

LAPORAN TUGAS AKHIR

RANCANG BANGUN PROSTESIS LENGAN UNTUK TUNADAKSA PADA BAWAH SIKU (AMPUTASI TRANSRADIAL)

NAMA MAHASISWA

MAULANA RAHMAN

3410100172

DOSEN KOORDINATOR

PRIMADITYA HAKIM, S.Sn, M.Ds

19720515 199802 1 001

DOSEN PEMBIMBING

DJOKO KUSWANTO, S.T, M.Biotech

19700912 19970 1 001

DEPARTEMEN DESAIN PRODUK INDUSTRI

FAKULTAS TEKNIK SIPIL DAN PERENCANAAN

SURABAYA

2017



TUGAS AKHIR – 141530

RANCANG BANGUN PROSTESIS LENGAN UNTUK
TUNADAKSA PADA BAWAH SIKU (AMPUTASI
TRANSRADIAL)

Mahasiswa:

Maulana Rahman

NRP:

3410100172

Dosen Pembimbing:

Djoko Kuswanto, ST, MBiotech.

NIP. 19700912 199702 1 001

DEPARTEMEN DESAIN PRODUK INDUSTRI

Fakultas Teknik Sipil dan Perencanaan

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya 2017

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT – 141530

ARM PROSTHESIS DESIGN FOR BELOW ELBOW
AMPUTEES (TRANSRADIAL AMPUTATION)

Student:

Maulana Rahman

NRP

3410100172

Supervisor:

Djoko Kuswanto, S.T, M.Biotech.

NIP. 19700912 199702 1 001

DEPARTEMENT OF INDUSTRIAL PRODUCT DESIGN

Faculty of Civil Engineering and Planning

Sepuluh Nopember Institute of Technology

Surabaya 2017

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LEMBAR PENGESAHAN

RANCANG BANGUN LENGAN PROSTESIS UNTUK TUNADAKSA BAWAH SIKU (AMPUTASI TRANSRADIAL)

TUGAS AKHIR

Disusun Untuk Memenuhi Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik (S.T.)
Pada
Program Studi S-1 Departemen Desain Produk
Fakultas Teknik Sipil dan Perencanaan
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

Maulana Rahman
NRP. 3410100172

Surabaya, 31 Juli 2017

Periode Wisuda: 116 (September 2017)

Mengetahui
Kepala Departemen Desain Produk



Ellya Zulaikha, ST., M.Sn., Ph. D
NIP. 19751014 200312 2001

Disetujui
Dosen Pembimbing



Dioko Kuswanto, ST, MBiotech.
NIP. 19700912 199702 1 001

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Saya mahasiswa Departemen Desain Produk Industri, Fakultas Teknik Sipil dan Perencanaan, Institut Teknologi Sepuluh Nopember:

Nama Mahasiswa : **MAULANA RAHMAN**

NRP : 3410100172

Dengan ini menyatakan bahwa karta Tugas Akhir yang saya buat dengan judul **“RANCANG BANGUN PROSTHESIS LENGAN UNTUK TUNA DAKSA BAWAH SIKU (AMPUTASI TRANRADIAL)”** adalah:

- 1) Bukan merupakan duplikasi karya yang sudah dipublikasikan atau yang pernah dipakai untuk mendapatkan gelar sarjana di universitas lain, kecuali pada bagian-bagian sumber informasi dicantumkan sebagai kutipan/referensi dengan cara yang semestinya.
- 2) Dibuat dan diselesaikan sendiri, dengan menggunakan data-data hasil pelaksanaan tugas akhir dalam proyek tersebut.

Demikian pernyataan ini saya buat dan jika terbukti tidak memenuhi apa yang telah dinyatakan di atas, maka saya bersedia tugas akhir ini dibatalkan.

Surabaya, 31 Juli 2017
Yang Membuat Pernyataan



MAULANA RAHMAN

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

ABSTRAK

Pada tahun 2010 penyandang tuna daksa mencapai 1.852.866 jiwa. Tuna daksa terbagi menjadi 2 klasifikasi, prostetik dan ortopedik. Tuna daksa prostetik dikategorikan dalam 3 sebab, lahiriah, kecelakaan dan penyakit. Tuna daksa akibat kecelakaan, diamputasi pada bagian-bagian tertentu. Penyandang tunadaksa amputasi di bawah siku dan pada tulang di lengan bawah (amputasi *transradial*) merupakan fokus dari perancangan ini. Hal ini menyebabkan penurunan peran dan fungsinya tangan yang sempurna dan dapat diatasi dengan alat bantu prostetik. Permasalahan utama dari prostetik lengan eksisting di Indonesia adalah sebatas penampilan lengan yang serupa dengan lengan manusia tanpa ada fungsi biomekanismenya, harga yang tidak terjangkau oleh masyarakat tingkat ekonomi menengah kebawah, dan ketidaknyamanan saat digunakan untuk waktu yang lama. Berangkat dari masalah tersebut, dibutuhkan prosthesis lengan bawah yang memenuhi aspek biomekanik dan dapat berfungsi untuk menunjang kehidupan sehari-hari dalam lingkup genggam kuat (*power grip*) dan juga memiliki bentuk yang menarik untuk meningkatkan kepercayaan diri penyandang di lingkungannya. Desain prosthesis lengan ini dikhususkan bagi penyandang tunadaksa lengan bawah siku. Proses desain dimulai dengan pengumpulan data melalui metode observasi, *interview*, *shadowing* dan *reverse engineering*. Dari metode ini diketahui kebutuhan dan peluang desain yang akan diolah ke dalam konsep. Konsep *customizable* meliputi bentuk lengan prostetik yang dapat menyesuaikan perubahan fisik lengan, *human-arm based appearance* dimana bentuk prostetik mirip dengan lengan manusia, *manual movement mechanism* yaitu sumber tenaga dari lengan penyandang, tanpa ada bantuan elektronik, dan elemen estetis meliputi pola voronoi dan *robotic-look* yang diterapkan pada lengan prostetik untuk meningkatkan tingkat percaya diri penyandang. *Output* perancangan ini memiliki mekanisme yang dapat membantu penyandang untuk memutar supinasi dan pronasi pada lengan bawahnya. Material yang digunakan adalah ABS yang dicetak dengan printer 3D.

Kata kunci- Prosthesis Lengan, amputasi *transradial*, supinasi dan pronasi

ABSTRACT

In the year 2010, limb amputees reach up to a total of 1.852.866 in Indonesia. Amputees are divided into 2 classifications, prosthetics and orthopaedics. Prosthetic amputees are categorized by 3 causes, from birth, accidents and diseases. Amputees caused by accidents are amputated in different parts of the limbs. Amputees that are amputated below the elbow and at the bones of the forearm (transradial amputation) is the main focus of this project. This amputation causes a disfunction of the arm's ability. Thus, a prosthetic arm is required to overcome the disability. The main problem of existing arm prosthesis in Indonesia are that it is only limited to its realistic arm appearance without any biomechanical functions, unaffordable price for the lower middle class members, and the discomfort when used in a long period of time. From these problems, it is able to identify the requirements for an arm prosthesis that covers the arm biomechanical aspects and is able to function for daily activities that correspond with power grip, and also to have a pleasing appearance to enhance the amputee's self-confidence. This arm prosthesis project is specified to amputees below the elbow. The design process starts by collecting data through the following methods; observation, interview, shadowing and reverse engineering. From these methods, the requirements and opportunities are defined and continued to be processed into 4 concepts. Customizable concept includes the arm prosthesis shape and form that suits in several percentiles and colour varieties to suit the amputee's desire; human-arm-based appearance which appear to have the components similar of the human arm, manual movement mechanism; which the power source of the prosthesis comes from the movement of the arm without any electronical support, Aesthetic elements; which includes voronoi and robotic-look to enhance the amputee's confidence. The output of this project is the mechanism development of the forearm supination and pronation rotation of the arm prosthesis. The main material of this prosthesis is ABS plastic printed from a 3D printer.

Keyword- arm prosthesis, transradial amputation, supination and pronation

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur penulis ucapkan kepada ALLAH SWT, yang telah memberikan kekuatan dan rahmat-Nya sehingga penulis mampu menyelesaikan Tugas Akhir ini. Shalawat dan salam senantiasa terlimpahkan kepada nabi Muhammad SAW.

Penulisan tugas akhir ini diajukan untuk memenuhi syarat memperoleh gelar Sarjana pada Departemen Desain Produk Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Judul tugas akhir ini adalah “Rancang Bangun Prosthesis Lengan untuk Tunadaksa Bawah Siku (Amputasi Transradial)”.

Penyusunan tugas akhir ini mendapatkan bantuan, dukungan serta bimbingan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih kepada yang terhormat:

1. Ristekdikti atas bantuan dana dalam Program Pengembangan Teknologi Industri.
2. Ibu Ellya Zulaikha, ST., M.Sn., Ph. D selaku kepala departemen yang telah mengesahkan penulisan ini.
3. Bapak Djoko Kuswanto, ST, Mbiotech selaku dosen pembimbing yang telah membimbing dengan penuh kesabaran pada setiap tahapan tugas akhir
4. Bapak Dr. Ir. Bambang Iskandriawan, MEng., Ibu Hertina Susandari, ST., MT, Bapak Arie Kurniawan, ST, MDs. selaku dosen penguji atas pengarahan dan bimbingan tugas akhir.
5. Dokter Gatot selaku dokter Rumah Sakit Kusta Sumberglagah atas arahan dan informasinya.
6. Kedua orang tua atas jasa-jasanya, kesabaran, do’a dan bimbingan dalam kehidupan.
7. Semua kolega dalam Laboratorium HUCED ITS.

Demikian laporan Tugas Akhir disusun, semoga bermanfaat bagi penulis dan pembaca. Penulis menerima kritik dan saran untuk kebaikan apabila ditemukan kekurangan dalam penulisan Tugas Akhir ini.

Surabaya, 31 Juli 2017

Penulis

DAFTAR ISI

BAB I PENDAHULUAN	1
1. Latar Belakang	1
1.1. Data statistik Jumlah Tuna Daksa di Dunia	1
1.2. Tuna Daksa Amputasi Transradial dan Disartikulasi siku	2
1.3. Lengan Prostetik di Indonesia	4
1.4. Rumusan Masalah	6
1.5. Batasan Masalah	6
1.6. Tujuan Perancangan	7
1.7. Manfaat Perancangan	7
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	8
2.1. Studi Antropometri	8
2.1.1. Studi Antropometri Tangan dan Siku	8
2.1.2. Studi Antropometri Tangan dan Siku Orang indonesia	9
2.2. Data Kebutuhan Aktivitas	10
2.3. Anthropometri Untuk <i>Hand Tools</i>	12
2.4. Kegiatan menggunakan <i>Power Grip</i>	13
2.5. Amputasi Transradial	15
2.6. <i>Body-powered</i> Lengan Prostetik Bagi Pasien Amputasi Transradial	15
2.6.1. <i>Voluntary-opening</i>	15
2.6.2. Komponen pada Bagian Siku untuk Lengan Amputasi Transradial	17
2.7. Kebutuhan Supinasi dan Pronasi	18
2.7.1. Studi Mekanisme Radius dan Ulna	19
2.8. 3D Print Technology	22
2.9. Elemen Estetika	22
2.9.1. Voronoi	22
2.10. <i>Fused Deposition Modelling (FDM)</i>	23
2.11. Material 3D Printer	24
BAB 3 METODOLOGI DAN KERANGKA	26
3.1. Skema Penelitian	26
3.2. Tahapan Penelitian	27
3.2.1. Data Literatur	27
3.2.2. Eksisting	27
3.2.3. Metode Pengambilan Data	28

3.2.4. Analisa Model	30
3.2.5. 3D Modelling	30
3.2.6. Konsep	31
3.2.7. Pembuatan Prototype	31
3.2.8. Usability Test	32
3.2.9. Shadowing	32
3.2.10. Merakit Tangan prosthesis dari <i>open source</i>	33
BAB 4 STUDI & ANALISA	34
4.1. Studi Pengukuran Penyandang Tunadaksa.	34
4.2. Analisa Tangan Penyandang Tunadaksa.....	35
4.2.1. Analisa Tangan Penyandang Kecelakaan kerja.....	35
4.3. Studi 3D Printing	36
4.4. Perkiraan Biaya Produksi	37
4.5. Analisa Simulasi Digital.....	52
4.6. Analisa Uji Genggam dan Uji Tarik.....	53
4.7. Analisa Trial and Error	56
4.7.1. Analisa Pengoperasian Prosthesis Lengan	60
4.8. Analisa Benchmark	61
4.9. Analisa Positioning.....	62
BAB 5 KONSEP DAN DESAIN	67
5.1. Customizable	67
5.2. <i>Arm-look Appearance</i>	67
5.3. Sistem mekanisme gerak manual	68
5.4. Sketsa Alternatif	70
5.5 3D Model Prototype	72
DAFTAR PUSTAKA.....	74

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. 1. Amputasi Transradial	3
Gambar 1. 2 tingkatan amputasi transradial	3
Gambar 1. 3 (A) Contoh siku disartikulasi yang tidak dapat digunakan.....	4
Gambar 1. 4. (kiri) prostetik untuk disartikulasi siku.....	4
Gambar 1. 5 Tangan Prostetik.....	5
Gambar 1. 6 Lengan Prostetik non-Mekatronika	5
Gambar 2. 1 Power Grip pada Alat	10
Gambar 2. 2 Precision Grip pada Penggunaa Pensil	10
Gambar 2. 3 Ukuran Rekomendasi untuk Diameter Pegangan Alat	11
Gambar 2. 4 Pada (A) precision grip, (B) power grip	11
Gambar 2. 5 Antropometri Tangan Manusia	12
Gambar 2. 6 Ragam Mengangkat Barang	13
Gambar 2. 7 Rentang ketinggian dalam mengangkat beban	13
Gambar 2. 8 Torsi pada siku (Te) dibutuhkan.....	14
Gambar 2. 9 Posisi Netral pergelangan	14
Gambar 2. 10 berbagai macam power grip dalam keseharian.....	14
Gambar 2. 11 Amputasi Transradial dan Kemampuan	15
Gambar 2. 12 Hosmer-Dorrance work hooks dan Becker Lock-Grip hand.....	16
Gambar 2. 13 APRL Hooks (kiri) dan Otto Bock system hands (kanan).	17
Gambar 2. 14 Rigid, single-axis hinges.	18
Gambar 3. 1 Skema metode Penelitian	26
Gambar 3. 2 referensi data literatur.....	27
Gambar 3. 3 Protesis tangan dari <i>open source</i>	27
Gambar 3. 4 (kanan) Dokter Gatot, pihak yang menangani para penderita kusta.....	28
Gambar 3. 5 Pasien 1. Diamputasi Transradial	30
Gambar 3. 6 salah Satu Hasil 3D print dengan material PLA.....	30
Gambar 3. 7 Proses 3D modelling untuk dilanjutkan pada 3D print.....	31
Gambar 3. 8 Konsep Estetika untuk lengan Protesis	31
Gambar 3. 9 Hasil 3D print yang akan dianalisa.....	32
Gambar 3. 10 Usability test.....	32
Gambar 3. 11 observasi shadowing.....	33
Gambar 3. 12 hasil software 3D print	36
Gambar 4. 1 Data kemampuan tangan	9
Gambar 4. 2 Radius dan ulna	20
Gambar 4. 3 Besar Sudut Supinasi dan Pronasi pada tangan manusia.....	21
Gambar 4. 4 elemen-elemen Voronoi	23
Gambar 4. 5 SOP pengukuran.....	34
Gambar 4. 6 aktivitas pengukuran tangan pada pasien 1	34
Gambar 4. 7 komponen untuk mekanisme pronasi dan supinasi	42

