</i>	Tahapan kelayakan produksi orthosis pascaoperasi lengan dengan Reverse engineerig dan <i>Additive Manufacturing</i>	Akurasi data scan, efisiensi proses, serta desain yang sesuai.	Merancang orthosis untuk imobilisasi tangan pascaoperasi bedah atau patah tulang dengan metode <i>Reverse Engineering, Additive Manufacturing</i> , dan optimisasi desain dengan <i>Finite Element Aanalysis</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Desain orthosis yang menyesuaikan bentuk lengan pasien dengan lubang ventilasi agar sirkulasi udara lancar, serta telah dioptimasi dengan <i>Finite Element</i>.</li> <li>- Orthosis lengan berhasil dibuat dengan <i>3D Print</i> dengan durasi 13 jam 35 menit</li> </ul>
2021	Zarei	<i>New Spinal Immobilizer Vest for Prehospital Emergency Care</i>	CAD modeling, cut molding prototyping, Studi antropometri	Tahapan perancangan <i>splint body</i>	Jenis material, sifat, berat, volume, dan biaya produksi <i>body splint</i> , antropometri tubuh.	Melakukan perancangan <i>splint body</i> yang ringan dan volume rendah, sekali pakai dan higienis, hemat biaya, dapat didaur ulang dan kemampuan untuk dipasang di segala kondisi dan tempat darurat.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Prototipe <i>body splint</i> yang ringan, volume lebih kecil, kompak, lebih murah dan lebih meng-imobilisasi tubuh dengan baik daripada prototipe yang ada sebelumnya.</li> </ul>

2021	Anggita	Perancangan Orthosis Lengan Sebagai Alat Pertolongan Pertama Kecelakaan dengan Metode <i>Reverse Engineering</i> dan <i>3D-Print</i>	<i>Reverse Engineering, Aditive Manufacturing, Scaling</i>	Proses perancangan model orthosis lengan dengan variasi ukuran menggunakan metode RE, AM dan fitur scaling pada aplikasi CAD.	Bentuk dan variasi ukuran model orthosis lengan berdasarkan antropometri orang Indonesia.	Merancang orthosis menggunakan <i>Reverse Engineering</i> dan <i>Aditive Manufacturing</i> dengan variasi ukuran sesuai ukuran lengan orang Indonesia.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Prototipe/model orthosis untuk lengan dengan material filament PLA yang bentuknya sesuai dengan bentuk profil lengan manusia</li> <li>- Model orthosis lengan dengan variasi ukuran menggunakan scaling untuk mengakomodir ukuran lengan manusia yang beragam.</li> </ul>
------	---------	--	--	---	---	--	--

## **2.2 Dasar Teori**

### **2.2.1 Reverse Engineering**

*Reverse Engineering* secara umum didefinisikan sebagai proses analisis objek atau sistem, baik perangkat keras maupun perangkat lunak untuk mengidentifikasi komponen penyusun dan keterkaitannya, serta mengetahui cara kerjanya untuk mendesain ulang atau menghasilkan salinan objek tanpa akses ke desain asli atau *blueprint*-nya. Dapat pula diterapkan juga sentuhan modifikasi untuk hasil yang berbeda dari objek awalnya.

*Reverse Engineering* untuk suatu desain dilakukan dengan memanfaatkan bantuan *Computer Aided Design (CAD)*, dimana objek fisik digunakan sebagai acuan untuk menghasilkan salinan objek, mengekstraksi konsep desain model yang ada, melakukan reka ulang atau rekonstruksi bagian yang ada. Di bidang grafik 3D dan pemodelan geometris, *Reverse Engineering* digunakan untuk merekonstruksi model 3D suatu objek dalam format geometris yang berbeda dari bentuk nyata secara fisik. Tujuan final dari rangkaian proses *Reverse Engineering* adalah untuk mendapatkan data 3D yang meliputi geometri objek yang khas dari berbagai aplikasi yang dikembangkan. Ada dua jenis representasi objek, terutama di bidang pemodelan geometrik 3D, desain teknik, dan pengembangan produk: (i) Poligon atau segitiga *mesh* dan (ii) *B-Spline* rasional tidak seragam (NURBS) (Hieu et al., 2010).

### **2.2.2 Medical Reverse Engineering**

Hingga saat ini, *Reverse Engineering* telah diterapkan untuk keperluan pengembangan dan penelitian aplikasi medis dan disebut sebagai *Medical Reverse Engineering (MRE)*. Biasanya MRE berperan pada pengolahan data pasien sebagai objek biomedis untuk dilakukan proses rekonstruksi struktur anatomi tubuh dan objek yang khas untuk pengembangan berbagai produk, aplikasi, dan penelitian biomedis. Persyaratan akurasi untuk MRE tergantung pada aplikasi spesifik. Untuk tujuan implan *cranio-maxillofacial*, biomodel, dan model pelatihan yang dipersonalisasi, persyaratan akurasi pada dasarnya tidak terlalu tinggi

dibandingkan dengan *Reverse Engineering* di bidang industri yang mencapai ukuran mikron. Namun, untuk peralatan bedah dan implan fungsional seperti implan tulang belakang, pinggul dan lutut, maka persyaratan akurasi yang harus dipenuhi sangat tinggi. (Hieu et al., 2010)

*Reverse Engineering* pada bidang medis juga dapat membantu visualisasi situasi cedera traumatis, seperti fragmentasi tulang yang kompleks, imobilisasi, hingga rehabilitasi fraktur. Hal tersebut merupakan penerapan *Reverse Engineering* dan *3D Print* yang paling banyak digunakan. Salah satunya oleh ahli bedah orthopedi di *Walter Reed Medical Center* (Bethesda, MD) yang mengembangkan model lutut manusia menggunakan teknologi *3D Print*. Model-model tersebut telah digunakan dan sesuai prosedur bedah di mana luka berada di dekat saraf atau arteri persimpangan, serta dengan toleransi untuk kesalahan yang minim (Auricchio & Marconi, 2016).

### **2.2.3 3D Scan**

Pemindaian tiga dimensi atau *3D scan* adalah proses pengambilan data berupa geometri suatu objek untuk keperluan rekonstruksi bentuk dan pemodelan 3D dari objek tersebut. Model 3D yang dihasilkan pada dasarnya merupakan kumpulan titik yang tersusun pada ruang 3D dari objek yang dipindai (Koyuncu et al., 2010).

Cara kerja *3D scan* mirip seperti kamera, namun lebih memanfaatkan metode pemindaian laser, proyeksi pinggiran, dan fotogrametri (pemetaan udara). Sehingga dihasilkan sebuah teknik pengukuran 3D dan rekonstruksi virtual permukaan objek di banyak area. Sistem pemindaian 3D umumnya bekerja pada permukaan objek berwarna putih atau cerah agar memantulkan cahaya dengan baik. Alat *3D scan* memancarkan laser ke objek yang dipindai, lalu merekam cahaya laser yang dipantulkan permukaan objek, kemudian cahaya pantul tersebut diproses menjadi kumpulan titik yang membentuk objek yang dipindai (Constantinou et al., 2017).

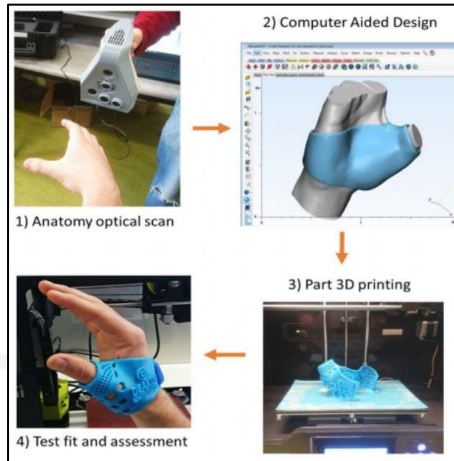
#### **2.2.4 3D Print**

*3D Print* atau *aditive manufacturing* adalah proses untuk membuat atau mewujudkan objek tiga dimensi dari model 3D yang bersumber dari data elektronik. Proses *3D Print* model objek dikerjakan dengan proses aditif dimana lapisan berturut-turut bahan diletakkan di bawah kendali komputer. Model 3D (format STL) dari objek yang diperlukan sangat penting untuk proses ini (Attaran, 2017).

File **.STL** model pertama-tama akan diproses oleh perangkat lunak "*Slicer*" untuk mengatur parameter pencetakan serta mengubah model menjadi *G-Code* yang akan diinput ke mesin *3D Print* sebagai perintah kendali pencetakan. Lapisan demi lapisan material dari awal hingga akhir akan menyatu dan membentuk model fisik atau *prototype* sesuai dengan desain model CAD yang ada di komputer. Keuntungan utama dari teknik ini adalah kemampuannya untuk membuat hampir semua bentuk atau fitur geometris (Satyanarayana & Prakash, 2015).

#### **2.2.5 Proses 3D Print Dalam Bidang Medis**

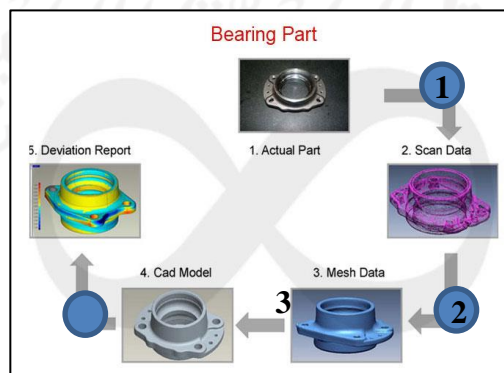
Bidang medis adalah salah satu sektor terbesar dengan potensi transformatif. Penggunaan *3D Print* atau *Additive manufacturing* dalam industri medis diperkirakan akan cenderung ke arah pertumbuhan. Penerapan pada bidang manufaktur orthosis prosthesis, bahkan organ manusia sekalipun menjadi sebuah implementasi teknologi yang semakin standar. Pasar ini masih dalam masa pertumbuhan, tetapi diharapkan penggunaan *3D Print* di bidang medis dapat terus bertumbuh. Pada tahun 2012, segmen medis dari pasar *Additive manufacturing* hanya \$11 juta, namun dengan biaya riset dan teknologi yang menurun, pasar diperkirakan akan tumbuh menjadi \$1,9 miliar pada tahun 2025 (Vicari & Kozarsky, 2013).