Gambar 4. 8 . komponen untuk mekanisme pronasi dan supinasi	42
Gambar 4. 9 gabungan dua komponen.....	43
Gambar 4. 10 Gaya genggam.....	53
Gambar 4. 11 hasil 3D Print.....	54
Gambar 4. 12 Manual Konstruksi	55
Gambar 4. 13 Spider Diagram	63
Gambar 4. 14 Rak voronoi Marc Newson	64
Gambar 4. 15 Penggunaan voronoi sebagai pengisi ruang	64
Gambar 4. 16 Elemen-elemen Voronoi terkandung dalam desain.....	65
Gambar 4. 17 keseluruhan penerapan voronoi pada prototipe 2.....	66
Gambar 5. 1 Customized ukuran dan warna visual.....	67
Gambar 5. 2 bentuk yang seperti lengan manusia.....	68
Gambar 5. 3 mekanisme manual	68
Gambar 5. 4 Aneka pengisi ruang sebagai bentuk voronoi.....	68
Gambar 5. 6 Alternative 1	70
Gambar 5. 7 Alternative 2	70
Gambar 5. 8 Alternative 3	71
Gambar 5. 9 desain alternatif terpilih.....	71
Gambar 5. 10 3D Model prototype 1	72
Gambar 5. 11 3D Model prototype 2	72
Gambar 5. 12 prototype 2	72

DAFTAR TABEL

Tabel 1. 1 Data Populasi Pasien Amputasi di Dunia	1
Tabel 1. 2 Data Populasi Pasien Jenis Amputasi di Dunia.....	1
Tabel 1. 3 Jumlah Penyandang Cacat Berdasarkan Klasifikasi Kecacatan Tahun 2008.....	1
Tabel 1. 4 Persentase Jumlah Jenis kesulitan / Gangguan di wilayah pendataan	2
Tabel 1. 5 Jenis kesulitan penyandang cacat usia produktif	2
Tabel 2. 1 Estimasi Antropometri Untuk Penduduk Inggris usia 19-65 tahun	12
Tabel 2. 2 Rincian Pembiayaan Prostesi Alat Gerak	22
Tabel 2. 3 Keterangan berbagai Jenis Bahan Filamen	25
Tabel 3. 1 Deep Interview	28
Tabel 3. 2 tipe tangan prostesis yang di rakit	33
Tabel 4. 1 Data jarak lengan bawah - tangan	8
Tabel 4. 2 Data jarak siku - titik tengah genggaman.....	8
Tabel 4. 3 Jarak Pergelangan - titik tengah pergelangan.....	8
Tabel 4. 4 Data Antropometri untuk Laki-laki dan perempuan pribumi Indonesia	9
Tabel 4. 5 Hasil pengukuran tangan pada pasien 1 dalam (mm).....	35
Tabel 4. 6 simulasi Simplifi3D untuk bahan flexible PLA sebagai Joint pada jari.....	36
Tabel 4. 7 Rencana Anggaran Biaya	38
Tabel 4. 8 Data Karakteristik Bahan	38
Tabel 4. 9 Komponen dalam mekanisme detangler pada proptotipe 1	43
Tabel 4. 10 Cara Kerja Sistem Detangler Pada Prototipe 1	45
Tabel 4. 11 Komponen Dalam Mekanisme Detangler pada Prototipe 2.....	46
Tabel 4. 12 Cara Kerja Sistem Detangler Pada Prototipe 1	48
Tabel 4. 13 Perbandingan Sistem Mekanisme Detangler Prototipe 1 dan Prototipe 2.....	49
Tabel 4. 14 Analisa komponen yang membutuhkan toleransi longgar	50
Tabel 4. 15 Analisa Komponen Yang Membutuhkan Toleransi Sempit.....	51
Tabel 4. 16 Uji Statis Stress, Strain dan Deformasi	52
Tabel 4. 17 Data pengujian	54
Tabel 4. 18 Data Analisa Prototype 1	56
Tabel 4. 19 Data Analisa Prototype 2	58
Tabel 4. 20 Analisa Benchmark	61
Tabel 4. 21 Analisa Positioning	62
Tabel 5. 1. Implikasi Robotics T-800 pada komponen prototipe	69

BAB I PENDAHULUAN

1. Latar Belakang

1.1. Data statistik Jumlah Tuna Daksa di Dunia

Berdasarkan data dari Stanford University oleh Maurice LeBlanc, MSME, CP maka diestimasikan jumlah populasi dengan amputasi pada lengan sebanyak 3 juta dan 2,4 juta jiwa di negara berkembang.

Tabel 1. 1 Data Populasi Pasien Amputasi di Dunia
(The LN-4 Prosthetic Hand, 2008)

Keterangan	Jumlah
Populasi Dunia	6 700 000 000
Jumlah Amputasi	1.5 per 1000
Populasi global pasien amputasi	10 000 000
Persentase amputasi lengan di Dunia	30 %
Lengan yang diamputasi di Seluruh Dunia	3 000 000
Lengan yang diamputasi di negara berkembang	2 400 000

Amputasi lengan dapat dikelompokkan menjadi 4 berdasarkan bagian lengan yang diamputasi dan pada Negara yang berkembang.

Tabel 1. 2 Data Populasi Pasien Jenis Amputasi di Dunia
(The LN-4 Prosthetic Hand, 2008)

Keterangan	Jumlah
Bawah Siku	1 400 000
Atas Siku & Disartikulasi siku	700 000
Pundak	200 000
Tangan / Pergelangan	100 000

Dapat diketahui sebanyak **1,4 juta** jiwa di Negara berkembang yang mengalami amputasi dibawah siku (*transradial amputation*).

Berdasarkan data dari Departemen Sosial Republik Indonesia pada tahun 2008 kecacatan fisik terdapat **227.201 jiwa** di indonesia.

Tabel 1. 3 Jumlah Penyandang Cacat Berdasarkan Klasifikasi Kecacatan Tahun 2008
(departemen sosial republik indonesia, 2008)

PROVINSI	FISIK	MENTAL	FISIK MENTAL	TOTAL
Jambi	11 183	3 137	644	14 964
Bengkulu	9 296	2 697	346	12 339
Jawa Barat	113 075	35 034	4 174	152 283
Bali	5 978	1 757	1 035	8 770
NTB	13 620	1 898	574	16 092
NTT	30 075	7 267	1 308	38 650
Kalimantan Barat	12 836	3 354	478	16 668

PROVINSI	FISIK	MENTAL	FISIK MENTAL	TOTAL
Sulawesi Selatan	27 323	5 750	1 437	34 510
Gorontalo	3 815	656	456	4 927
JUMLAH	227 201	61 550	10 452	299 203

Dari pendataan cacat fisik, didapatkan jenis kesulitan pada penggunaan lengan dan jari sebesar **9,01%** dari 227 201 (jumlah keseluruhan jiwa yang menyandang cacat fisik).

Tabel 1. 4 Persentase Jumlah Jenis kesulitan / Gangguan di wilayah pendataan
(departemen sosial republik indonesia, 2008)

Keterangan	Persentase (%)
Penggunaan kaki	21.86
Mental retardasi	15.41
Bicara	13.08
Kelainan bentuk tubuh	11.20
Pendengaran	10.15
Penggunaan lengan dan Jari	9.01
Buta total	8.57
Penglihatan rendah	4.52
Eks psikotik	4.28
Persepsi <i>light</i>	1.91

Dari data keseluruhan jiwa pada kesulitan penggunaan lengan dan jari, maka didapatkan jumlah usia produktif (18-60 tahun), yaitu 9,7% bekerja dan 8,8%.

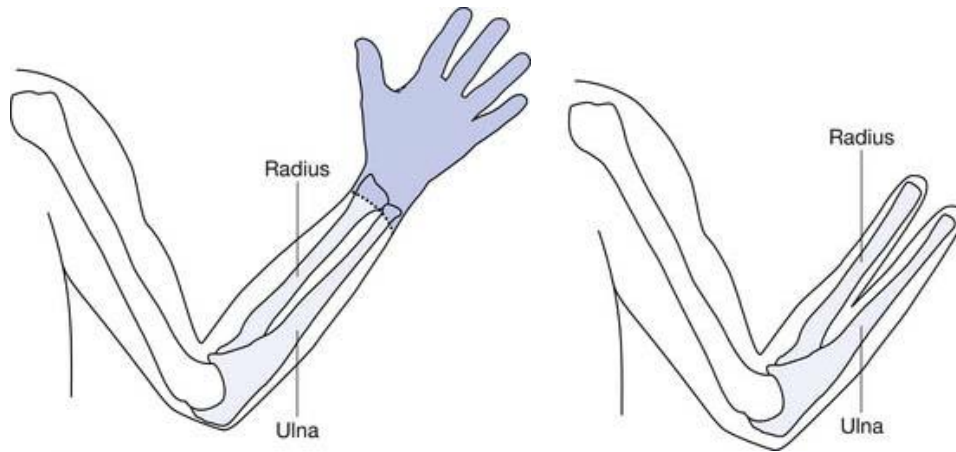
Tabel 1. 5 Jenis kesulitan penyandang cacat usia produktif
(18 -60 tahun) berdasarkan status bekerja dan jenis kesulitan (departemen sosial republik indonesia, 2008)

JENIS KECACATAN	BEKERJA (%)	TIDAK BEKERJA (%)
Penglihatan rendah	6.5	3.2
Persepsi <i>light</i>	2.4	1.5
Buta Total	5.0	9.3
Pendengaran	15.0	6.7
Bicara	15.0	11.8
Penggunaan Lengan dan Jari	9.7	8.8
Penggunaan Kaki	25.7	21.1
Kelainan bentuk tubuh	12.5	10.1
Mental retardasi	5.3	20.5
Eks psikotik	2.8	7.8

1.2. Tuna Daksa Amputasi Transradial dan Disartikulasi siku

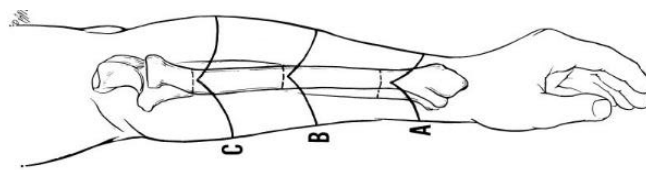
a. Amputasi Transradial

Amputasi Transradial merupakan amputasi yang dilakukan pada tulang radius dan ulna. Amputasi pada lengan bawah ini memiliki prinsip yang sama dengan amputasi pada pergelangan tangan. Tulang ditransmisikan setelah membran periosteum ditakukkan (Ouellette, 1992).



Gambar 1. 1. Amputasi Transradial
(Operative hand surgery, Ed 2, 1988)

Ada tiga tingkat dalam amputasi pada lengan bawah. Pada tingkat A dan B, lengan bawah masih dapat berotasi. Pada tingkat C, rotasi tidak ada, namun sendi siku masih dapat menekuk (*Louis, 1988*)

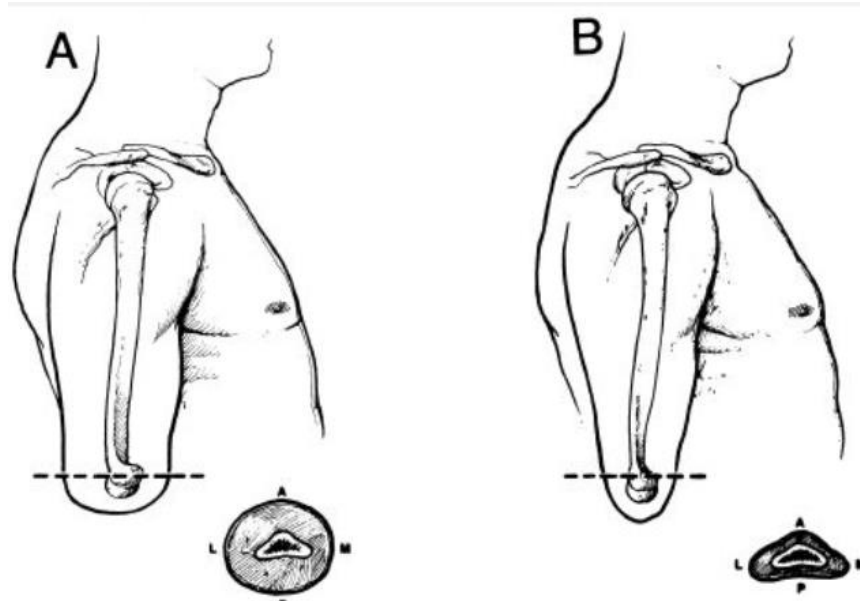


Gambar 1. 2 tingkatan amputasi transradial
(Operative hand surgery, Ed 2, 1988)

Apabila amputasi lengan bawah harus sangat proximal, maka tulang ulna dengan panjang 3.8 – 5 cm masih cukup untuk menjaga sendi siku. Dengan panjang sisa tulang yang sangat pendek, maka akan lebih membantu jika otot bicep dilepaskan dan dikembalikan pada tulang ulna.

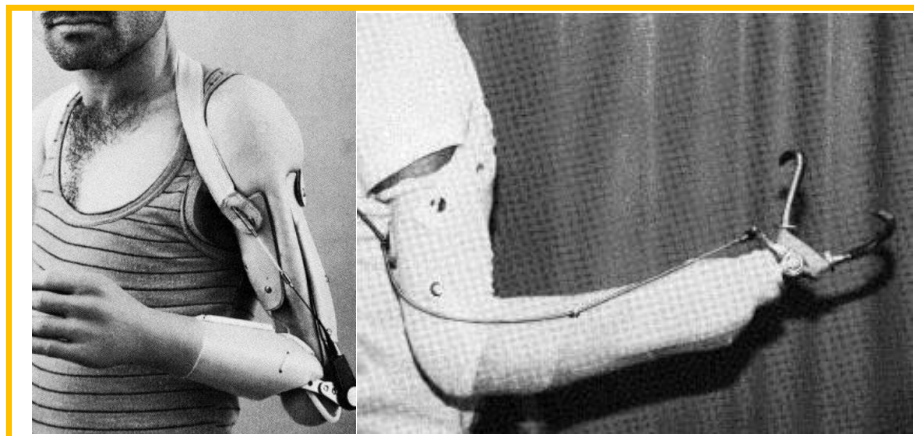
b. Disartikulasi Siku

Disartikulasi siku merupakan amputasi yang dilakukan pada tonjolan epicondyles di tulang humerus. Tulang rawan artikular pada tulang humerus tidak disentuh, karena bagian tersebut penting untuk pengendalian rotasi dan saat menggunakan lengan prostetik (*McAuliffe, 1991*).