**Gambar 2-1** Penerapan metode RE dan 3D-Print di bidang medis  
 Sumber : (Mohammed & Fay, 2018)

Mesin *3D Print* memerlukan data CAD dari anatomi pasien untuk diwujudkan dalam model fisik, sehingga perlu didahului dengan proses akuisisi data. Akuisisi data dilakukan dengan cara *scanning* anatomi tubuh pasien menggunakan *3D scanner* atau teknologi pencitraan medis yang beresolusi tinggi seperti CT, MRI dan sebagainya. Lalu data hasil akuisisi akan diolah berupa pemrosesan gambar untuk membuat model virtual melalui simulasi dinamis dan interaktif menggunakan aplikasi CAD. Kemudian model dikonversi ke dalam format file CAD *.STL* (stereolithography). File *.STL* ini selanjutnya akan dibuat *G-code* untuk mengoperasikan mesin *3D Print* agar memproduksi bentuk sesuai model yang ada di komputer (Wang et al., 2021).

### 2.2.6 Metode *Reverse Engineering* dengan CAD



**Gambar 2-2** Langkah proses Reverse Engineering dengan CAD  
 Sumber : <https://flatworldsolutions.com/>

### 1. Akuisisi data

Akuisisi data dilakukan menggunakan *3D scanner* untuk memindai bentuk objek fisik secara akurat, lengkap dan cepat hingga didapatkan data geometrik 2D dan 3D dari objek fisik. Studi ini secara khusus mengadopsi teknologi nirsentuh perangkat pemindai laser untuk mendapatkan data geometris yang berupa kumpulan titik-titik yang saling terhubung membentuk bagian yang dipindai. Dengan dua mode berbeda, cahaya putih dan laser, pemindai dapat memilih mode yang sesuai dengan bahan permukaan model untuk memindai target dan mendapatkan data *cloud* titik yang saling terhubung menjadi *mesh*. Selanjutnya, *mesh* diimpor ke aplikasi CAD untuk memisahkan antara bagian yang terpakai dan yang tidak terpakai, serta memperbaiki *mesh* yang tidak sempurna (berlubang atau terlalu kasar) akibat tidak terpindai dengan baik menggunakan fitur *mesh doctor*.

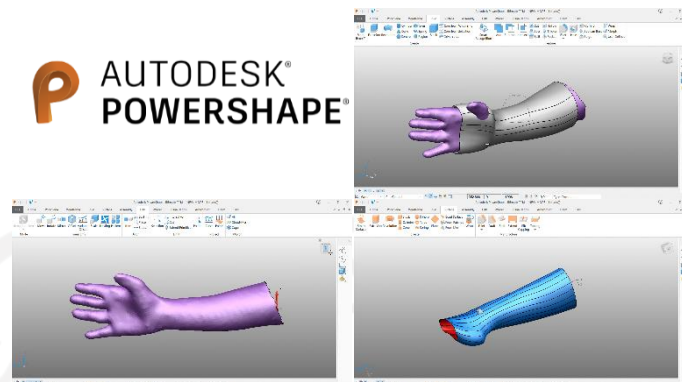
### 2. Segmentasi bagian

*Mesh* yang telah dirapihkan kemudian disegmentasi untuk mengklasifikasi bentuk-bentuk dasar atau beberapa bagian kecil yang menyusun bentuk utama hasil pemindaian. Hal ini akan memudahkan dalam pembuatan model *surface* dari objek yang dipindai.

### 3. Pemodelan permukaan/*surface*

Pada tahap ini, bagian-bagian hasil segmentasi dibuat model *surface*-nya kemudian digabungkan kembali satu sama lain hingga menutupi bagian *mesh*. Selanjutnya pemodelan permukaan ini dapat dibuat menjadi bentuk solid dan disimpan dalam format file CAD untuk keperluan lebih lanjut baik cetak, modifikasi bentuk, maupun analisis *Finite Element* (Wang et al., 2021).

## 2.2.7 Perangkat Lunak CAD: Autodesk *PowerShape*



**Gambar 2-3** Autodesk *PowerShape*

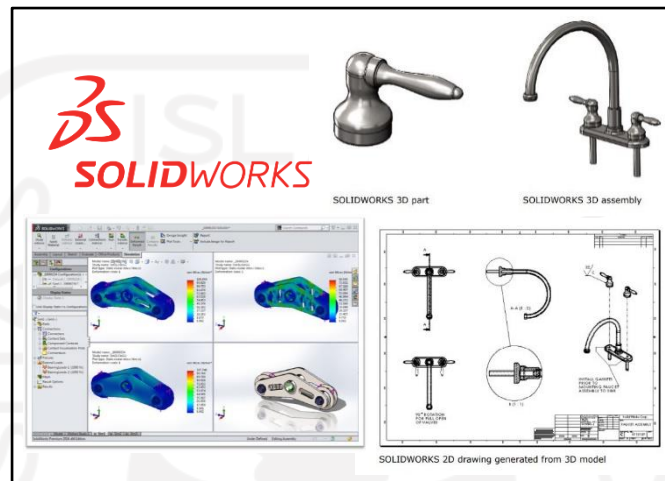
*PowerShape* merupakan aplikasi CAD yang dapat memodelkan bentuk yang kompleks dalam pemodelan 3 dimensi. *PowerShape* menggabungkan kemampuan dari pemodelan permukaan (*surface*), pemodelan padat (*solid*), dan pemodelan jaring (*mesh*) untuk mendesain produk kompleks pada industri manufaktur seperti cetakan (*mold*), inti cetakan, dan komponen (*part*). *PowerShape* menawarkan beberapa fitur untuk pemodelan permukaan (*Surfacing Tools*), termasuk permukaan dari kurva dan manipulasi permukaan dinamis, memungkinkan pembuatan permukaan kompleks. Kemudian terdapat fitur yang digunakan untuk *Reverse Engineering* sehingga dapat membantu pengerjaan suatu model pada bagian yang kompleks dimana fitur tersebut belum tersedia di software CAD pada umumnya. Berbagai kelebihan dari *PowerShape* yaitu sebagai berikut :

1. Dapat mengimpor berbagai macam format model dari semua sistem desain CAD.
2. Dapat menemukan dan memperbaiki kesalahan kritis pada model dengan mudah.
3. Dapat terus bekerja, bahkan jika Model CAD yang diimpor tidak sempurna.
4. Bekerja dengan kombinasi apa pun dari *surface*, *solid* dan *STL mesh*.
5. Dapat mengirim model jadi secara langsung ke PowerMill atau FeatureCAM untuk simulasi pemesinan.
6. Dapat memisahkan model cetakan menggunakan tool Wizard sederhana.



7. Dapat terhubung secara langsung ke pemindaian 3D Scanner untuk *Reverse Engineering*, dengan geometri kompleks dan kemampuan tinggi untuk pemodelan *mesh* (Autodesk, n.d.).

## 2.2.8 Perangkat Lunak CAD : *SolidWorks*



**Gambar 2-4** *SolidWorks*

Sumber :Dassault Systemes, 2015

*SolidWorks* adalah perangkat lunak otomatisasi desain mekanis milik perusahaan *Dassault Systemes* yang ditujukan untuk membantu desainer membuat sketsa ide, desain model 3D, bereksperimen dengan fitur dan dimensi, dan menghasilkan model dan gambar dengan cepat. Selain pemodelan 3D, perangkat lunak *SolidWorks* juga memiliki fitur analisis *Finite Element* seperti mekanik statis dan dinamis untuk mengetahui atau memprediksi efek pembebanan kerja suatu alat melalui simulasi pembebanan berupa gaya, tekanan, torsi, dan sebagainya, agar dapat membantu perancang mengetahui bagian kritis dalam proses perancangan yang disebabkan oleh pembebanan tersebut (Dassault Systemes, 2015).

## 2.2.9 Orthosis

Orthosis adalah perangkat pendukung bagian atau sendi tubuh. Perangkat ini memberikan pasien stabilitas, dukungan, posisi, dan perlindungan, membantu pasien menjadi lebih mandiri dan fungsional dalam kegiatan sehari-hari. Pemilihan orthosis yang perlu diperhatikan agar menunjang perawatan dan hasil pemulihan

yang optimal. Orthosis juga dapat disebut sebagai belat atau bidai, fungsinya untuk menahan persendian selama proses pemulihan, seperti belat jari yang digunakan untuk menahan jari agar tidak bengkok atau mencegah peradangan, atau belat pinggul *spica* yang digunakan oleh para pasien pascaoperasi pinggul untuk menjaga/membatasi rentang gerak tertentu yang diperlukan sebagai protokol rehabilitasi (Coppard & Lohman, 2008).



**Gambar 2-5** Orthosis tangan

Sumber : (Baronio et al., 2016) , (Mohammed & Fay, 2018)

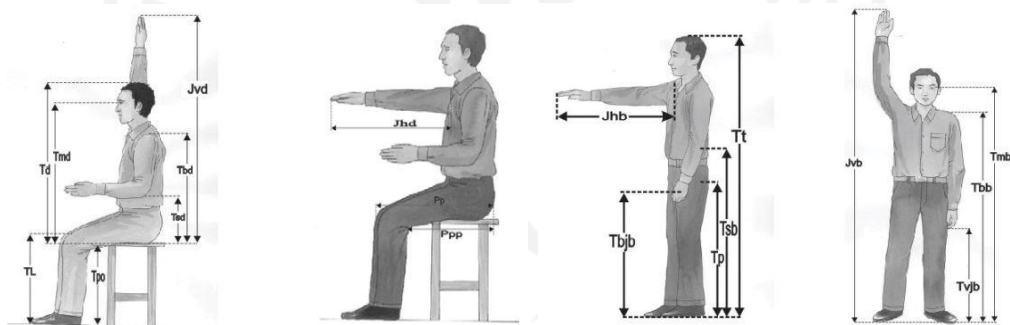
Untuk bagian gerak atas, ada beberapa opsi orthosis yang tersedia untuk menopang tangan dan pergelangan tangan, tergantung pada diagnosis dan batasan gerakan yang diinginkan. Untuk diagnosa seperti *carpal tunnel syndrome*, tendonitis, atau keseleo, orthosis pergelangan tangan *cock-up*, yang menahan pergelangan tangan pada posisi netral adalah pilihan yang paling umum digunakan. Orthosis tangan ini tersedia dalam berbagai ukuran. Salah satunya adalah orthosis pergelangan tangan lunak (*Wrist Hand Orthosis*) juga dapat membantu proses penyembuhan pascaoperasi patah tulang. (Coppard & Lohman, 2008)

Penggunaan perangkat belat atau bidai adalah pengobatan yang berpatokan pada metode tradisional untuk pasien yang menderita berbagai kondisi muskuloskeletal ekstremitas atas. (Ahern et al., 2018) Profesional di bidang kesehatan, seperti Okupasi Terapis, Fisioterapis dan Orthosis dengan pelatihan dan keterampilan khusus menggunakan beberapa proses untuk memproduksi belat yang dirancang dan diproduksi khusus untuk memenuhi persyaratan klinis dari

kondisi tertentu. Perangkat belat yang tidak memenuhi standar persyaratan rehabilitasi medis dapat berdampak pada pemulihan dan dapat mengakibatkan defisit jangka panjang pada pasien dan mengurangi fungsi ekstremitas atas yang dapat berdampak pada kemampuan pasien untuk menyelesaikan aktivitas keseharian, mempertahankan pekerjaan, dan kegiatan partisipasi mereka dalam masyarakat (Mohammed & Fay, 2018).

### 2.2.10 Antropometri

Antropometri berasal dari kata latin yaitu anthropos yang berarti manusia dan metron yang berarti pengukuran, sehingga memiliki arti sebagai pengukuran tubuh manusia (Bridger, 1995). Sanders & McCormick, 1987 menyatakan bahwa antropometri adalah pengukuran dimensi tubuh atau karakteristik fisik tubuh lainnya yang relevan dengan desain tentang sesuatu yang dipakai orang. Dengan mengetahui ukuran dimensi tubuh pekerja, dapat dibuat rancangan peralatan kerja, stasiun kerja dan produk yang sesuai dengan dimensi tubuh pekerja sehingga dapat menciptakan kenyamanan, kesehatan, keselamatan kerja (Purnomo, 2013).



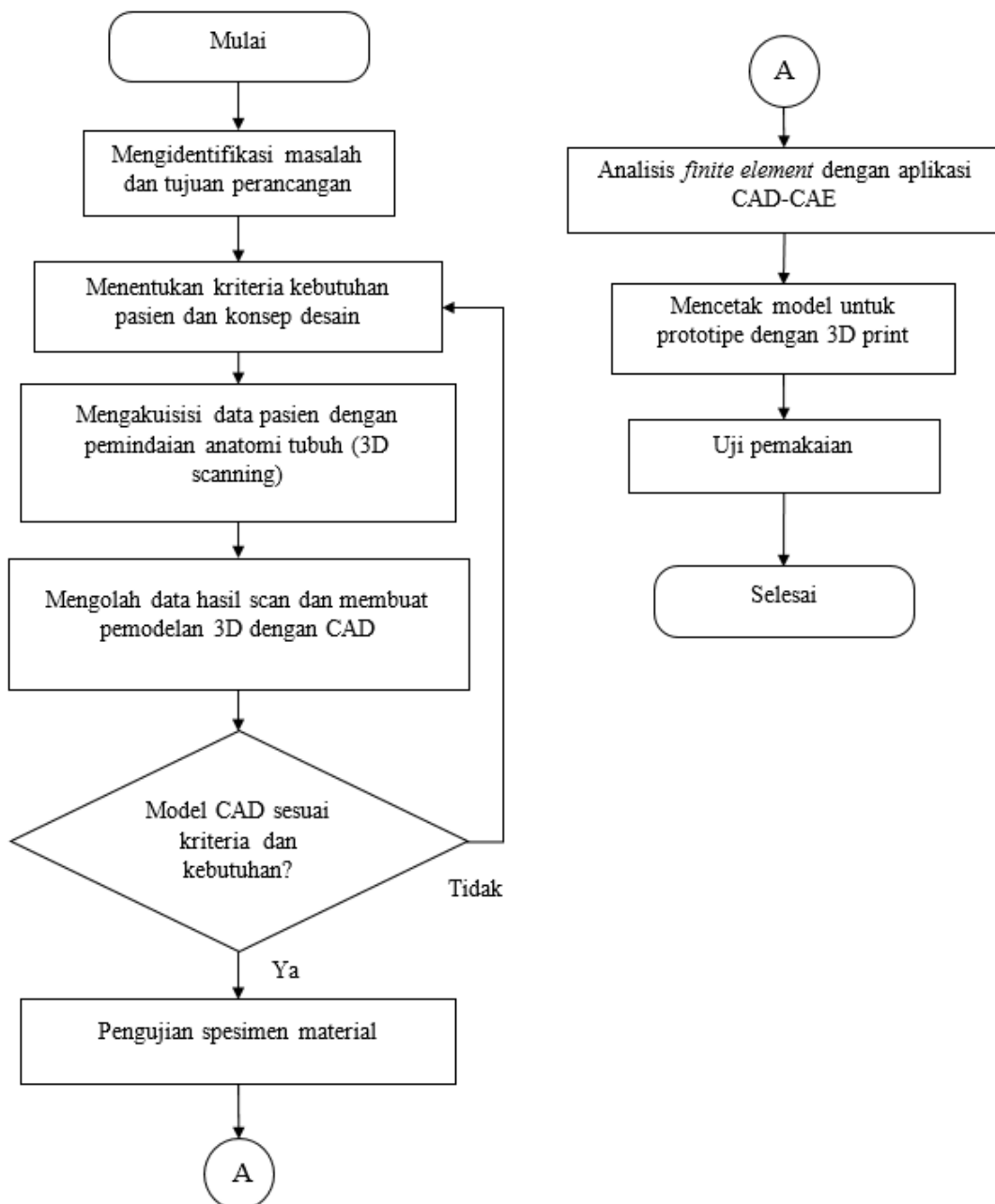
**Gambar 2-6** Ilustrasi Antropometri

Sumber : (Purnomo, 2013)

## BAB 3 METODE PENELITIAN

### 3.1 Alur Penelitian

Rangkaian penelitian dan perancangan yang dilakukan disusun dalam diagram alir berikut :



## **3.2 Peralatan dan Bahan**

Peralatan dan Bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut :

### **3.2.1 Alat**

1. Perangkat 3D Scanner *3D-Sense V.2*
2. *3D Printer Creality 10S* ukuran 500 mm x 500 mm x 500 mm
3. Perangkat PC
4. Perangkat lunak *PowerShape 2018*
5. Perangkat lunak *SolidWorks*
6. Perangkat lunak *Creality Slicer*

### **3.2.2 Bahan**

1. Filament PLA
2. Tali *webing* elastis lebar 3,8 mm
3. Perekat *velcro tape*

## **3.3 Perancangan**

Dalam proses perancangan orthosis lengan bawah dengan metode *Reverse Engineering* dan *3D Print* ini melalui tahapan-tahapan yang diurutkan sebagai berikut :

### **3.3.1 Identifikasi Masalah dan Tujuan**

Pergerakan yang terlalu banyak pada anggota tubuh yang mengalami cedera dapat menyebabkan kerusakan serius pada tulang dan jaringan lunak. Termasuk juga pada bagian lengan sebagai anggota tubuh gerak atas. Oleh karena itu, imobilisasi yang tepat diperlukan untuk mencegah cedera tersebut bertambah parah. Belat yang masih banyak digunakan untuk imobilisasi lengan cedera hingga saat ini berupa papan kayu datar yang dibalut dengan kain perban, dan diaplikasikan pada lengan. Permukaan belat kayu yang datar ketika dipasang pada lengan akan mendesak karena permukaan lengan lebih lengkung dan berisi

jaringan lunak otot. Sehingga lengan menerima tekanan dari pembidaian yang menyebabkan rasa kurang nyaman pada pasien. Perbaikan belat pada lengan cedera bertujuan untuk mengurangi rasa kurang nyaman tersebut dan memungkinkan agar menunjang proses penyembuhan secara cepat. Perbaikan yang dilakukan berupa perbaikan bentuk belat atau orthosis menggunakan metode *Reverse Engineering* agar menyesuaikan bentuk anatomi lengan sehingga nyaman ketika digunakan.



**Gambar 3-1** Tahapan perancangan

Diadaptasi ulang dari : (Päcurar et al., 2019)

### 3.3.2 Penentuan Kriteria Kebutuhan Pasien dan Konsep Desain

Pertolongan pertama pada kecelakaan salah satunya adalah pembidaian yang bertujuan untuk mengistirahatkan (imobilisasi) bagian tubuh yang mengalami cedera. Pembidaian ini perlu dilakukan untuk meminimalisir rasa nyeri, mencegah gerakan pada bagian cedera yang dapat mengakibatkan kerusakan jaringan lunak sekitarnya. Untuk memenuhi langkah tersebut, diperlukan suatu alat berupa bidai atau orthosis.

Bidai yang ada saat ini kebanyakan masih menggunakan *spalk* atau papan kayu. Namun jenis pembidaian tersebut memiliki beberapa kelemahan diantaranya :

1. Bentuk permukaan datar, tidak mengikuti kontur permukaan lengan.
2. Pengaplikasian maupun pelepasan cukup memakan waktu.
3. Sulit mengatur kekencangan ikatannya.
4. Ada kemungkinan lapuk, tergantung jenis kayu yang digunakan.
5. Kurang nyaman digunakan.

Untuk mengatasi beberapa kelemahan tersebut, maka diambil beberapa kriteria untuk konsep desain jenis orthosis yang baru sebagai solusi kelemahan bidai kayu. Kriterianya sebagai berikut :

1. Bentuk permukaan yang sesuai anatomi mengikuti kontur lengan pasien.
2. Pengaplikasian dan pelepasan lebih singkat.
3. Dapat diatur kekencangannya.
4. Dibuat dengan material yang lebih awet, tangguh, namun tetap ringan.
5. Meminimalisir rasa kurang nyaman ketika digunakan.

### 3.3.3 Akuisisi Data Pasien (*3D Scanning*)

Dalam proses 3D Scanning ini, alat yang digunakan yaitu *3D-Scan Sense V2*. Sebelum memulai, beberapa langkah perlu disesuaikan dengan prosedur pemindaian agar mendapatkan hasil pindai yang optimal. Pertama, harus dipahami bagian mana saja yang perlu diambil atau dibutuhkan dalam pemindaian sehingga efektif dan efisien. Lalu untuk mendapatkan hasil pemindaian dengan data yang sesuai, maka dibutuhkan posisi objek yang dipindai, pencahayaan yang baik, serta alur jalannya pemindaian. Setelah mendapatkan tempat dengan kondisi cahaya yang sesuai, tangan pasien diletakkan pada posisi yang sesuai dan mudah dalam pemindaian.