Gambar 1. 3 (A) Contoh siku disartikulasi yang tidak dapat digunakan. Terlalu banyak jaringan halus untuk pengendalian rotasi. (B) contoh amputasi yang dapat digunakan. Banyak jaringan yang direduksi, sehingga *epicondyles* dapat mengendalikan rotasi pada tulang humerus
(Andrew, *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principle*, Chapter 9B)

Perbedaan antara kedua jenis amputasi terletak pada letak dan posisi titik amputasi, dimana amputasi transradial dilakukan pada tulang Ulna dan Radius, sedangkan disartikulasi siku menghilangkan seluruh tulang Radius dan Ulna dan menyisakan tulang humerus. Lengan Prostetik yang digunakan juga berbeda, karena letak kekuatan yang akan digunakan pada prostetik juga berbeda.



Gambar 1. 4. (kiri) prostetik untuk disartikulasi siku, (kanan) prostetik untuk pasien amputasi transradial (*Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*)

1.3. Lengan Prostetik di Indonesia

Surabaya Prosthetics dan Orthopaedics (SPO) menyediakan berbagai macam tangan dan kaki buatan. Produk SPO berupa protesis kosmetik, yaitu dimana lengan tidak

memiliki sistem pergerakan, namun bentuknya menyerupai tangan manusia (Millstein, 1986). Harga dari sebuah tangan prostetik tangan yang diproduksi oleh SPO adalah Rp 7.000.000,-. Di Rumah Sakit Kusta Sumberglagah, Mojokerto, pernah membuat prostesis lengan untuk para penyandang tunadaksa dan harga sebuah prostesis lengan dapat mencapai Rp 15.000.000,- (Gatot, 2017). Dengan harga seperti ini, maka BPJS tidak dapat menanggung sepenuhnya, dimana yang ditanggung adalah sebesar Rp 2.500.000,-.



Gambar 1. 5 Tangan Prostetik
(Surabaya Prosthetics and Orthopaedics)

Lengan Prostetik dengan metode *3D printed* menggunakan sumber tenaga mekanik manusia (*body-powered*) dan ada yang menggunakan sistem bantuan mekatronika untuk sumber pergerakannya. Harga sebuah prostesis dengan sistem mekatronika bisa mencapai \$40.000 sedangkan harga prosthesis non - mekatronika hanya \$5 (Muller, 2015).



Gambar 1. 6 Lengan Prostetik non-Mekatronika
(Muller, Veritasium, 2015)

Berdasarkan pernyataan Muller, berbagai negara berkembang telah memproduksi prosthesis tangan 3D printed. Metode 3d printing untuk prosthesis tangan merupakan

pilihan yang sesuai bagi masyarakat dengan kelas ekonomi menengah kebawah (Ebeling,2014).

Dari berbagai penjelasan diatas, dapat dinyatakan ada sekitar 3 juta jiwa di seluruh dunia yang menyandang tuna daksa di bawah siku. Sejumlah 227 201 jiwa di Indonesia yang menyandang tuna daksa pada lengan. Dari sebanyak itu ada 9.7 % dari 227 201 menyandang tuna daksa pada bagian lengan. Lengan prostesis yang harganya terjangkau dibutuhkan untuk para penyandang tuna daksa dan dapat difungsikan untuk membantu kegiatan sehari-hari. Maka dari itu, **Rancang Bangun Prostesis Lengan untuk Tuna Daksa Bawah Siku (Amputasi Transradial)** ini diangkat sebagai judul tugas akhir.

1.4. Rumusan Masalah

1. Prostesis lengan di Indonesia hanya menunjang penampilan fisik. Prostesis ini adalah prostesis kosmetik, dimana bentuk fisik menyerupai tangan asli manusia namun tidak dapat menunjang aktivitas sehari-hari
2. Harga prostesis eksisting tidak sepenuhnya ditanggung oleh BPJS Kesehatan, dimana hanya mencakup Rp 2,5 jt dan harga prostesis eksisting lebih dari Rp. 5 jt. Akibatnya, memberatkan masyarakat tingkat ekonomi kelas menengah ke bawah untuk membelinya.
3. Prostesis lengan kosmetik tidak dapat digunakan untuk waktu yang lama, karena menyebabkan lengan jadi panas dan tidak ada ventilasi.

1.5. Batasan Masalah

Batasan-batasan yang harus diperhatikan dalam merancang prostesis lengan amputasi transradial meliputi:

1. Penyandang yang difasilitasi adalah tunadaksa yang diamputasi secara transradial, dimana amputasi dilakukan pada lengan bawah, namun tulang radius dan ulna masih tersisa atau tuna daksa di bawah siku
2. Penggunaan sistem biomekanik dari lengan penyandang yang tersisa tanpa adanya bantuan elektronik
3. Prostesis lengan dapat membantu dalam kegiatan dengan jenis *power grip*
4. Studi dilakukan pada penyandang tunadaksa amputasi transradial dengan tersisa lengan satu yang masih utuh.

1.6. Tujuan Perancangan

1. Menghasilkan desain lengan prostetik yang memenuhi aspek biomekanik penyangga tunadaksa bawah siku dan amputasi transradial.
2. Menghasilkan desain lengan prostetik dengan sumber tenaga lengan penyangga itu sendiri tanpa ada bantuan sistem mekatronik.
3. Lengan prostetik yang dapat ditanggung sepenuhnya oleh BPJS Kesehatan
4. Desain lengan prostetik yang dapat membantu dalam *power grip*

1.7. Manfaat Perancangan

1. *Penyangga* :
 - > Terbantu akan adanya lengan prostetik yang disediakan oleh BPJS.
 - > Dapat melakukan aktivitas sehari-hari lebih mudah secara mandiri.
2. *Desainer*:
 - > Dapat mengerti keadaan penyangga.
 - > Mengembangkan prosthesis tangan yang terjangkau dimasa mendatang.
3. *Stake holder* :
 - > Memperoleh perkembangan teknologi 3D print.
 - > Dipercaya untuk membuat produk secara massal dan mengembangkan lengan prostetik untuk jenis prostetik tunadaksa yang lain.

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Studi Antropometri

2.1.1. Studi Antropometri Tangan dan Siku

Berikut adalah data antropometri tangan dan lengan bawah menurut *Claire C. et. al, 1988*. Data berikut berfungsi untuk mendapatkandimensi dari ujung jari tengah hingga siku. Data berikut digunakan sebagai referensi tuna daksa yang mengalami *transradial amputation*.

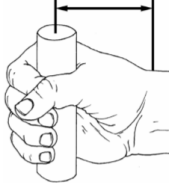
Tabel 4. 1 Data jarak lengan bawah - tangan

Gambar	persentil	Perempuan (cm)	Laki-laki (cm)
	5	40,62	44,79
	50	44,21	48,28
	95	48,25	52,42

Tabel 4. 2 Data jarak siku - titik tengah gengaman

Gambar	persentil	Perempuan (cm)	Laki-laki (cm)
	5	30,02	33,32
	50	32,84	35,92
	95	35,84	39,06

Tabel 4. 3 Jarak Pergelangan - titik tengah pergelangan

Gambar	persentil	Perempuan (cm)	Laki-laki (cm)
	5	5,87	6,23
	50	6,60	6,94
	95	7,49	7,83

2.1.2. Studi Antropometri Tangan dan Siku Orang Indonesia

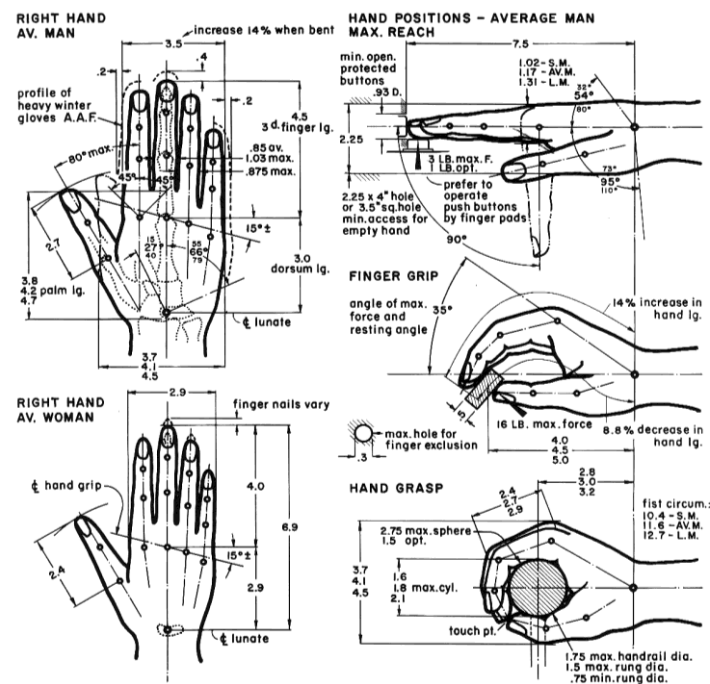
Menurut data antropometri penduduk Indonesia, terdapat 2 data ras yaitu ras pribumi (citizens) dan ras cina. Dari data tersebut diperoleh data panjang tangan, lebar tangan dan panjang bentang siku. Data berikut dikhususkan untuk antropometri ras pribumi.

Tabel 4. 4 Data Antropometri untuk Laki-laki dan perempuan pribumi Indonesia
(Chuan et al,2010)

Dimensi	Laki-laki pribumi (cm)			Perempuan pribumi (cm)		
	5 %tile	50 %tile	95%tile	5 %tile	50 %tile	95%tile
Panjang tangan	17	19	22	16	18	20
Lebar tangan	7	9	11	6	8	10
Rentang siku	18	86	96	73	79	89

Data tersebut diolah untuk menjadi patokan dasar ukuran prosthesis tangan yang akan dibuat.

2.1.3. Studi Antropometri Tangan



Gambar 4. 1 Data kemampuan tangan
(Chuan et al,2010)

Berdasarkan gambar yang ada diatas dapat menjadi refrensi tentang ukuran kemampuan tangan.

2.2. Data Kebutuhan Aktivitas

Ada 2 Jenis cengkeraman yang biasanya digunakan, yaitu power grip dan precision grip:

1. **Power Grip:** digunakan untuk memegang sebuah martil sebagai contoh, dimana menggunakan otot yang kuat pada lengan bawah. Seluruh tangan mencengkeram pegangannya (*Pheasant,1998*).

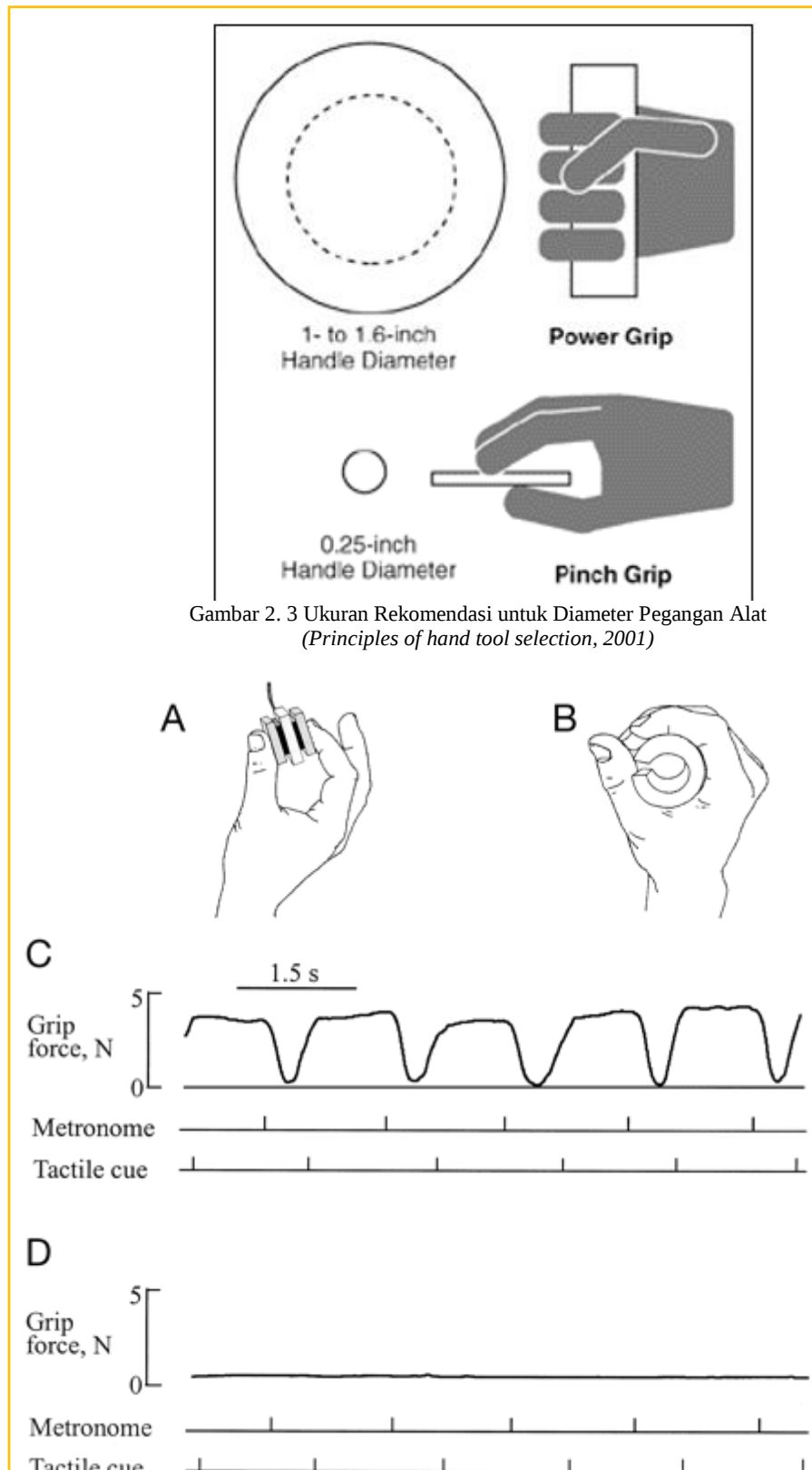


Gambar 2. 1 Power Grip pada Alat
(*Vahid, 2014*)

Precision Grip: digunakan untuk memegang sebuah pena sebagai contoh, dimana menggunakan otot di jari-jari yang lebih kecil dan lemah. Benda dipegang diantara jari telunjuk dan ibu jari. Cengkraman jenis ini tidak sesuai untuk digunakan pada alat yang membutuhkan kekuatan (*Pheasant,1998*).