**Gambar 3-2** Proses pemindaian bentuk lengan (*3D Scanning*)

Pada penelitian ini, tangan bidaiien yang dipindai adalah tangan kanan bagian lengan bawah (dari siku hingga pergelangan). Oleh karena itu, dibutuhkan penyesuaian posisi tangan pasien dengan alur jalannya pemindaian oleh operator 3D Scan. Posisi tangan pasien diletakkan pada suatu tumpuan dan bertumpu pada siku, lalu ditegakkan membentuk sudut 90° terhadap penampang tumpuan. Kemudian pemindaian dilakukan dengan lintasan melingkar 360° serta naik dan turun di sekitar tangan pasien dengan jarak optimal pemindaian antara objek dan lensa alat 3D Scan yaitu 0.45m – 2m. Untuk pergerakan dalam pemindaian juga dilakukan secara perlahan agar permukaan objek yang dipindai dapat ditangkap dengan baik. Alur ini digunakan agar mempermudah proses pemindaian sehingga menghasilkan data yang optimal. Proses pemindaian dilakukan beberapa kali hingga mendapatkan hasil terbaik dan sesuai dengan data bentuk anatomi tangan yang dibutuhkan. Dalam penelitian ini, pemindaian dilakukan sebanyak 4 kali dengan lama waktu pemindaian masing-masing yaitu  $\pm 2$  menit.

### **3.3.4 Pengolahan Data Hasil 3D Scan dan Pemodelan CAD**

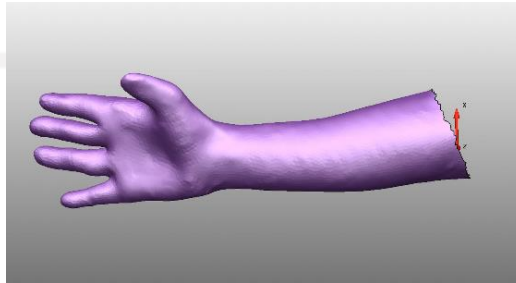
Untuk mengolah data hasil 3D scan dan Pemodelan CAD digunakan perangkat lunak *PowerShape* 2018 dengan metode *Reverse Engineering*. Untuk langkah-langkah permodelan CAD menggunakan metode *Reverse Engineering* diuraikan sebagai berikut:

#### **3.3.4.1 Pra-pemodelan**

Sebelum memodelkan bentuk orthosis yang sesuai bentuk lengan, perlu dilakukan beberapa proses pada hasil 3D scan yang berupa kumpulan titik dan jaring (*mesh*), seperti pengurangan titik dan *mesh* (*reduce mesh*), akuisisi titik awan (*point cloud*), dan proses penghalusan dan perataan (*refine mesh*). Proses tersebut dilakukan untuk meminimalisir kesalahan dan kompleksitas data yang diperoleh, serta agar didapat bentuk permukaan yang dapat digunakan untuk proses segmentasi. Hasil data pemindaian juga harus diteliti dan diperbaiki jika terdapat lubang pada beberapa permukaan objek akibat pemindaian yang kurang optimal. Bisa terjadi juga beberapa benda sekitar objek ikut terpindai (*noise object*), sehingga perlu dilakukan penghapusan atau pemotongan. Perbaikan hasil data scan



dapat dilakukan pada perangkat lunak bawaan dari alat pemindai yaitu *3D-Scan Sense V2*. Setelah pengecekan dan perbaikan, file hasil data 3D disimpan dalam format **.OBJ** atau **.STL** sebelum berlanjut ke proses pemodelan desain orthosis menggunakan *PowerShape*. Pra-pemodelan ini dilakukan dengan durasi  $\pm 5$  menit. Hasil *mesh* pra-pemodelan seperti pada Gambar 3-3

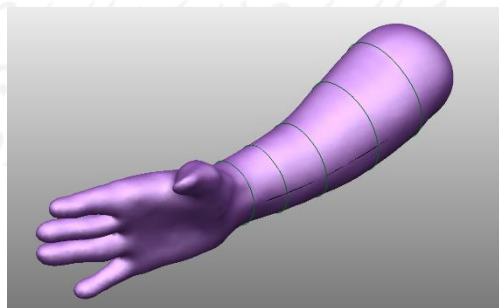


**Gambar 3-3** *Mesh file.STL*

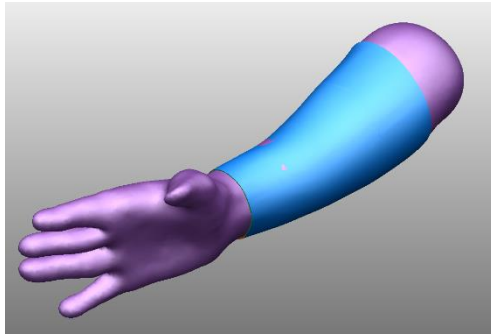
### 3.3.4.2 Pemodelan CAD

#### 1. Segmentasi

File hasil pemindaian yang berupa format **.OBJ** atau **.STL** akan disegmentasi terlebih dahulu menggunakan perangkat lunak *PowerShape 2018*. Tujuan dari langkah ini adalah untuk membuat sketsa *wireframe* atau rangka bentuk lengan yang akan direkonstruksi geometrinya. Rangka ini nantinya digunakan untuk pembuatan *surface* menggunakan fitur *smart surface* yang tersedia pada *PowerShape*. Proses ini dilakukan berulang-ulang hingga mendapatkan hasil pola *surface* yang paling mendekati bentuk anatomi lengan.

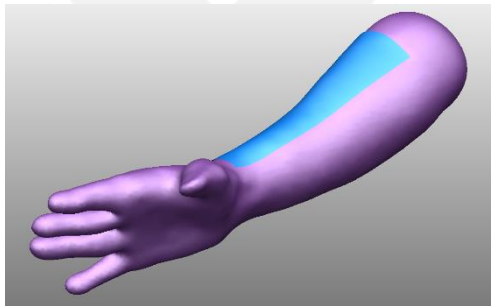


**Gambar 3-4** Segmentasi dengan wireframe (garis hijau)



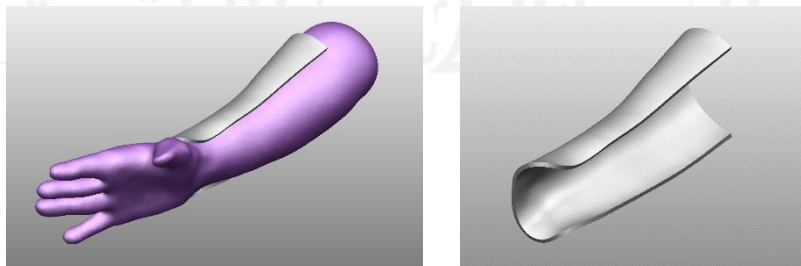
**Gambar 3-5** Model surface

Setelah pembuatan *surface*, bentuk pola orthosis lengan selanjutnya akan diolah sesuai kriteria yang dibutuhkan. Agar orthosis ini nantinya mudah dipasang, pola *surface* harus dipotong melintang separuhnya. Hasilnya seperti pada Gambar 3-6.



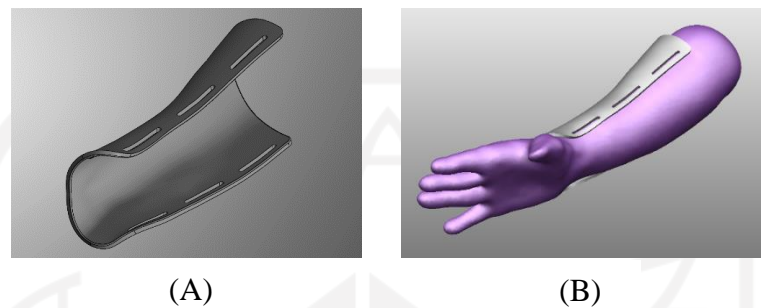
**Gambar 3-6** Model potongan *surface*

Setelah pola *surface* sesuai dengan kriteria, selanjutnya adalah mengkonversi *surface* menjadi *solid*. Lalu hasilnya diberi ketebalan hingga tampilan model setengah jadi seperti pada Gambar 3-7.



**Gambar 3-7** Model solid setengah jadi

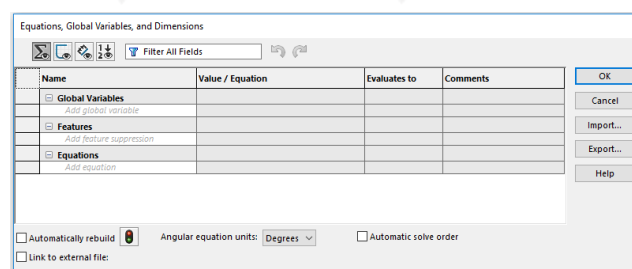
Model solid setengah jadi akan dimodifikasi untuk menambah lubang tali strap agar tidak longgar ketika digunakan pasien. Proses penambahan lubang dilakukan dengan fitur *deboss* pada aplikasi *SolidWorks*, jumlah lubang yang dibuat ada tiga pasang dengan ukuran lubang sesuai dengan ukuran tali strap elastis yaitu 40 mm x 3 mm. Hasilnya seperti ditunjukkan pada Gambar 3-8.



**Gambar 3-8** (A) Hasil penambahan lubang tali strap, (B) Ilustrasi pemakaian

### 3.3.4.3 *Scaling Model 3D*

*Scaling* adalah salah satu fitur pada CAD untuk membuat model yang sama namun dengan ukuran yang berbeda. Model orthosis yang dibuat akan di-*scaling* untuk mendapatkan model dengan ukuran lain yang lebih besar atau lebih kecil agar dapat dicetak dan digunakan oleh orang-orang dengan ukuran lengan yang berbeda. *Scaling* dilakukan dengan memasukkan nilai faktor skala, yang merupakan perbandingan antara ukuran yang diketahui dan ukuran yang dicari. Pada kasus ini digunakan fitur *SolidWorks Global Variables and Equation Driven Design*, dimana fitur ini memanfaatkan persamaan yang digunakan untuk menggerakkan dimensi geometri sketsa dan geometri model. Dengan mengubah satu ukuran sketsa, maka ukuran sketsa yang lain akan ikut berubah, namun secara bentuk akan tetap proporsional (Keane, 2019).



**Gambar 3-9** *SolidWorks Equation Global Variable*

### 3.3.5 Finite Element Analysis

Proses ini akan menguji kekuatan model orthosis yang telah didesain sebelumnya terhadap pembebanan. Analisis dilakukan menggunakan fitur *stress analysis* pada perangkat lunak *SolidWorks* 2018. Tujuannya untuk mensimulasikan seberapa kuat model yang dirancang berdasarkan beban yang diaplikasikan serta material yang digunakan sebagai pembentuknya. Analisis model menggunakan tipe *stress analysis static*. Material yang digunakan adalah filament PLA, maka diperlukan *properties* dari material filament PLA tiap *infill density* untuk simulasi pada *SolidWorks* karena hasil simulasi akan sangat bergantung pada *properties* material. *Properties* material PLA yang diperlukan untuk simulasi *FEA* diantaranya *Tensile strength*, *Flexural strength*, Modulus elastis, Modulus *flexure*, *elongation*, dan *yield strength*. Referensi nilai-nilai tersebut didapat dari Tabel 3-1.