Gambar 2. 2 Precision Grip pada Penggunaa Pensil
(*Calabrese, 2015*)

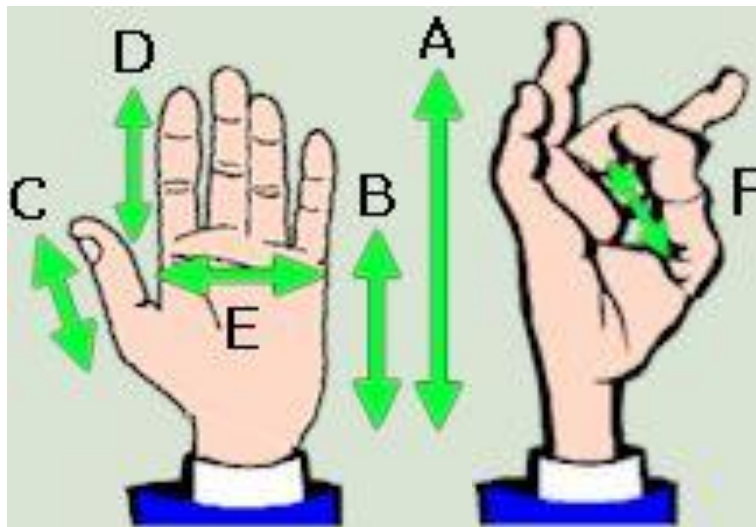


Gambar 2. 4 Pada (A) precision grip, (B) power grip
(*Cortical Activity in Precision- Versus Power-Grip Tasks: An fMRI Stud, 2001*)

Pada gambar diatas, dapat ditentukan bahwa power grip yang digunakan adalah sebesar 20 N dimana silinder yang dicengkeram memiliki diamter 40 mm dengan celah sebesar 10 mm. Di saat daya cengkeram mencapai 20 N, maka celah ini tertutup.

2.3. Anthropometri Untuk *Hand Tools*

Ada standar operasional prosedur dalam mengukur anthropometri tangan untuk alat-alat yang digunakan tangan. Berikut adalah kebutuhan pengukuran tangan:



Gambar 2. 5 Anthropometri Tangan Manusia
(Pheasant, 1991)

Tabel 2. 1 Estimasi Anthropometri Untuk Penduduk Inggris usia 19-65 tahun.
(*Ergonomics and the Design of Work, 2nd Edition, 1998*)

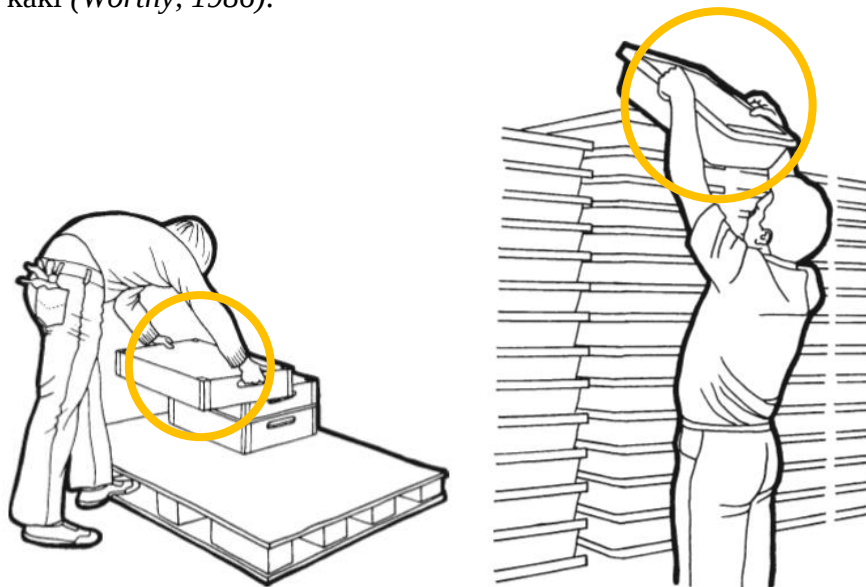
Dimensi	5 % tile (mm)	50 % tile (mm)	90 % tile (mm)
A. Panjang tangan	173	189	205
	159	174	189
B. Panjang tapak	98	107	116
	89	97	105
C. Panjang ibu jari	44	51	58
	40	47	53
D. Panjang jari telunjuk	64	72	79
	60	67	74
E. Lebar tangan	78	87	95
	69	76	83
F. Diameter max cengkaman	45	52	59
	43	48	53

Perempuan :

Laki laki :

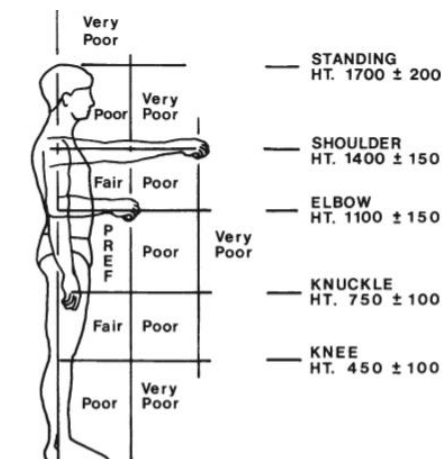
2.4. Kegiatan menggunakan *Power Grip*

Prinsip utama dalam mengangkat barang yang aman adalah jarak yang senantiasa sedekat mungkin dengan tubuh. Prinsip kedua mengangkat barang secara simetris lebih aman daripada mengangkat secara asimetris. Dalam praktek, jarak barang dengan tubuh dan kesimetrisan dalam mengangkat barang ditentukan oleh posisi dan letak telapak kaki (Worthy, 1986).

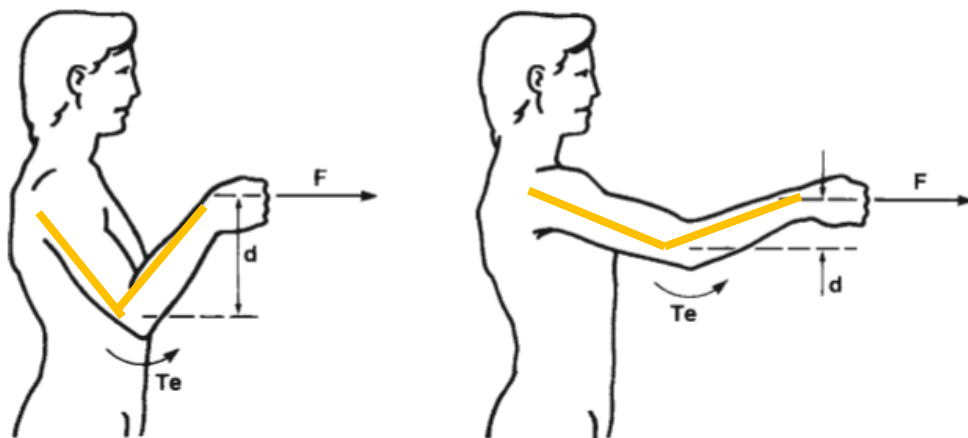


Gambar 2. 6 Ragam Mengangkat Barang
(Pheasant, 1991)

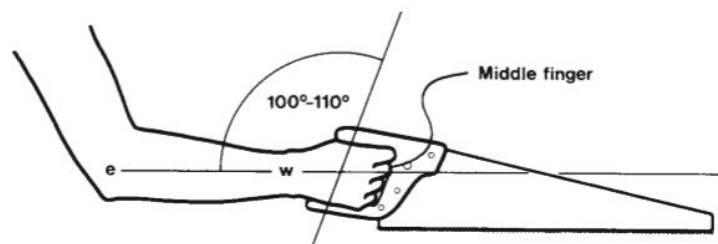
Saat mengangkat sebuah beban, seseorang akan memegangnya di bagian bawah beban pada ketinggian panggul atau keatas (800–1100 mm).



Gambar 2. 7 Rentang ketinggian dalam mengangkat beban
(Pheasant, 1991)



Gambar 2. 8 Torsi pada siku (T_e) dibutuhkan untuk mengeluarkan gaya tarik (F) yang sama dalam dua postur yang berbeda.
(Pheasant, 1991)

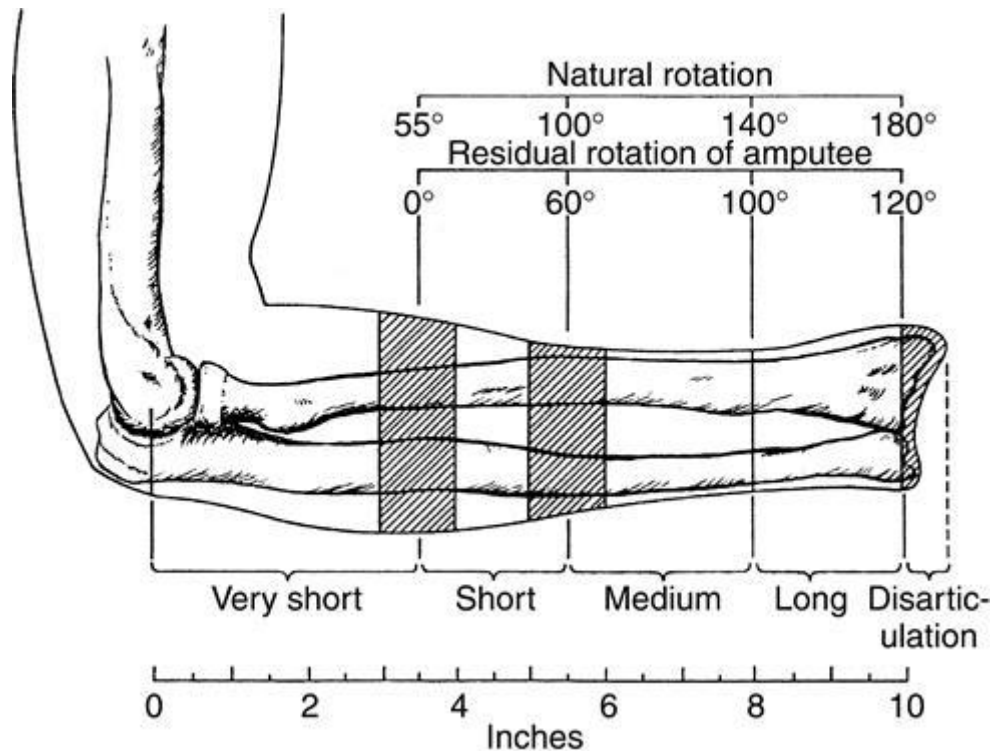


Gambar 2. 9 Posisi Netral pergelangan terjaga apabila poros pegangan membentuk sudut 100 -110 dengan poros lengan bawah
(Pheasant, 1991)



Gambar 2. 10 berbagai macam power grip dalam keseharian
(The elbow and its disorders, ed 4, Philadelphia, 2009, Saunders)

2.5. Amputasi Transradial



Gambar 2. 11 Amputasi Transradial dan Kemampuan Berotasi Berdasarkan Jarak Ulna dan Radius
(Taylor CI. *The biomechanics of control in upper extremity prosthetics*. *Orthot Prosthet* 1981;35:20)

Pada diagram diatas terdapat berbagai tingkatan amputasi pada lengan bawah dengan tingkat sudut supinasi dan pronasi yang dapat dicapai oleh ulna dan radius (John R. Zenie, *Prosthetic Options for Persons with Upper-Extremity Amputation*).

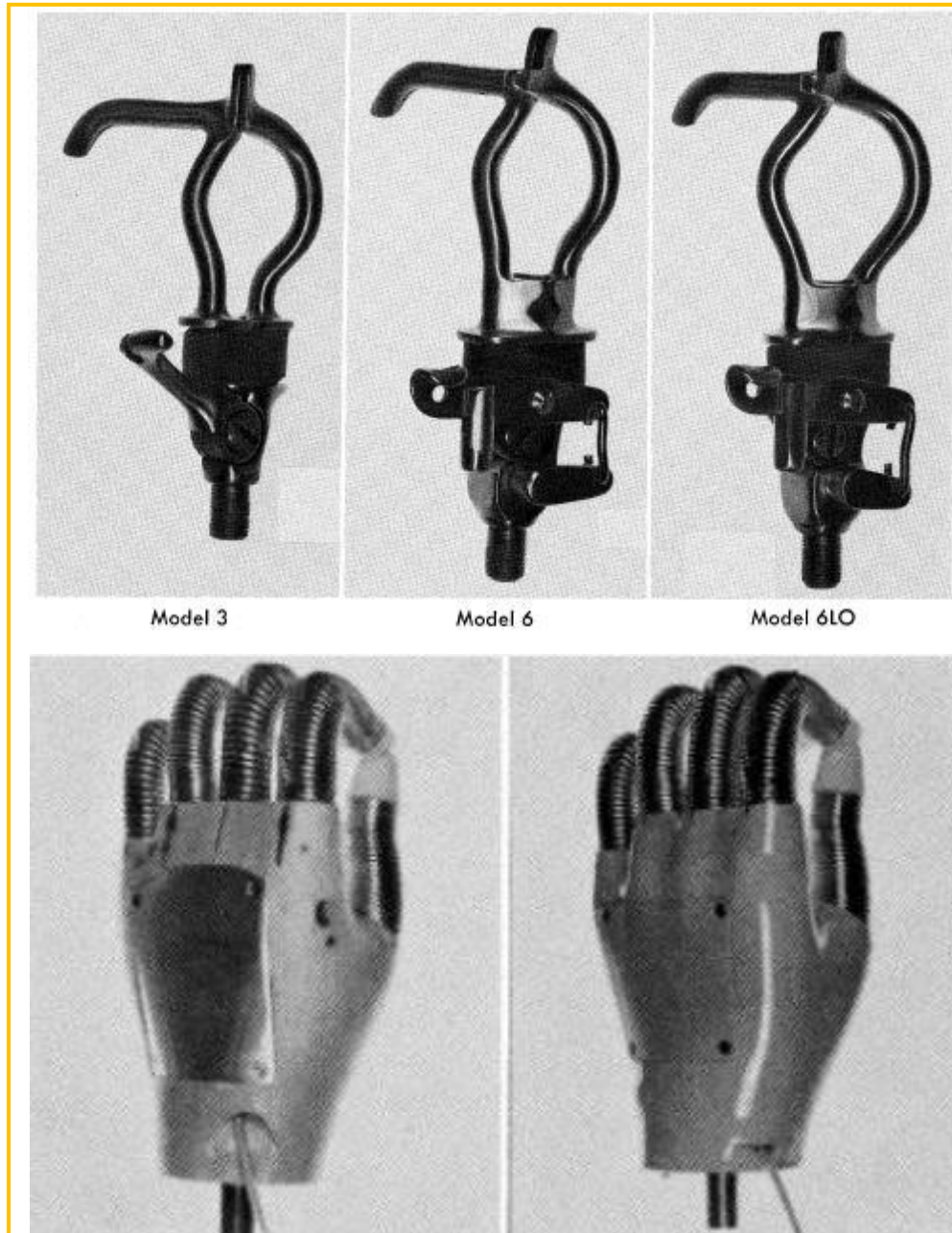
2.6. Body-powered Lengan Prostetik Bagi Pasien Amputasi Transradial

2.6.1. Voluntary-opening

Bagian komponen pada lengan prostetik ini merupakan bagian ujung yang terhubung langsung dengan objek yang digenggam. Voluntary-opening merupakan sistem pembukaan pada komponen dimana penyandang tuna daksa menekuk lengannya untuk membuka komponen dan akan menutup saat lengan diluruskan. Terdapat dua jenis *voluntary-opening* ini, yaitu pengait dan tangan.

Hosmer-Dorrance adalah nama yang diasosiasikan dengan komponen ini dengan bentuk pengait atau *hook* (Hosmer-Dorrance Corp., Campbell, Calif).

Becker-Lock Grip hand juga merupakan komponen *voluntary-opening*, namun bentuknya menyerupai tangan manusia. Komponen ini dikontrol oleh tegangan kabel yang mengakibatkan jari-jari membuka (*Michael, Fryer, 1991*)



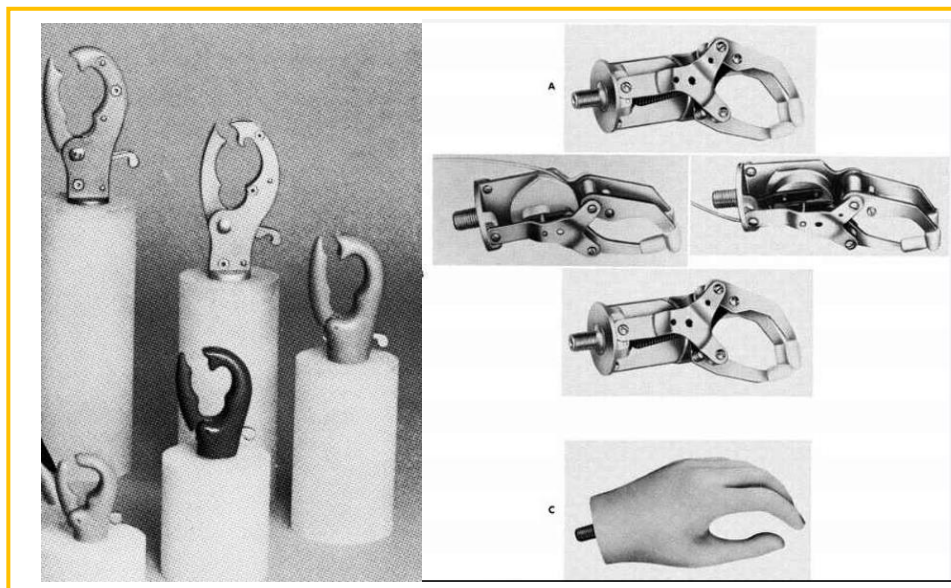
Gambar 2. 12 Hosmer-Dorrance work hooks dan Becker Lock-Grip hand.
(*Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles, Chapter 6A*)

B. Voluntary-closing

Voluntary-Closing merupakan sistem kebalikan dari *Voluntary-opening*, dimana komponen akan membuka saat lengan diluruskan dan akan menutup saat lengan menekuk. Contoh system ini adalah APRL hook dan Ottobock System Hands.

Awal mula APRL hook dikembangkan dengan menggunakan *bicep cineplasty*, yaitu menyambungkan sebuah tuas dengan otot bicep (Hueston, 1959). Alat ini dianggap terlalu kompleks yang menjadikannya mahal dan mudah rusak.

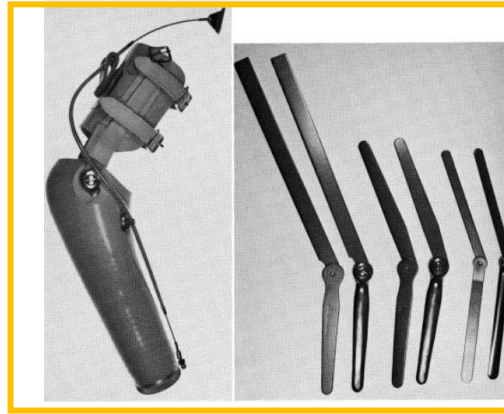
APRL hand merupakan komponen yang ringan dan harganya terjangkau, serta dibuat dengan beberapa ukuran. Komponen ini dilengkapi dengan bagian luar, yaitu bahan yang dibuat dari silikon dengan visual menyerupai prostetik tangan kosmetik (Fryer, Michael, 1991).



Gambar 2. 13 APRL Hooks (kiri) dan Otto Bock system hands (kanan). A, standard chassis and wrist plate. B, operating mechanism. C, inner hand. D, cosmetic glove
(Courtesy of Otto Bock Orthopedic Industry, Inc., Minneapolis.)

2.6.2. Komponen pada Bagian Siku untuk Lengan Amputasi Transradial

Dengan adanya amputasi pada jarak sepertiga lengan bawah, maka pasien tetap memiliki gerakan supinasi dan pronasi yang terbatas. Pada gambar di bawah, disajikan sebuah contoh komponen pada bagian siku dengan engsel *rigid* poros tunggal atau *single-axis*. Engsel poros tunggal dirancang untuk memberikan stabilitas perputaran. Antara soket dengan sisa lengan penyanggah tuna daksa.



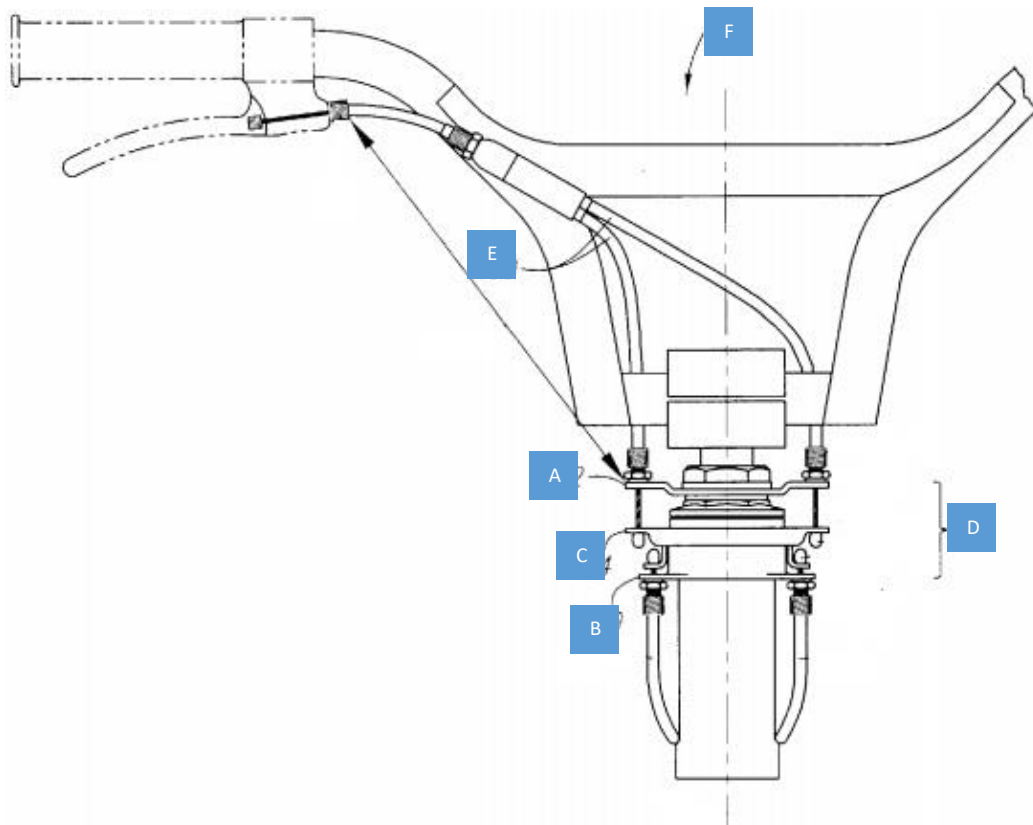
Gambar 2. 14 Rigid, single-axis hinges provide axial stability between prosthetic socket and residual forearm

(Courtesy of Hosmer-Dorrance Corp., Campbell, Calif).

2.7. Kebutuhan Supinasi dan Pronasi

Seperti yang telah dijelaskan pada Bab 1, Supinasi dan Pronasi merupakan gerakan rotasi lengan bawah. Suatu sistem mekanisme yang dapat dikembangkan adalah “*cable detangler*” yang ada pada sistem rem belakang pada sepeda BMX. Penemuan sistem ini telah dipatenkan di USA dengan nomor paten: US 6,205,635 oleh Scura, 27 Maret 2001.

Sistem *Cable detangler* rem belakang pada umumnya meliputi kumpulan kabel atas, kumpulan kabel bawah dan mekanisme bantalan (*bearing*). Sebagai gantinya, mekanisme bantalan pada umumnya terdiri dari plat penghenti kabel atas, plat penghenti kabel bawah dan satu unit bantalan dengan bagian atas dan bawah.



Gambar 2.12. Detangler Pada sistem pengereman sepeda BMX
(Scura, 2001)

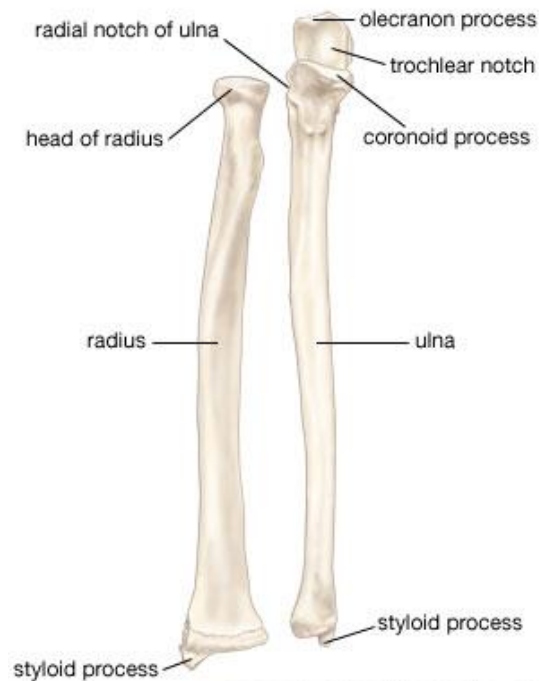
Pada gambar 2.12 dapat dijelaskan setiap komponen dalam sebuah *cable detangler*. Berikut penjelasan cara kerjanya:

(A) Merupakan plat penghenti kabel atas dan (B) merupakan plat penghenti kabel bawah yang terintegrasi pada sistem *detangler* (D). Dalam sistem *detangler* (D), plat penghenti kabel bawah terpasang pada (F) yang merupakan assembly kemudi. Plat penghenti kabel atas (A) tersambung dengan kabel (E) yang bebas berputar sesuai dengan kemudi. Plat bearing (C) akan bergerak naik ketika tuas rem ditarik dan turun ke posisi semula saat tuas rem dilepas. Jarak antara (C) dengan (A) menentukan ruang aman minimal pergerakan (A)

2.7.1. Studi Mekanisme Radius dan Ulna

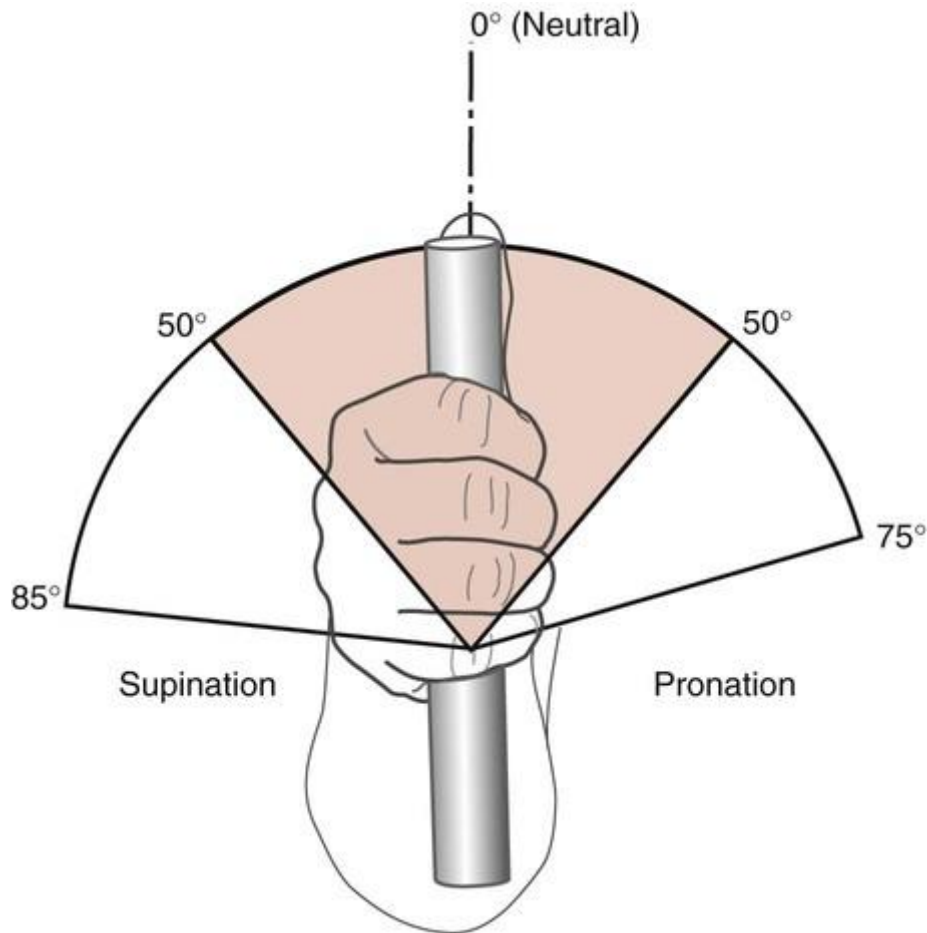
Radius dan ulna merupakan tulang yang berada pada lengan bawah. Ulna terletak pada bagian dalam lengan bawah saat dilihat dengan telapak tangan menghadap ke depan. Bagian ujung atas ulna membentuk huruf C yang terhubung langsung pada *trochlear notch* tulang humerus (tulang yang berada di lengan atas). Sambungan antara ulna dengan humerus ini membentuk sendi pada siku (*encyclopaedia Britannica*, 2007).

Sedangkan Radius terletak pada bagian luar, dan memiliki ukuran yang lebih pendek dibandingkan ulna. Pada bagian bawah ulna dan radius terdapat *styloid process*, yang merupakan sambungan terhadap sendi di pergelangan.