**Tabel 3-1** *Properties* material filament PLA tiap *infill density*

Sample	UTS (MPa)	Elastic modulus (GPa)	Elongation (%)
PLA -0 %	12.68 ± 1.20	0.49 ± 0.05	2.68 ± 0.12
PLA -20 %	16.98 ± 0.86	0.68 ± 0.04	3.25 ± 0.23
PLA -40 %	18.13 ± 1.10	0.75 ± 0.05	3.03 ± 0.14
PLA -60 %	25.05 ± 1.40	1.00 ± 0.06	3.69 ± 0.21
PLA -80 %	32.19 ± 0.95	1.09 ± 0.04	4.43 ± 0.20
PLA -100 %	35.65 ± 0.83	1.44 ± 0.05	3.21 ± 0.17

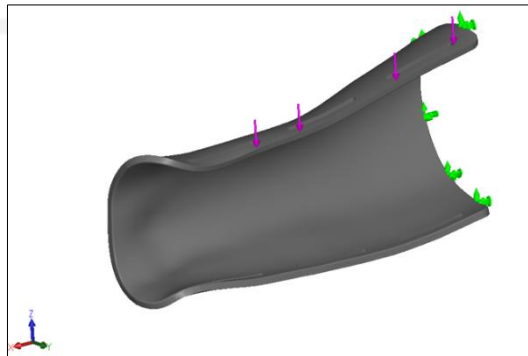
  

Sample	Flexural strength (MPa)	Flexural modulus (GPa)	Specific flexural strength (MPa/g)
PLA -0%	29.92 ± 1.90	10.74 ± 0.5	2.08 ± 0.12
PLA -20%	45.53 ± 1.70	12.77 ± 0.4	2.04 ± 0.15
PLA -40%	45.38 ± 2.30	12.79 ± 0.5	1.97 ± 0.11
PLA -60%	55.01 ± 1.90	13.69 ± 0.5	2.16 ± 0.27
PLA -80%	59.32 ± 2.20	15.39 ± 0.6	2.19 ± 0.23
PLA -100%	78.32 ± 2.50	19.33 ± 0.7	2.49 ± 0.25

Sumber : (Öteyaka et al., 2021)

Untuk nilai *yield strength*, karena pada Tabel 3-1 tidak tersedia, maka digunakan perhitungan manual untuk menentukan nilai *yield strength* tersebut. Perhitungannya ada pada halaman lampiran.

Simulasi pembebanan dilakukan untuk menguji kekuatan dinding lubang akibat beban ketika tali strap elastis ditarik ketika pemasangan dan penggunaan. Dengan asumsi pembebanan 10 N arah sumbu Z negatif, terletak pada penampang dinding lubang tempat pemasangan tali strap elastis. Untuk tumpuan terletak di ujung orthosis dekat siku. Ilustrasinya bisa dilihat pada Gambar 3-10.



**Gambar 3-10** Skema pembebanan

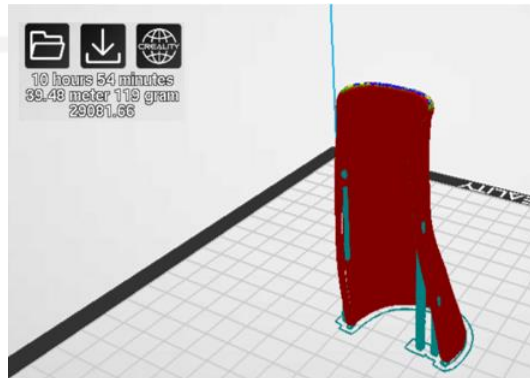
### 3.3.6 Mencetak Prototipe dengan 3D Print

Setelah pemodelan dan analisis *Finite Element*, selanjutnya model 3D diekspor terlebih dahulu dalam format **.STL** kemudian file tersebut di-input ke dalam mesin *3D Print*. Sebelum memulai pencetakan, mesin *3D Print* perlu *setting* dan dikalibrasi terlebih dahulu untuk mengatur ketinggian dan temperatur bed, memanaskan *nozzle*, menentukan jenis dan ukuran filamen yang akan digunakan. Kemudian juga mengatur strategi pergerakan *nozzle* dengan parameter yang paling sesuai menggunakan perangkat lunak *Creality Slicer*.

<b>Quality</b>		<b>Support</b>	
Layer height (mm)	0.3	Support type	Touching buildplate
Shell thickness (mm)	1.2	Platform adhesion type	Raft
Enable retraction	<input checked="" type="checkbox"/>	<b>Filament</b>	
<b>Fill</b>		Diameter (mm)	1.75
Bottom/Top thickness (mm)	1.2	Flow (%)	100
Fill Density (%)	35	<b>Machine</b>	
<b>Speed and Temperature</b>		Nozzle size (mm)	0.4
Print speed (mm/s)	50		
Printing temperature (C)	200		
Bed temperature (C)	60		

**Gambar 3-11** Parameter pencetakan

Program mesin *3D Print* akan memulai pencetakan setelah *setting* dan kalibrasi selesai. Mesin *3D Print* yang digunakan pencetakan prototipe orthosis ini adalah merk *Creality 10S* berkapasitas cetak 500 mm x 500mm x 500 mm. Material yang digunakan adalah filament PLA dengan ukuran diameter 1.75mm.



**Gambar 3-12** Tampilan simulasi dan estimasi *Creality Slicer*

## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Hasil Perancangan

Hasil *3D Print* yang telah selesai dicetak perlu proses finishing dengan kikir dan amplas agar bagian-bagian sisa *support* dari proses cetak hilang, sehingga tidak mengganggu kenyamanan penggunaan. Secara bentuk, penampang dalam prototipe orthosis hasil *Reverse Engineering* dan *Additive Manufacturing* ini lebih mengikuti profil lengan dibandingkan bidai kayu konvensional. Selanjutnya prototipe tersebut dipasangkan 3 tali strap elastis untuk uji coba penggunaan. Uji penggunaan dilakukan untuk mengetahui tingkat kenyamanan dan keakuratan bentuk dengan cara digunakan oleh pasien atau pengguna. Pengguna orthosis lengan kemudian diminta untuk memberi jawaban dari beberapa pertanyaan seperti : apakah terdapat keluhan, rasa kurang nyaman, pemasangan terlalu kencang atau longgar, serta adanya rasa gatal dan lain-lain. Hasilnya dapat dilihat pada Gambar 4-1 berikut :

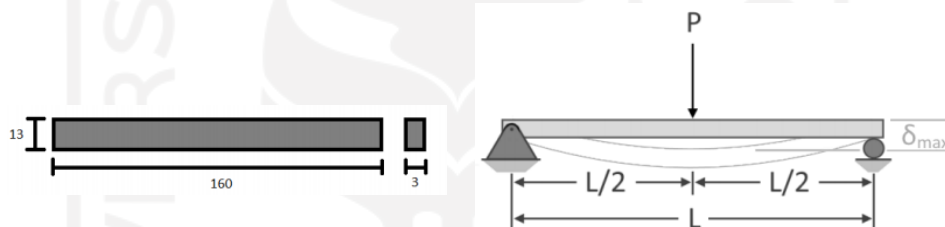


**Gambar 4-1** Prototipe Orthosis lengan

## 4.2 Hasil Pengujian

### 4.2.1 Pengujian *Bending* Material

Pengujian material secara manual dilakukan untuk penyesuaian proses *Stress Analysis* pada FEA. Proses dan hasil cetak *3D Print* yang dilakukan memiliki perbedaan karakteristik parameter, terutama kerapatan *infill* dan orientasi secara horisontal maupun vertikal yang berpengaruh pada kekuatan material filament PLA (Suzen, 2020). Maka dilakukan uji pembebanan *bending* spesimen dengan mengadopsi skema seperti ASTM D-790 untuk mendapat nilai defleksi maksimal akibat pembebanan, yang dapat digunakan untuk mencari modulus elastisitas ( $E = \text{MPa}$ ) dan kekakuan (*stiffness*). Skema uji menggunakan metode *three point bending test* dengan beban sebesar  $P$  yang terletak di tengah spesimen uji (Gambar 4-2).



**Gambar 4-2** Dimensi spesimen dan skema uji

Sumber : (<https://www.omnicalculator.com/construction/beam-deflection>)

Tujuan dari pengujian material ini untuk mengetahui perbandingan kekuatan dan sifat-sifat material pada sampel uji dengan perbedaan orientasi cetak dan *infill density* secara aktual.

Berdasarkan pengujian *bending* yang dilakukan oleh Yudhistira, 2020, spesimen bending dicetak menggunakan *3D Print* dengan parameter kerapatan *infill* dan orientasi pencetakan yang bervariasi untuk mengetahui kekuatan masing-masing spesimen material tergantung pada variasi tersebut. Variasi kerapatan *infill* yang diuji adalah 25%, 35%, 50%, dan 65%, sedangkan variasi orientasi yang diuji yaitu vertikal dan horisontal.



**Tabel 4-1** Defleksi hasil uji pembebanan

Uji ke-	Orientasi Vertikal				Orientasi Horizontal			
	Infill %				Infill %			
	25%	35%	50%	65%	25%	35%	50%	65%
1	5,85	5,11	4,95	5,24	4,13	4	4,16	4
2	5,94	5,21	5,01	5,19	4,15	4,03	4,13	4,04
3	5,94	5,19	5,06	5,1	4,17	4,08	4,18	4,03
4	5,81	5,1	4,98	5,18	4,19	4	4,08	4,03
$\bar{\delta}_{max}$ (mm)	5,89	5,15	5,00	5,18	4,16	4,03	4,14	4,03

Sumber : (Yudistira, 2020)

Hasil pengujian yang didapat adalah nilai defleksi pada spesimen akibat pembebanan, disajikan dalam Tabel 4-1. Masing-masing nilai defleksi tersebut akan digunakan untuk menghitung modulus elastisitas spesimen.