Gambar 4. 2 Radius dan ulna
(*Encyclopaedia Britannica*, 2007)

Kedua tulang ini berfungsi untuk memutar telapak tangan. Berikut adalah posisi telapak tangan saat menggenggam dengan berbagai posisi telapak.



Gambar 4. 3 Besar Sudut Supinasi dan Pronasi pada tangan manusia
(Modified from Morrey BF, Bryan RS, Dobyns JH, et al: *Total elbow arthroplasty: a five-year experience at the Mayo Clinic. J Bone Joint Surg Am* 63[7]:1050–1063, 1981.)

Pada posisi seperti di gambar 4.11. tangan kanan berada posisi supinasi, dimana ujung depan radius berada di samping kanan ulna, atau berada dibagian luar tubuh.

2.7. Tanggungan Prostesis Alat Gerak Oleh BPJS

Prostesis alat gerak yang ditanggung oleh BPJS meliputi kaki dan tangan tiruan (Panduan Praktis Pelayanan Alat Kesehatan, BPJS, 2014). Adapun kriteria-kriteria penyanggah tunadaksa agar alat prostesis dapat ditanggung oleh BPJS, yaitu:

1. Peserta BPJS Kesehatan sesuai indikasi medis.
2. Merupakan bagian dari pemeriksaan dan penanganan yang diberikan pada fasilitas kesehatan rujukan yang bekerja sama dengan BPJS Kesehatan.
3. Diberikan atas rekomendasi dari dokter spesialis orthopedi.
4. Prostesis alat gerak diberikan paling cepat 5 tahun sekali untuk bagian tubuh yang sama.

Jumlah biaya prostesis alat gerak yang dijamin oleh BPJS Kesehatan merupakan batas maksimal. Berikut berupa rincian untuk prostesis alat gerak:

Tabel 2. 2 Rincian Pembiayaan Prostesi Alat Gerak
(BPJS Kesehatan, 2014)

Jenis Pelayanan	Tarif (Rp)	Ketentuan
Prostesis Anggota Gerak	Maks. Rp. 2.500.000,-	1. Prostesis alat gerak adalah: Kaki palsu dan Tangan palsu. 2. Diberikan paling cepat 5 tahun sekali atas indikasi medis.

2.8. 3D Print Technology

3D Printing atau additive manufacturing adalah sebuah proses dalam manufaktur untuk mencetak 3D solid dimensi dari file digital atau CAD (Computer Aided Design). File CAD dibuat dari 3D model dengan menggunakan aplikasi peranti lunak seperti AutoCAD, Solidwork dan Solid Edge, yang dalam penelitian ini menggunakan Autodesk Fusion 360, dan biasanya terintegrasi dengan 3D Scanner (untuk menggandakan eksisting objek) sebelum melakukan pengolahan file ke dalam tahap berikutnya .

Tidak semua 3D print menggunakan teknologi yang sama. Beberapa diantaranya menggunakan metode melting atau softening material pada tahap layering. Selektif Laser Sintering (SLS) dan Fused Deposition Modeling (FDM) adalah teknologi yang umum digunakan dalam 3D Print (www.3dprinting.com).

Sejak tahun 2010, American Society for Testing and Material (ASTM) group dalam klasifikasinya “ASTM F42–Additive Manufacturing” membagi proses additive manufaktur menjadi 7 kategori, salah satunya adalah *Fused Deposition (FDM)*.

2.9. Elemen Estetika

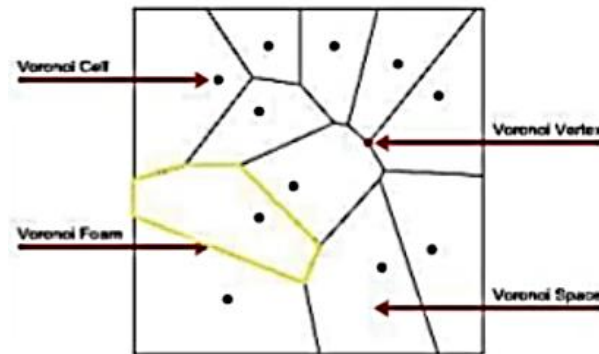
2.9.1. Voronoi

Voronoi dikenal pada tahun 1644 oleh Rene Descartes dan digunakan oleh Dirichlet (1850) dalam menemukan bentuk quadratic positif. Voronoi diagram merupakan kumpulan bidang-bidang yang membagi suatu area. Setiap bidang berhubungan dengan suatu situs, dan semua titik dalam suatu area berjarak lebih dekat dengan situs yang terhubung daripada jarak ke situs lainnya. Semua bidang pada voronoi merupakan *convex polygons* (Drysedale, 1993).

Penggunaan Voronoi ini dapat diaplikasikan pada berbagai aspek seperti, grafik komputer, epidemiologi, geofisika, dan meteorologi.

Diagram Voronoi yang sederhana memiliki elemen-elemen berikut. Titik diagram Voronoi terdiri dari titik yang sama (Kedheeswaran, 2015).

- > Voronoi Vertex
- > Voronoi Cell
- > Voronoi Space
- > Voronoi Foam

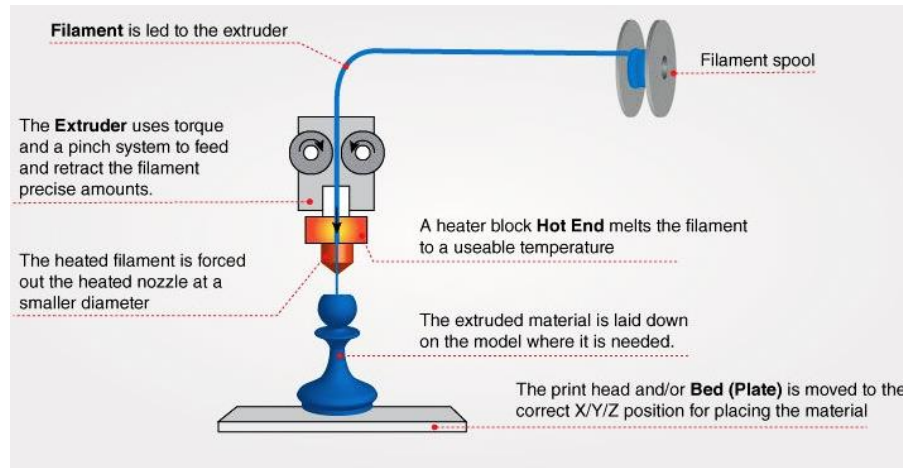


Gambar 4. 4 elemen-elemen Voronoi

2.10. Fused Deposition Modelling (FDM)

Teknologi FDM bekerja menggunakan material filamen plastik atau filamen jenis logam yang dilepaskan dari kumparan dan mensupply bahan tersebut ke nozzle ekstrusi yang berfungsi sebagai konversi dan pengontrol. Nozzle dipanaskan untuk mencairkan material filament dan memindahkan di kedua arah horizontal dan vertical dengan mekanisme control secara numerik, dikendalikan langsung melalui piranti perangkat lunak computer (CAM). Objek 3D yang dibuat dibentuk secara layer by layer dari proses ekstrusi nozzle. Material yang paling digunakan dalam hal ini adalah tipe filamen ABS (Acrylonitrie Butadiene Styrene) dan PLA (Polylactic Acid).

FDM dikembangkan oleh Scott Crump pada akhir tahun 1980an. Setelah mematenkan teknologi tersebut, dia mulai mendirikan perusahaan Stratasys pada tahun 1989. Dasar prinsip kerja mesin FDM adalah mengekstrusi 2 material, satu untuk mengekstrusi model dan satu lainnya untuk mengekstrusi struktur pendukung model.



Gambar 2.7 Mekanisme 3D Printer
(Crump, 1989)

2.11. Material 3D Printer

Filament adalah material yang digunakan dalam proses pencetakan atau lebih tepatnya material yang diekstrusi pada mesin 3D Print, termoplastik adalah sebagian dari banyaknya jenis material yang umumnya digunakan dalam proses 3D Print. Berikut merupakan jenis material 3D Print :

A. PLA (Polylactic Acid)

PLA adalah salah satu filament dari 2 jenis material yang paling umum digunakan dalam proses desktop 3D print selain filament ABS. Merupakan rekomendasi default material pada desktop 3D print. filament PLA, memiliki beberapa kelebihan, seperti : tidak berbau, rendah-warp, dan membutuhkan panas bed yang rendah. Selain itu, filament PLA adalah material yang ramah lingkungan, terbuat dari pati jagung yang merupakan sumber daya terbarukan dan membutuhkan sedikit energi untuk memproses dibandingkan dengan plastik tradisional (berbasis minyak bumi).

B. ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene)

ABS adalah material filament yang umum digunakan dalam proses desktop 3D print selain filament PLA. Terbaik digunakan untuk membuat model 3D yang tahan lama dan menahan suhu yang lebih tinggi. Bila dibandingkan dengan filament PLA,

filament ABS cenderung sedikit rapuh namun lebih ulet. Dan dapat ditambahkan acetone pada post-process untuk hasil mengkilap. Ketika proses cetak 3D print dengan filament ABS, direkomendasikan permukaan bed dipanaskan, sehingga plastic ABS dapat mengikat ketika didinginkan untuk membentuk objek 3D.

C. PET (PETG, PETT) Polyethylene Terephthalate

PETG adalah material filament yang digunakan dalam industri dengan beberapa kelebihan fiturnya. Mengkombinasikan kemudahan penggunaan filament PLA dan *durability* dari filament ABS. *Strength* filament PET lebih baik dari filament PLA dan disetujui oleh FDA untuk jenis tempat makanan dan alat - alat yang digunakan untuk mengkonsumsi makanan. Tidak seperti filament ABS, hampir tidak melengkung (*warps*) dan tidak menimbulkan bau atau asap saat dicetak. Filament PET tidak *biodegradable*, namun 100% filament PET dapat diperbarui.

D. Flexible PLA

Flexible PLA atau Soft PLA merupakan bahan yang menyerupai dengan karet yang tahan lama. Bahan ini digunakan untuk komponen yang membutuhkan sifat lentur saat dibengkokkan dan juga tahan lama. Perbedaan utama adalah kecepatan printing yang lebih lambat dengan suhu bed yang lebih tinggi dibanding PLA.

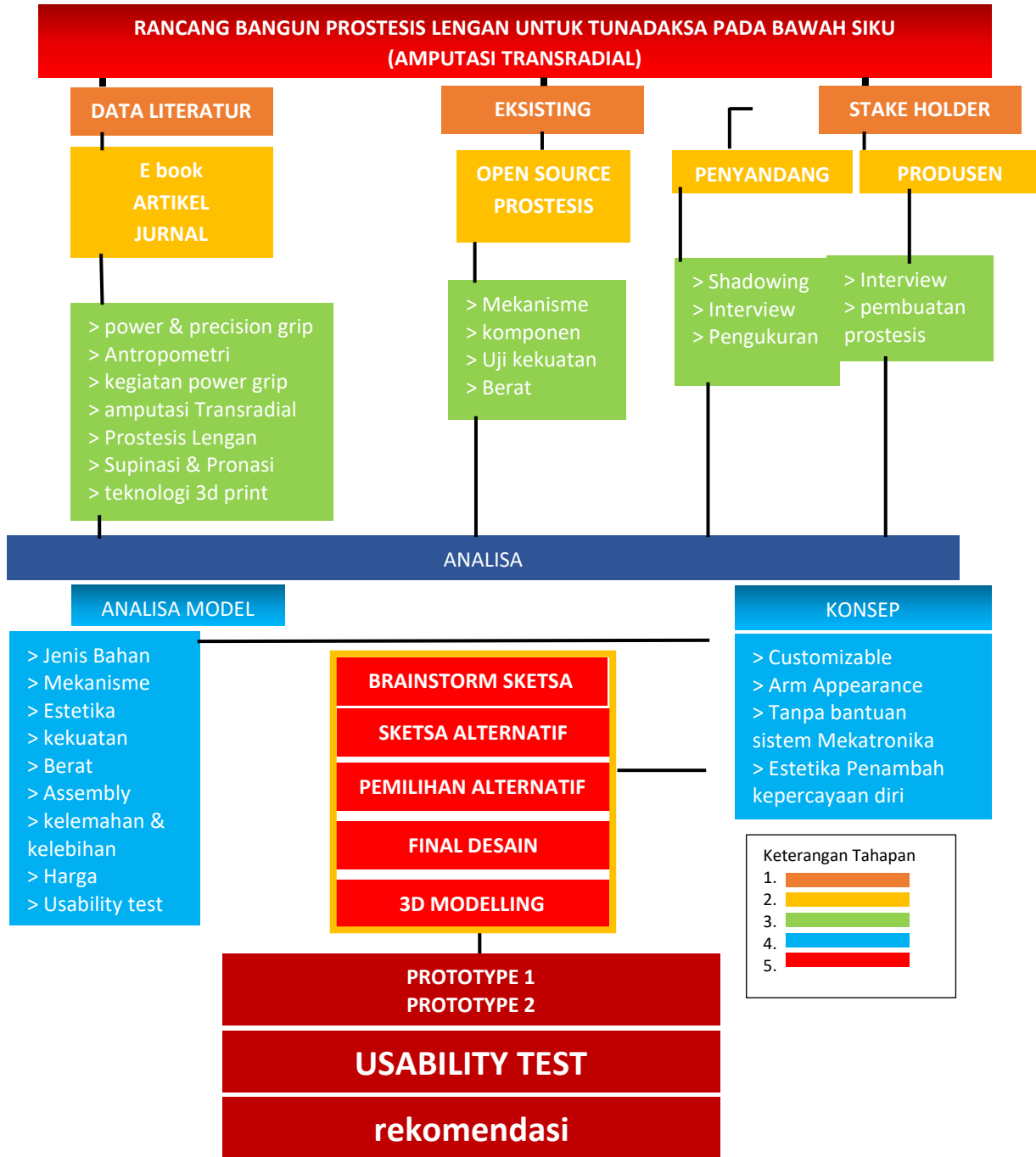
Tabel 2. 3 Keterangan berbagai Jenis Bahan Filamen

Jenis bahan	gambar	Indikator	Keterangan
Flexible PLA		Extruder Temperature	190 - 220
		Bed Temperature	45° – 75° C
		Bed Adhesion	Lem PVA
		Diameter Filament	1,75 mm
PLA		Extruder Temperature	180° – 220°C
		Bed Temperature	20° – 55°C
		Bed Adhesion	Lem PVA
		Diameter Filament	1.75mm
ABS		Extruder Temperature	220° – 260°C
		Bed Temperature	80° – 110°C
		Bed Adhesion	Acetone & ABS mix
		Diameter Filament	1.75mm
PETG		Extruder Temperature	230° – 255°C
		Bed Temperature	55° – 75°C
		Bed Adhesion	Lem PVA
		Diameter Filament	1.75mm, 3mm

BAB 3 METODOLOGI DAN KERANGKA

3.1. Skema Penelitian

Berikut adalah skema penelitian dalam perancangan ini:



Gambar 3. 1 Skema metode Penelitian

menggenggam. Kemudian, observasi pada sistem tarik balik jari-jari dilakukan. Terdapat tiga jenis, yaitu penggunaan karet gelang yang mengikat setiap ruas jari, penggunaan tali elastis, dan bahan flexi yang sekaligus menjadi joint pada ruas jari. Observasi pada material utama tangan protesis menentukan bahan yang terjangkau bagi *enterprise* kecil, namun cukup rigid untuk di\jadikan tangan protesis. Metode yang digunakan dalam mengobservasi empat tangan protesis ini menggunakan data primer dan uji kekuatan menggenggam.