Dari nilai defleksi rata-rata spesimen pada setiap variasi *infill*, akan dihitung nilai modulus elastisitas masing-masing spesimen dengan persamaan berikut :

$$I = \frac{bd^3}{12}$$

$$E = \frac{WL^2}{48\delta I}$$

I = Inersia batang spesimen (mm<sup>4</sup>)

b = Lebar penampang spesimen (mm)

d = Tebal spesimen

E = Modulus elastisitas (MPa)

W = Beban (N)

L = Panjang spesimen (mm)

$\delta$  = Defleksi (mm)

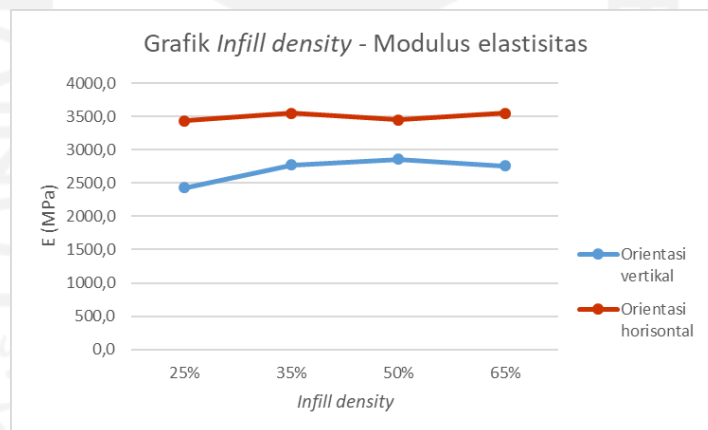
Hasil perhitungan modulus elastisitas disajikan pada tabel Tabel 4-2 dan grafik pada Gambar 4-3.

**Tabel 4-2** Modulus elastisitas spesimen tiap variasi *infill*

	Orientasi Vertikal				Orientasi Horisontal			
	Infill %				Infill %			
	25%	35%	50%	65%	25%	35%	50%	65%
E (MPa)	2.429	2.774	2.859	2.761	3.436	3.549	3.455	3.552

Sumber : (Yudistira, 2020)

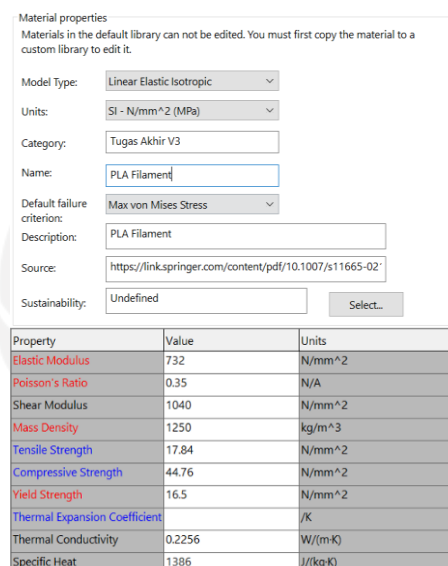
Dari grafik pada Gambar 4-3 didapat bahwa spesimen yang dicetak *3D Print* dengan orientasi horisontal memiliki nilai modulus elastisitas yang lebih tinggi dibandingkan orientasi vertikal untuk setiap variasi *infill*. Ini berarti hasil cetak horisontal lebih kaku atau kuat menahan defleksi akibat beban dibandingkan pencetakan vertikal. Hal tersebut juga didukung oleh penelitian yang dilakukan oleh Lubis et al., 2016, bahwa produk material PLA dengan orientasi posisi objek horizontal memiliki kualitas dimensi yang lebih baik dari sisi akurasi dan ketahanan.



**Gambar 4-3** Hubungan *Infill density* – Modulus elastisitas spesimen uji

## 4.2.2 Analisis Finite Element

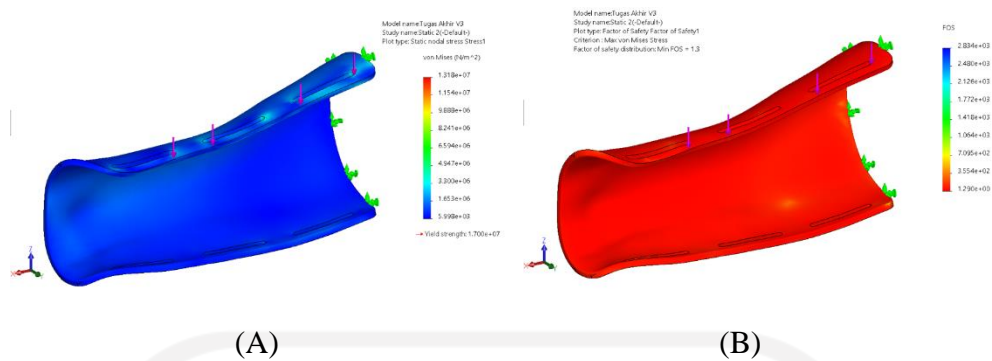
Dari nilai modulus elastisitas hasil pengujian dan perhitungan manual, orientasi horisontal memiliki ketahanan terhadap beban yang lebih baik dibandingkan orientasi vertikal. Maka untuk produk akhir lebih disarankan menggunakan orientasi cetak horisontal. Namun untuk keperluan prototyping, maka parameter yang dipilih untuk *FEA* adalah spesimen yang estimasi waktu cetaknya singkat namun cukup kuat. Pengujian *FEA* berikut dilakukan berdasarkan spesimen orientasi cetak vertikal dengan infill 35%. Nilai *properties* PLA pada Gambar 4-4 didapat dari pengujian lain yang relevan (terlampir).



Property	Value	Units
Elastic Modulus	732	N/mm <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.35	N/A
Shear Modulus	1040	N/mm <sup>2</sup>
Mass Density	1250	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	17.84	N/mm <sup>2</sup>
Compressive Strength	44.76	N/mm <sup>2</sup>
Yield Strength	16.5	N/mm <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity	0.2256	W/(m·K)
Specific Heat	1386	J/(kg·K)

**Gambar 4-4** Properties filament PLA untuk *FEA*

Simulasi pembebanan (Gambar 3-10) menunjukkan tegangan *Von mises* yang ditimbulkan sebesar 13,18 MPa, sedangkan nilai tegangan luluh filament PLA sebesar 17 MPa. *Safety factor* pada simulasi pembebanan bernilai 1,3 (>1), maka dinding lubang tali strap yang didesain cukup kuat menahan tarikan beban 10 N.



**Gambar 4-5** Simulasi pembebanan : (A) *Von misses stress*, (B) *Safety factor*

### 4.3 Analisis dan Pembahasan

Hasil perancangan orthosis lengan yang telah melalui tahapan-tahapan menggunakan metode *Reverse Engineering* dan *Additive Manufacturing* dianalisis kendala dan fenomena yang terjadi selama proses. Analisis desain model prototipe dilakukan untuk mengetahui kelayakan penggunaan orthosis lengan oleh pasien, serta untuk mengetahui tingkat efektivitas dan efisien keseluruhan proses perancangan orthosis lengan dari segi waktu, kemudahan produksi, keakuratan hasil produk dengan bentuk geometri lengan secara teliti, dan kekuatan material.

#### 4.3.1 Proses Pemindaian

Proses desain orthosis lengan ini terdapat beberapa tahapan yang akan dianalisis yaitu pada tahap pemindaian menggunakan 3D Scan, pra-pemodelan hingga pemodelan CAD menggunakan *PowerShape*. Tahap-tahap tersebut diukur durasi waktu pengerjaan serta seberapa kompleks prosesnya. Pada proses pemindaian menggunakan 3D Scanner, terdapat kendala *lost tracing* dimana objek tidak terpindai dengan baik, sehingga hasilnya terdapat permukaan *mesh* yang berlubang. Hal tersebut akibat pergerakan pemindaian terlalu cepat. Untuk menghindari *lost tracing* dan adanya lubang-lubang pada *mesh* hasil pemindaian, maka proses pemindaian harus dikerjakan perlahan agar pergerakan stabil serta dilakukan secara merata. Kemudian untuk mengatasi *mesh* yang berlubang dapat menggunakan *fill hole* pada fitur *mesh doctor* bawaan *PowerShape*. Untuk durasi

pengerjaan, proses pemindaian berlangsung  $\pm 5$  menit, lalu pra-pemodelan untuk menghilangkan *noise* pada hasil pemindaian  $\pm 5$  menit.

### 4.3.2 Pemodelan CAD

Pada proses pemodelan CAD bentuk orthosis lengan menggunakan *PowerShape*, terdapat kesulitan pada bagian penentuan segmentasi. Segmentasi yang tidak tepat menghasilkan *surface* yang kurang sesuai dengan profil lengan pasien. Karena *surface* yang dibuat harus sesuai dengan permukaan lengan hasil pemindaian, maka proses segmentasi perlu beberapa percobaan agar didapat *surface* yang paling sesuai sesuai bentuk lengan pasien. Untuk urutan pemodelan orthosis dapat dilihat pada Gambar 4-6.

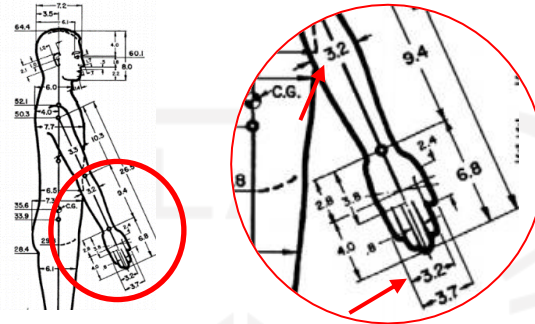


**Gambar 4-6** Urutan pemodelan CAD orthosis lengan

### 4.3.3 Proses Scaling Model

Proses *scaling* dilakukan untuk membuat model orthosis dengan variasi ukuran yang berbeda. Pada tahap ini sedikit dialami kesulitan dalam membuat sketsa ulang yang *full constrain* pada *SolidWorks* dan menentukan nilai lingkaran

lengan bawah karena data antropometri yang terbatas. Maka untuk mendapat data ukuran lebar lengan dilakukan dengan pendekatan ukuran lain yang tersedia yaitu menggunakan data lebar tangan (Gambar 4-7). Untuk data lebar tangan didapat dari sumber web *Antropometri Indonesia.org*.



**Gambar 4-7** Pendekatan ukuran lebar tangan dan lebar lengan  
Diadaptasi dari : (Dreyfuss, 1960)



Kode	Dimensi	P5	P50	P95	SD
D29	Lebar tangan	5.39	10.41	15.43	3.05

**Gambar 4-8** Dimensi antropometri lebar tangan  
Diadaptasi dari : (*Antropometri Indonesia*)

Pada Gambar 4-8, P5, P50, dan P95 adalah masing-masing nilai persentil ke-5, ke-50 dan ke-95. Persentil 5 berarti sebanyak 5% dari populasi/sampel memiliki nilai lebar tangan berukuran kurang dari atau sama dengan 5,39 cm. Dan seterusnya untuk Persentil 50 dan 95.

Hasil *scaling* didapat dengan mengubah ukuran yaitu ukuran lebar lengan sebagai acuan untuk ukuran yang lain, namun tetap dengan bentuk lengan yang proporsional. Ukuran yang dimasukkan didapat dari nilai Persentil yang ada pada Gambar 4-8. Untuk urutan kerjanya ada pada Gambar 4-9.

Membuat desain sketsa ulang dan harus *full constrain* atau ukuran harus terdefinisi seluruhnya.

Dari sketsa dibuat menjadi *solid object*. Model ini adalah model dengan ukuran sesuai hasil *scan 3D* dan dijadikan acuan perbandingan model yang diperbesar atau diperkecil.

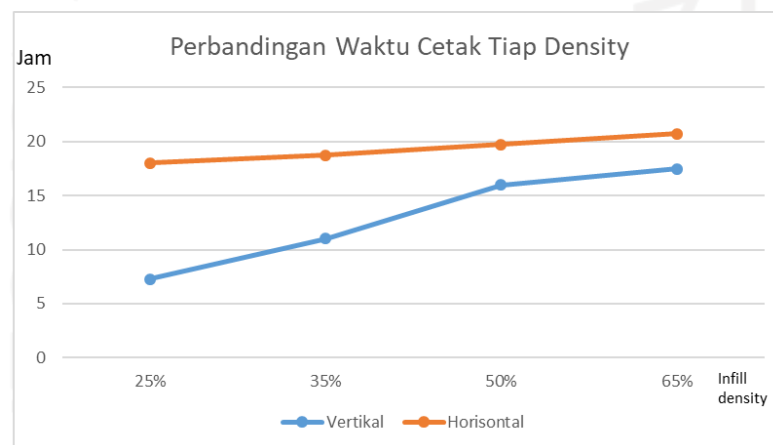
*Solid object* diperbesar atau diperkecil dengan mengubah ukuran yang menjadi acuan, dalam hal ini ukuran diameter lengan. Untuk ukurannya diameter lengan didapat dari sumber pada Gambar 4-8. Ukuran diameter bagian lengan tersebut dimasukkan pada kolom yang dilingkari merah, kemudian klik Ok. Model akan berubah ukuran

Model berwarna merah adalah model dengan ukuran asli tanpa *scaling* dengan diameter pergelangan lengan sebesar 7.6 cm, dan warna kuning adalah hasil pembesaran dengan diameter lengan yang dimasukkan adalah nilai P50 sebesar 10.41 cm.

**Gambar 4-9** *Scaling* dengan *SolidWorks Global Variable* dan *Driven Equation Design*

#### 4.3.4 Proses Cetak Prototipe dengan 3D Print

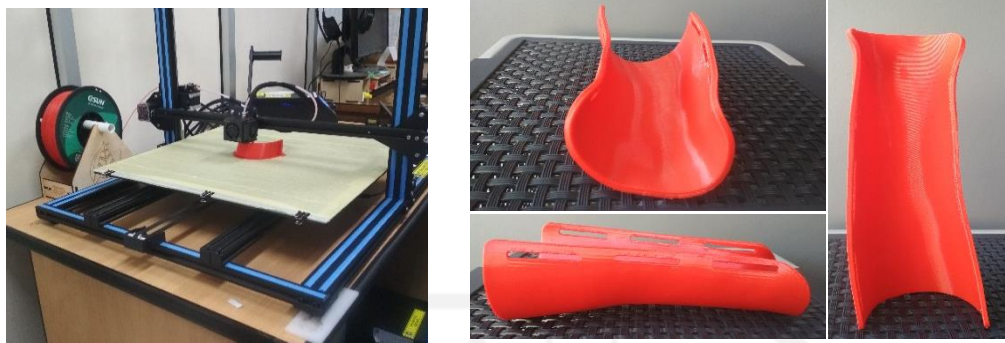
Proses cetak menggunakan 3D Print memiliki durasi paling lama dari seluruh proses yang ada. Lamanya waktu cetak tergantung pada *setting* parameter 3D Print yang juga berpengaruh terhadap ketahanan dan ketelitian bentuk yang dihasilkan. Untuk menghasilkan produk yang kuat dan ketelitian bentuk yang baik, akan semakin lama waktu pencetakan. Kesulitan yang dihadapi pada tahap ini adalah menentukan *setting* parameter pencetakan yang tepat dan optimal agar orthosis yang dicetak kuat, ketelitian bentuk baik dan rapih, namun dengan waktu yang relatif singkat.



**Gambar 4-10** Estimasi waktu pencetakan

Setelah mencoba beberapa pengaturan parameter untuk mengetahui estimasi waktu pencetakan pada aplikasi Creality Slicer, didapatkan *setting* parameter yang akan digunakan untuk mendapat hasil yang kuat, bentuk teliti dan waktu yang singkat dengan memperbesar *layer thickness* dan memperkecil *infill density* pada panel parameter Creality Slicer (Gambar 3-11). Kerapatan *infill density* dipilih berdasarkan hasil uji material spesimen *bending*. Berdasarkan pengujian *FEA*, *infill density* 35% pada orientasi cetak vertikal masih mampu menahan pembebanan 10 N dengan *safety factor* di angka 1,3 (Gambar 4-5). Sehingga untuk proses *prototyping* dapat menggunakan orientasi vertikal dengan kerapatan 35%. Proses dan hasil cetak dapat dilihat pada (Gambar 4-11).





(A)

(B)

**Gambar 4-11** (A) Proses dan (B) hasil cetak orthosis dengan *3D Print*

#### 4.3.5 Hasil Uji Pemakaian

Uji pemakaian dilakukan untuk mendapat respon dari pengguna orthosis lengan. Pengguna yang dituju adalah orang yang pernah mengalami cedera lengan untuk mengetahui perbedaan antara belat papan kayu dan orthosis lengan hasil RE dari segi waktu pemasangan, perbedaan massa, dan efek pemakaian. Hasil uji dirangkum pada tabel Tabel 4-3.

**Tabel 4-3** Perbandingan Bidai kayu dan Orthosis lengan metode RE

	Waktu pemasangan	Massa	Pemakaian
Papan Kayu	4-5 menit	180-300 gram (tergantung jenis kayu)	Bentuk permukaan kayu datar, tidak mengikuti bentuk lengan.
Orthosis RE	$\pm$ 3 menit	117 gram	Bentuk permukaan orthosis RE mengikuti bentuk lengan.

## **BAB 5**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Dari penelitian yang telah dilakukan mulai dari identifikasi masalah hingga proses produksi orthosis lengan bawah, dapat disimpulkan bahwa :

1. Metode *Reverse Engineering* dan *3D Print* pada bidang medis memegang peran yang penting dan potensial, termasuk penerapannya dalam produksi orthosis. Dengan *Reverse Engineering* dan *3D Print*, orthosis yang dihasilkan lebih sesuai bentuknya dengan lengan pasien. Hal ini karena dalam rangkaian perancangan terdapat proses penting yaitu akuisisi data geometri lengan pasien dengan *3D scanning* yang kemudian dimodelkan dengan bantuan CAD.
2. Orthosis lengan dibuat menyesuaikan bentuk lengan pasien agar bagian yang cedera terlindungi dan untuk meminimalisir gerakan atau guncangan. Material yang digunakan adalah plastik filament PLA yang dicetak *3D Print*. Hasilnya, berupa orthosis lengan yang kuat, relatif lebih ringan karena kepadatannya dapat diatur saat proses *3D Print*, mudah dan cepat pengaplikasiannya dibandingkan dengan bidai papan kayu.
3. *Scaling* dapat diterapkan untuk pembesaran atau pengecilan model CAD orthosis agar didapat model orthosis dengan berbagai ukuran untuk mengakomodir lengan orang Indonesia yang beragam berdasarkan antropometri dan memanfaatkan fitur desain berbasis parameter.

## 5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya

Adapun saran untuk penelitian selanjutnya untuk penyempurnaan atau pengembangan lebih lanjut mengenai *Reverse Engineering*, khususnya di bidang medis :

1. Untuk perancangan orthosis selanjutnya dapat bertambah ke bagian tubuh yang lain seperti kepala, leher, bahu, pinggang, dan bagian yang lain yang angka kejadian cederanya cukup tinggi.
2. Perlu adanya kolaborasi atau konsultasi dengan ahli di bidang medis, terutama sub-bidang orthopedi, ahli fisioterapi, anatomi dan bidang lain yang relevan.
3. Antropometri perlu diperhatikan agar dapat digunakan secara universal serta nyaman digunakan.

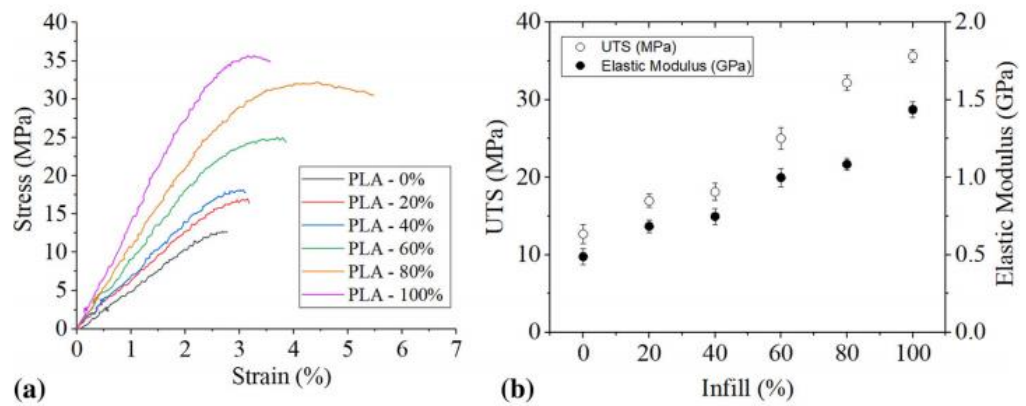
## DAFTAR PUSTAKA

- Ahern, M., Skyllas, J., Wajon, A., & Hush, J. (2018). The effectiveness of physical therapies for patients with base of thumb osteoarthritis: Systematic review and meta-analysis. *Musculoskeletal Science and Practice*, 35, 46–54. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2018.02.005>
- Antropometri Indonesia. (2018). *Rekap Data Antropometri Indonesia*. [https://www.antropometriindonesia.org/index.php/detail/artikel/4/10/data\\_antropometri](https://www.antropometriindonesia.org/index.php/detail/artikel/4/10/data_antropometri)
- Asrizal, R. A. (2014). FRAKTUR TERTUTUP 1/3 TENGAH FEMUR DEXTRA. *Jurnal Medula*, 2(03), 94–100.
- Attaran, M. (2017). The rise of 3-D printing: The advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing. *Business Horizons*, 60(5), 677–688. <https://doi.org/10.1016/j.bushor.2017.05.011>
- Auricchio, F., & Marconi, S. (2016). 3D printing: Clinical applications in orthopaedics and traumatology. *EFORT Open Reviews*, 1(5), 121–127. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000012>
- Autodesk. (n.d.). *Autodesk PowerShape*. [www.autodesk.com](http://www.autodesk.com)
- Baronio, G., Harran, S., & Signoroni, A. (2016). A Critical Analysis of a Hand Orthosis Reverse Engineering and 3D Printing Process. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2016, 1–7. <https://doi.org/10.1155/2016/8347478>
- Black, J. M., & Hawks, J. H. (2014). *Keperawatan Medikal Bedah: Manajemen Klinis untuk Hasil yang Diharapkan* (8th ed., Vol. 3). PT Salemba Medika.
- Bridger, R. S. (1995). *Introduction to Ergonomic*. McGraw-Hill, Inc.
- Constantinou, G., Wilson, G., Sadeghi-Esfahlani, S., & Cirstea, M. (2017). An effective approach to the use of 3D scanning technology which shortens the development time of 3D models. *2017 International Conference on Optimization of Electrical and Electronic Equipment (OPTIM) & 2017 Intl Aegean Conference on Electrical Machines and Power Electronics (ACEMP)*, 1083–1088. <https://doi.org/10.1109/OPTIM.2017.7975116>
- Coppard, B. M., & Lohman, H. (2008). *Introduction to splinting: A clinical reasoning and problem-solving approach* (3rd ed.). Mosby Elsevier.