3.2.3. Metode Pengambilan Data

Metode pengambilan data adalah primer dan sekunder. Data primer dilakukan pada observasi tangan protesis dengan menganalisa produknya secara langsung, dan mensurvey pengguna yang membutuhkan tangan protesis. Data sekunder diperoleh dari *open source* yang kemudian dianalisa dengan cara pendapatan data primer. Data sekunder lain didapatkan pada jurnal, konferensi, buku, artikel dan berbagai situs yang berkaitan dengan tangan protesis.

Metode ini melakukan interview pada penyandang tuna daksa pada lengan bawah. Pertanyaan secara general diutarakan untuk menggali kesusahan-kesusahan yang dialami untuk menemukan sebuah permasalahan yang dapat ditemukan apa yang menjadi kebutuhan mereka. Berikut berupa tabel dalam *deep interview*.



Gambar 3. 4 (kanan) Dokter Gatot, pihak yang menangani para penderita kusta, (Kiri) proses wawancara dengan pasien 1

Tabel 3. 1 Deep Interview

Profil	Pertanyaan
Nama: Naim Usia: 21 tahun Pekerjaan: mahasiswa Hobby: <i>touring</i> dengan komunitas sepeda motor Status tangan: lengan bawah hanya tinggal sebagian	Bagaimana pengaruh hilangnya tangan kanan pada keseharian, seperti makan, minum ataupun melepas dan memakai pakaian? Apa yang menjadi masalah saat tangan kanan hilang? Bagaimana anda mengatasi penggunaan motor saat tangan kanan sudah tidak ada? Bagaimana anda menulis saat kuliah?
Nama: Dokter Gatot Pekerjaan: dokter yang membantu untuk membuat prosthesis	Prosthesis apa saja yang dibuat di RSK Sumberglagah? Bagaimana tanggapan para penderita kusta saat diberikan prosthesis tangan? varian prosthesis tangan yang diproduksi oleh RSK Sumberglagah apa saja? Berapa lama pembuatan prosthesis tangan? Jenis tangan prosthesis mana yang sering digunakan oleh penderita kusta yang sudah pulih? Harga lengan prosthesis berapa?

A. Analisa pengguna

Pengguna yang dianalisa terdapat dua, penderita kusta (*partial-hand amputation*) dan orang yang telah mengalami kecelakaan yang mengakibatkan lengan bagian bawah diamputasi (*amputasi transradial*). Observasi pada orang yang mengalami kecelakaan pada lengan dibatasi pada hilangnya pada bagian bawah, atau tulang radius dan ulna. Observasi pada penyandang ini dilakukan untuk menentukan letak pivot tarik senar yang digunakan untuk mekanisme pada lengan prosthesis yang di desain. Maka, metode yang digunakan adalah deep interview, *shadowing*, dan pengambilan data primer.



Gambar 3. 5 Pasien 1. Diamputasi Transradial

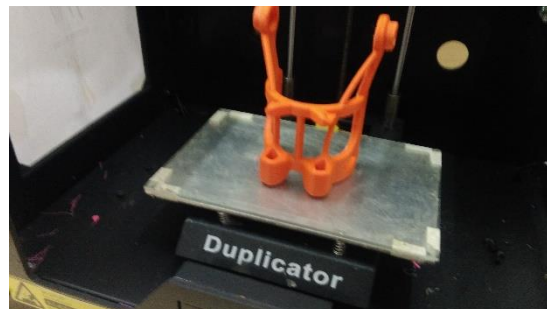
B. Kebutuhan

Setelah mengobservasi semua faktor yang berkaitan dalam perancangan tangan prostesis, maka dihasilkan sebuah kesimpulan berupa kebutuhan. Maka, kebutuhan yang dapat disimpulkan adalah sebagai berikut:

1. Sistem mekanika yang dapat membentuk genggaman tangan dan beroperasi untuk mengangkat barang.
2. Bahan yang sesuai terjangkau dan cukup rigid.
3. Tangan prostesis yang dapat membantu kegiatan sehari-hari pengguna.

3.2.4. Analisa Model

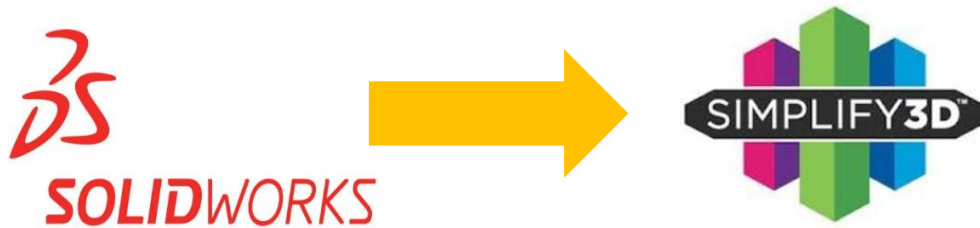
Analisa model merupakan analisa pada setiap komponen hasil 3d print. Mulai dari struktur, mekanisme hingga material.



Gambar 3. 6 salah Satu Hasil 3D print dengan material PLA

3.2.5. 3D Modelling

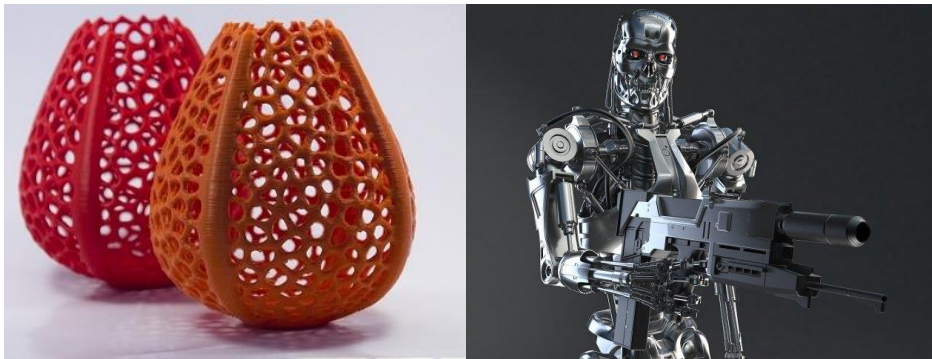
Penggunaan Software Solidworks digunakan untuk menghasilkan sebuah rancangan dalam bentuk 3D. Selanjutnya akan diolah dengan software 3D printing yaitu Simplify3D untuk dapat dilanjutkan pada mesin 3D print.



Gambar 3. 7 Proses 3D modelling untuk dilanjutkan pada 3D print

3.2.6. Konsep

Konsep digunakan untuk menjabarkan pengembangan lengan protesis yang akan dibuat. Konsep pada perancangan ini adalah, customizable, Arm-based appearance, lightweight, dan penggunaan Estetika untuk menambah kepercayaan diri penyandang tuna daksa.



Gambar 3. 8 Konsep Estetika untuk lengan Protesis

3.2.7. Pembuatan Prototype

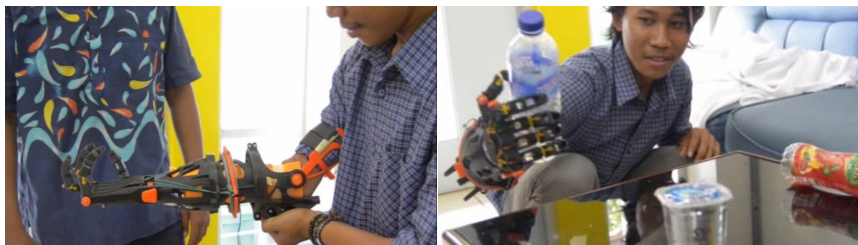
Setelah hasil 3D print sudah selesai, maka prototype di assembly. Selanjutnya akan dianalisa kekuatan, struktur, mekanisme dan diakhirkan dengan usability test



Gambar 3. 9 Hasil 3D print yang akan dianalisa

3.2.8. Usability Test

Pasien 1 menggunakan lengan protesis yang sudah dibuat. Hasil dari usability test adalah berupa kesan dan *feedback*.

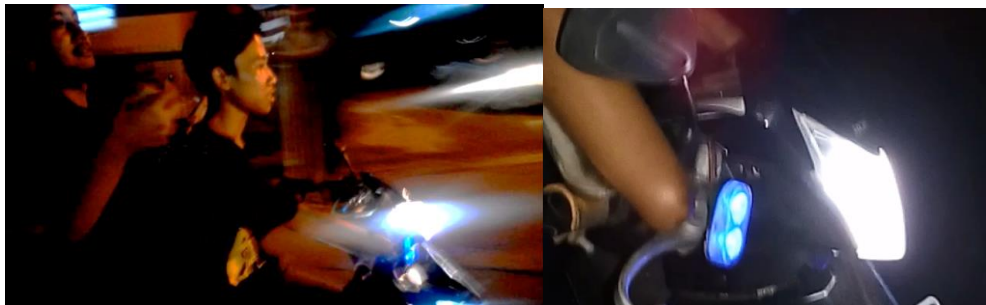


Gambar 3. 10 Usability test

3.2.9. Shadowing

Kegiatan shadowing dilakukan pada orang yang pergelangannya sudah diamputasi. Bagi orang yang pergelangan tangannya diamputasi, dilihat bagaimana orang tersebut

mengoperasikan motor; saat akan menaiki motor, sedang berjalan, bermanuver saat jalan padat dan ketika turun dari motor.



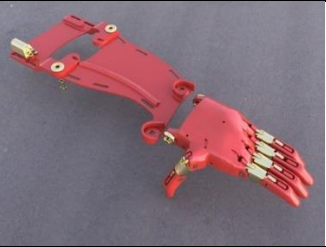
Gambar 3. 11 observasi shadowing

3.2.10. Merakit Tangan protesis dari *open source*

Merakit tangan protesis *open source* dalam perancangan ini dengan tujuan untuk mempelajari konfigurasi komponen-komponen yang berpengaruh pada cara kerja sistem mekaniknya. Konfigurasi komponen yang akan diteliti adalah sebagai berikut:

- Sudut siku yang dibutuhkan untuk menggenggam
- posisi relatif antara setiap jari-jari.
- Jumlah ruas jari-jari.

Tabel 3. 2 tipe tangan protesis yang di rakit

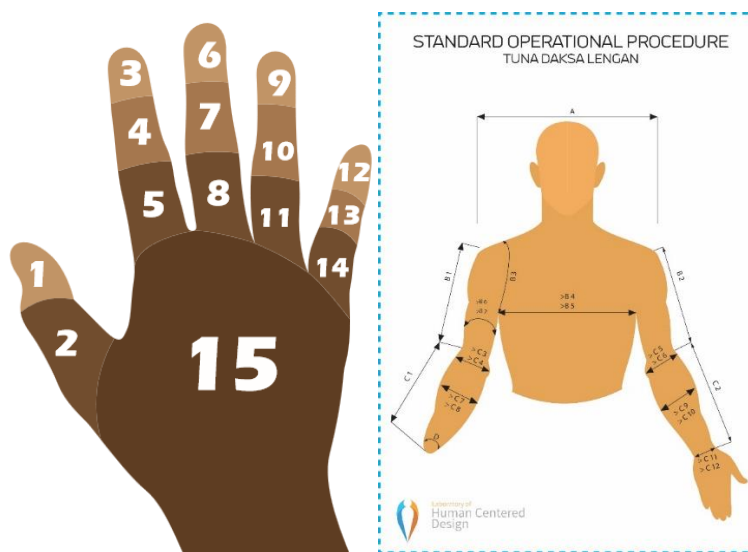
Prostesis tangan	Prostesis Lengan
	
Nama: Raptor Reloaded oleh E-nable Tipe: tangan prostetik untuk penyandang <i>partial-hand amputation</i>	Nama: The Unlimbited Arm 1.7 Tipe: lengan prostetik untuk penyandang <i>transradial amputation</i>

BAB 4

STUDI & ANALISA

4.1. Studi Pengukuran Penyandang Tunadaksa.

Pengukuran ini bertujuan untuk mendapatkan ukuran yang sesuai dan fit dengan pasien serta untuk pembuatan tangan protesis. Pengukuran pada Pasien 1 berdasarkan SOP tuna daksa pada lengan.



Gambar 4. 5 SOP pengukuran



Gambar 4. 6 aktivitas pengukuran tangan pada pasien 1

Tabel 4. 5 Hasil pengukuran tangan pada pasien 1 dalam (mm)

No	Panjang	Lebar	Keliling
1	30	25	60
2	30	25	60
3	25	15	45
4	25	20	55
5	30	20	60
6	25	25	50
7	25	20	60
8	30	20	60
9	24	15	45
10	20	20	54
11	25	20	60
12	20	14	44
13	15	15	50
14	15	17	52
15	105	80	200

Agar pasien mendapat ukuran tangan prostesis yang sesuai dan proporsional maka dilakukan pengukuran tangan sebelah kiri (teramputasi) dan mengukur tangan yang sebelah kanan agar sesuai dengan lengan prostetik.

4.2. Analisa Tangan Penyandang Tunadaksa

4.2.1. Analisa Tangan Penyandang Kecelakaan kerja

Survey pada penyandang tunadaksa yang mengalami kecelakaan kerja.

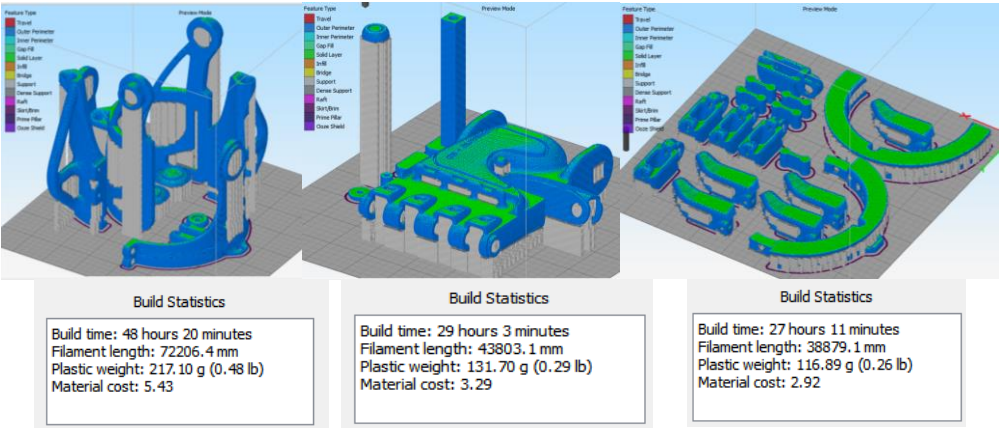


Gambar 4.2 Penyandang tunadaksa dan kondisi tangan tunadaksa.