- Dassault Systemes. (2015). *SolidWorks*. Dassault Systemes. <https://www.solidworks.com/>
- Dreyfuss, H. (1960). *The Measure of Man: Human Factors in Design* (2nd ed.). Whitney Library of Design.
- Fakhrurrizal, A. (2015). Pengaruh Pembidaian Terhadap Penurunan Rasa Nyeri Pada Pasien Fraktur Tertutup Di Ruang IGD Rumah Sakit Umum Daerah A.M. *Jurnal Ilmu Kesehatan*, 3.
- Hieu, L. C., Sloten, J. V., Hung, L. T., Khanh, L., Soe, S., Zlatov, N., Phuoc, L. T., & Trung, P. D. (2010). *Medical Reverse Engineering Applications and Methods*. 2, 11.
- Keane, P. (2019, May 22). Global Variables and Equation Driven Design. *Engineers Rule*. <https://www.engineersrule.com/global-variables-and-equation-driven-design/>
- Koyuncu, B., Kullu, K., Binasi, S. A. K., & Blok, A. (2010). *Development of an optical 3D scanner based on structured light*. 6.
- Lubis, S., Djamil, S., & Yolanda, Y. (2016). Pengaruh Orientasi Objek Pada Proses 3D Printing Bahan Polymer PLA dan ABS terhadap Kekuatan Tarik dan Ketelitian Dimensi Produk. *SINERGI*, 20(1), 27. <https://doi.org/10.22441/sinergi.2016.1.005>
- Mohammed, M. I., & Fay, P. (2018). Design and Additive Manufacturing of a Patient Specific Polymer Thumb Splint Concept. *Solid Freeform Fabrication 2018: Proceedings of the 29th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium – An Additive Manufacturing Conference Reviewed Paper*, 15.
- Öteyaka, M. Ö., Aybar, K., & Öteyaka, H. C. (2021). Effect of Infill Ratio on the Tensile and Flexural Properties of Unreinforced and Carbon Fiber-Reinforced Polylactic Acid Manufactured by Fused Deposition Modeling. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 30(7), 5203–5215. <https://doi.org/10.1007/s11665-021-05694-4>
- Păcurar, A., Rău, M., Păcurar, R., Guțiu, E., Bacali, L., & Cosma, C. (2019). Research regarding the design and manufacturing of hand orthosis by using

- Fused Deposition Modeling technology. *MATEC Web of Conferences*, 299, 01008. <https://doi.org/10.1051/mateconf/201929901008>
- Purnomo, H. (2013). *Antropometri dan Aplikasinya* (1st ed.). Graha Ilmu.
- Sanders, M. S., & McCormick, E. J. (1987). *Human Factors in Engineering and Design* (6th ed., pp. viii, 664). McGraw-Hill Book Company.
- Satyanarayana, B., & Prakash, K. J. (2015). Component Replication Using 3D Printing Technology. *Procedia Materials Science*, 10, 263–269. <https://doi.org/10.1016/j.mspro.2015.06.049>
- Smeltzer, S. C., & Bare, B. G. (2002). *Buku Ajar Keperawatan Medikal Bedah Brunner & Suddarth* (A. Waluyo, Trans.; 8th ed., Vol. 3). EGC.
- Suratun, E. R., Heryati, & Manurung, S. (2008). *Seri Asuhan Keperawatan Klien Gangguan Sistem Muskuloskeletal* (Vol. 1).
- Suzen, Z. S. (2020). *Pengaruh Tipe Infill Dan Temperatur Nozzle Terhadap Kekuatan Tarik Produk 3D Printing Filamen Pla+ Esun*. 8.
- Vicari, A., & Kozarsky, R. (2013). Building the future: Assessing 3D printing's opportunities and challenges. *Lux Research Inc.: Boston, MA, USA*.
- Wang, P., Yang, J., Hu, Y., Huo, J., & Feng, X. (2021). Innovative Design of a Helmet based on Reverse Engineering and 3D Printing. *Alexandria Engineering Journal*, 60(3), 3445–3453. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2021.02.006>
- Yudhantoro, L., & Ismiarto, Y. D. (2019). *Gambaran Angka Kejadian Cedera Penyerta pada Fraktur Skapula di RS Dr Hasan Sadikin Bandung Periode Januari 2014—Desember 2018*. 4, 5.
- Yudistira, L. (2020). *Analisis Kekuatan Material 3D Print untuk Pembuatan Orthosis* [Laporan Kerja Praktik]. Teknik Mesin UII.
- Zarei, H. (2021). New Spinal Immobilizer Vest for Prehospital Emergency Care. *Clinical Medicine*, 08(1), 10.

## LAMPIRAN 1



Sample	UTS (MPa)	Elastic modulus (GPa)	Elongation (%)
PLA -0 %	12.68 ± 1.20	0.49 ± 0.05	2.68 ± 0.12
PLA -20 %	16.98 ± 0.86	0.68 ± 0.04	3.25 ± 0.23
PLA -40 %	18.13 ± 1.10	0.75 ± 0.05	3.03 ± 0.14
PLA -60 %	25.05 ± 1.40	1.00 ± 0.06	3.69 ± 0.21
PLA -80 %	32.19 ± 0.95	1.09 ± 0.04	4.43 ± 0.20
PLA -100 %	35.65 ± 0.83	1.44 ± 0.05	3.21 ± 0.17

*Tensile strength PLA infill density 35 % :*

$$\frac{35\% - 20\%}{40\% - 20\%} = \frac{T_{s35\%} - T_{s20\%}}{T_{s40\%} - T_{s20\%}}$$

$$0,75 = \frac{T_{s35\%} - 16,98}{18,13 - 16,98}$$

$$0,8625 = T_{s35\%} - 16,98$$

$$T_{s35\%} = 17,84 \text{ MPa}$$

*Elastic modulus PLA infill density 35 % :*

$$\frac{35\% - 20\%}{40\% - 20\%} = \frac{E_{35\%} - E_{20\%}}{E_{40\%} - E_{20\%}}$$

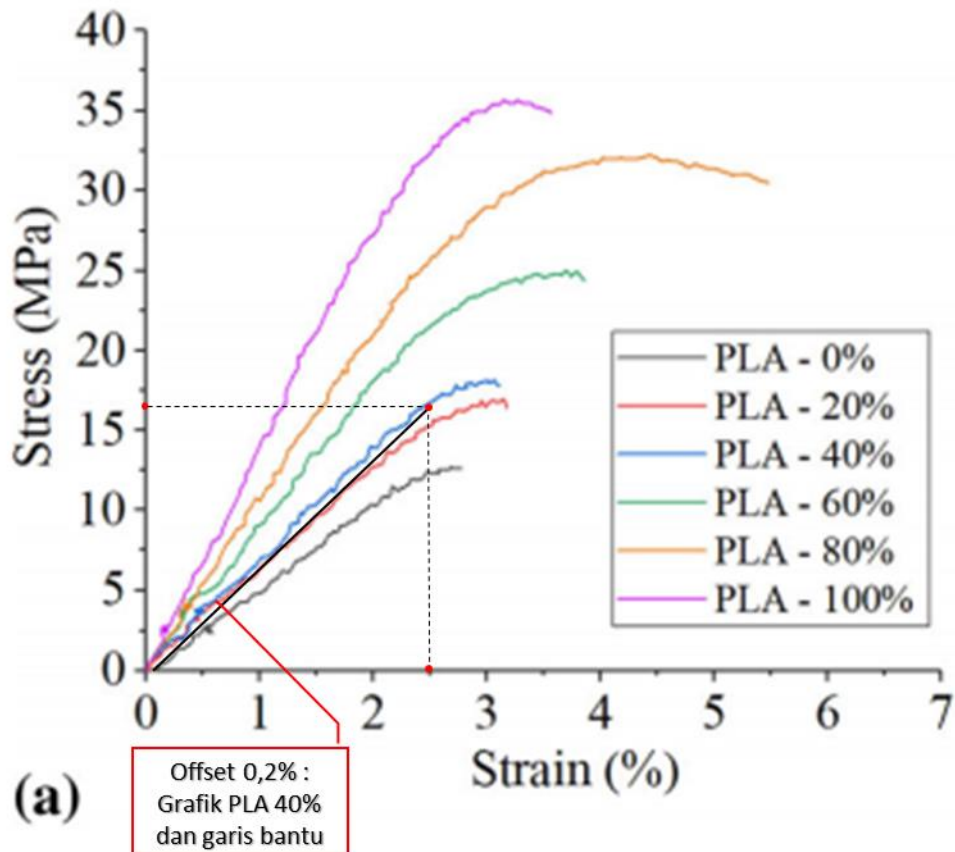
$$0,75 = \frac{E_{35\%} - 0,68}{0,75 - 0,68}$$

$$0,0525 = E_{35\%} - 0,68$$

$$E_{35\%} = 0,7325 \text{ GPa}$$

## LAMPIRAN 2

Untuk mendapat nilai *Yield strength* : Offset 0,2% dari grafik tegangan-regangan material yang dicari. Karena keterbatasan data referensi, digunakan nilai terdekat dari density 35%, yaitu 40%.



(Öteyaka et al., 2021)

Dari grafik didapat nilai yield strength  $\approx 16,5$  MPa yang akan diisikan pada tabel *properties* material untuk *FEA* aplikasi *SolidWorks*.