Kondisi tangan kanan penyandang tunadaksa tersebut lebih kecil daripada tangan kanan, hal ini dikarenakan hasil proses amputasi. Kondisi sarafnya pun terganggu sehingga lebih peka terhadap rangsangan disekitar tangan kanannya.

4.3. Studi 3D Printing

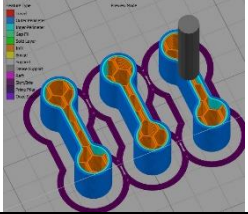
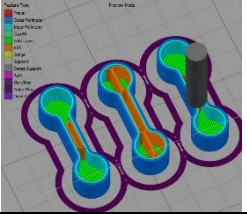
Tujuan dari studi 3D printing adalah untuk menemukan Biaya Produksi khusus untuk 3D print, Berapa lama hasil print dan berat pada setiap komponennya, dan perakitan hasil 3D print. Berikut adalah hasil dari Simplify 3D yang akan diprint dan diteruskan untuk *assembly*.



Gambar 3. 12 hasil software 3D print

Dari hasil simplify 3D tersebut, maka didapatkan total waktu 3D print, yaitu **104 jam 34 menit**, dan total berat **465.69 gram**. Dari simulasi ini, dapat diperkirakan untuk biaya Produksi. Namun, hasil 3D print dengan simulasi dapat menghasilkan berat yang berbeda, makahasil 3D print tetap harus ditimbang lagi.

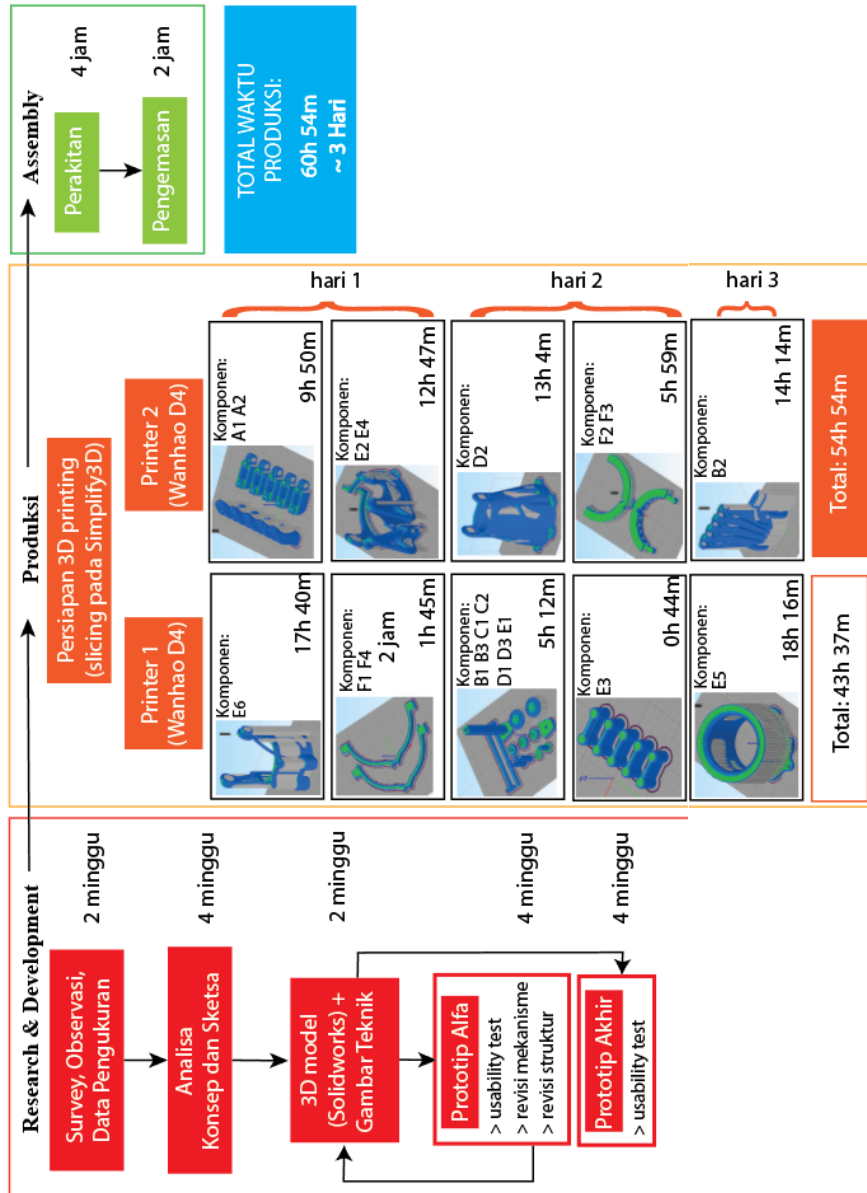
Tabel 4. 6 simulasi Simplifi3D untuk bahan flexible PLA sebagai Joint pada jari

Infill 50 %	Infill 25%	Infill 10%
		
50 % infill 52 min 3.72 gram	25 % infill 48 min 3.29 gram	10% infill 27 min 2.52 gram

Dari simulasi simplify3D ini, maka dapat dinyatakan bahwa infill dari sebuah 3D model dapat menjadi pembeda berat dan waktu 3D print.

4.4. Perkiraan Biaya Produksi

Tujuan dari perkiraan Biaya Produksi adalah untuk memperkirakan apakah lengan protesis dapat ditutupi oleh pihak BPJS Kesehatan, dimana jumlah biaya yang ditutupi adalah Rp 2 500 000,-. Berikut adalah skema sistem produksi serta rencana anggaran biaya protesis lengan yang dirancang.



Gambar 4. 7 Sistem Produksi

Pada skema diatas menggambarkan bahwa proses *research and development* memakan waktu selama sekitar **8 minggu**. Proses ini dilanjutkan pada proses produksi dan assembly yang diestimasikan menggunakan waktu selama kurang lebih **3 hari**.

Tabel 4. 7 Rencana Anggaran Biaya

no	Bahan	satuan	jumlah	Harga satuan (Rp)	Total (Rp)
I	Jasa 3D printing dengan bahan ABS (sudah termasuk listrik dan lama pengerjaan)	gram	574	1.500	858.000
II	Mur dan baut ukuran diameter 3 mm	buah	14	200	2.800
III	Tali elastis	meter	1	3.500	3.500
IV	Senar pancing	meter	3	300	3.500
Total (Rp)					867.800

Setelah total biaya produksi sudah dijabarkan, yang sebesar Rp 867.800,- maka untuk dilanjutkan hingga diproduksi maka dikalikan dengan 3. Maka didapatkan sebuah perhitungan:

$$\text{Rp } 867.800 \times 3 = \text{2.603.400}$$

Maka untuk Rencana anggaran biayanya dapat disimpulkan sejumlah **Rp 2.603.400,-**

4.5. Analisa Sistem Mekanik

Analisa yang dilakukan ini bertujuan mendapatkan sistem yang efisien untuk perkembangan desain tangan selanjutnya

Tabel 4. 8 Data Karakteristik Bahan

Variabel	Produk Open Source				Keterangan
	01	02	03	04	
					
Ruas jari	Memiliki 2 ruas jari pada jari depan	Memiliki 2 ruas jari pada jari depan	Memiliki 3 ruas jari pada jari depan	Memiliki 3 ruas jari pada jari depan	2 ruas membutuhkan sudut yang lebih sedikit untuk menggengam
Sistem tarik balik ruas jari	Karet gelang	Tali elastis	Filamen flexy	Filamen flexy	Filamen flexy memiliki elastisitas lebih

Variabel	Produk Open Source				keterangan
	01	02	03	04	
Sistem joint ruas jari	Pin filamen PLA	Mur & Baut	Filamen flexy	Filamen flexy	Filamen flexy lebih mudah dalam hal perawatan dan perakitan
Joint Pergelangan	Mur & Baut	Filamen flexy	Filamen fLexy	Filamen PLA	Filamen flexy memiliki elastisitas lebih
Sistem tensioner	3 buah tensioner	5 buah tensioner (model putar)	5 buah tensioner (Model sekrup)	5 buah tensioner (Model sekrup)	5 buah tensioner mudah mengatur ketegangan senar setiap jarinya
Posisi letak jari	Sejajar	Tidak sejajar	Sejajar	Sejajar	Sejajar akan membuat menggengam lebih baik

Keterangan

pemilihan mekanisme untuk prototype :

Dari analisa tabel di atas sistem mekanik yang akan di pakai adalah 2 ruas jari, joint filamen, 5 buah tensioner, dan posisi jari sejajar.

4.5.1. Open Source 1 (E-nable Hand)

2 ruas membutuhkan sudut yang lebih sedikit untuk menggengam. Filamen flexy lebih mudah dalam hal perawatan dan perakitan.



Gambar 2. 15 Pergerakan dengan 2 ruas jari

4.5.2. Open Source 2 (E-Nable Hand)

Filamen flexy memiliki elastisitas lebih dan memiliki jumlah komponen yang lebih sedikit dibanding dengan produk open source 1.



Gambar 2. 16 Penggunaan flexible PLA

4.5.3. Open Source 3 (E-Nable Hand)

Filamen flexy memiliki elastisitas lebih. 5 buah tensioner mudah mengatur ketegangan senar setiap jarinya. Sejalan akan membuat menggengam lebih baik.



Gambar 2. 17 Penggunaan flexible PLA

4.5.4. Open Source 4 (E-Nable Arm)

Filamen flexy lebih mudah dalam hal perawatan dan perakitan. Perbedaan dari ke tiga open source lain adalah, open source ini dikhususkan untuk penyandang tuna daksa bawah siku.

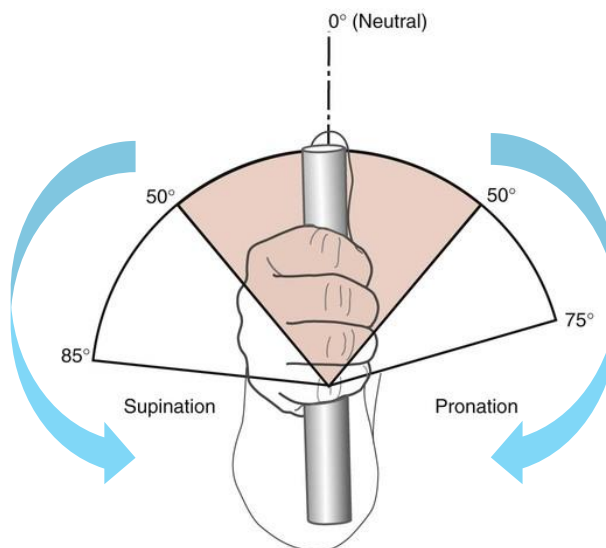


Gambar 2. 18 protesis open source untuk tuna daksa bawah siku

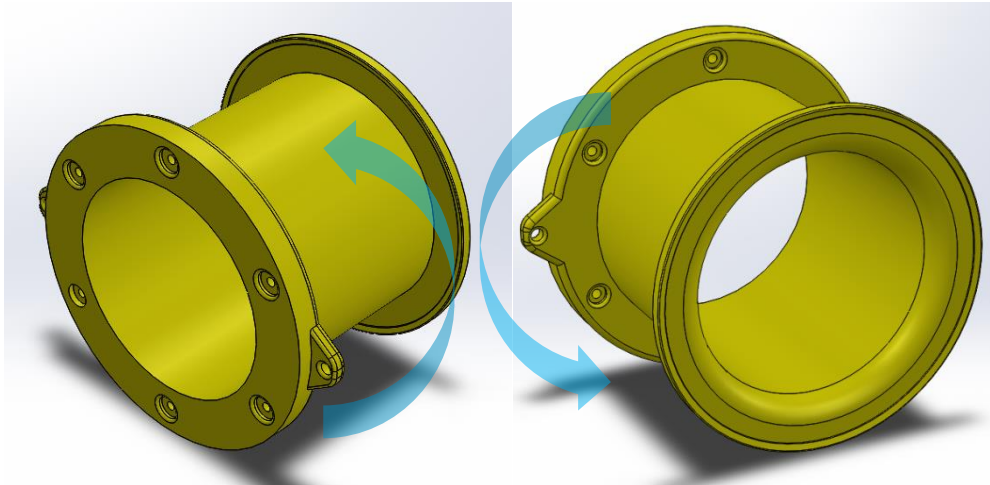
4.5.5. Kesimpulan Sistem Mekanisme

Penggunaan sistem mekanisme open source 1 dimana memiliki 2 ruas pada bagian jari memiliki sudut yang lebih sedikit untuk menggenggam. Penggunaan antara filamen flexi dan pin 3D print akan digunakan pada bagian jari.

4.6. Mekanisme gerakan Supinasi dan Pronasi

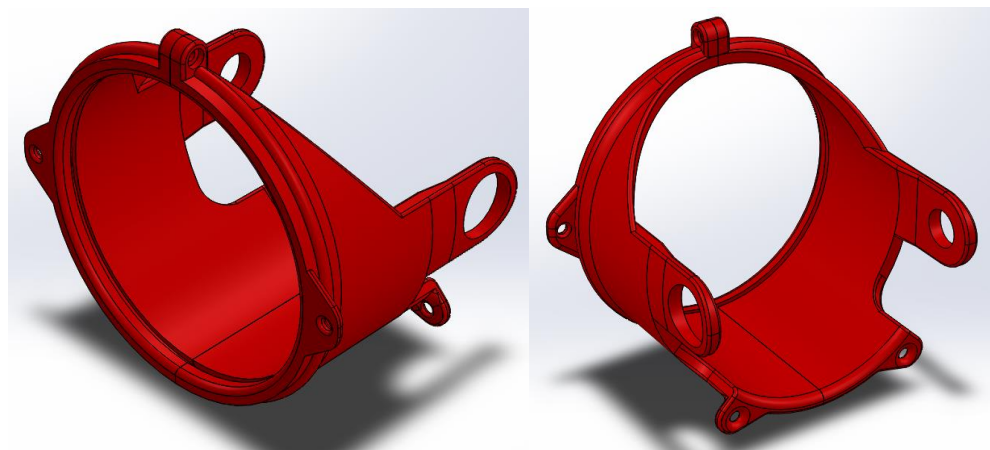


Untuk mencukupi kebutuhan tangan dengan berbagai posisi seperti yang telah dijelaskan, maka alat bantu yang akan dirancang harus dapat bergerak dengan posisi pronasi dan supinasi. Maka dari itu dibutuhkan komponen-komponen dalam suatu sistem mekanisme yang berada di bagian lengan bawah untuk melakukan gerakan memutar (pronasi dan supinasi) tersebut.



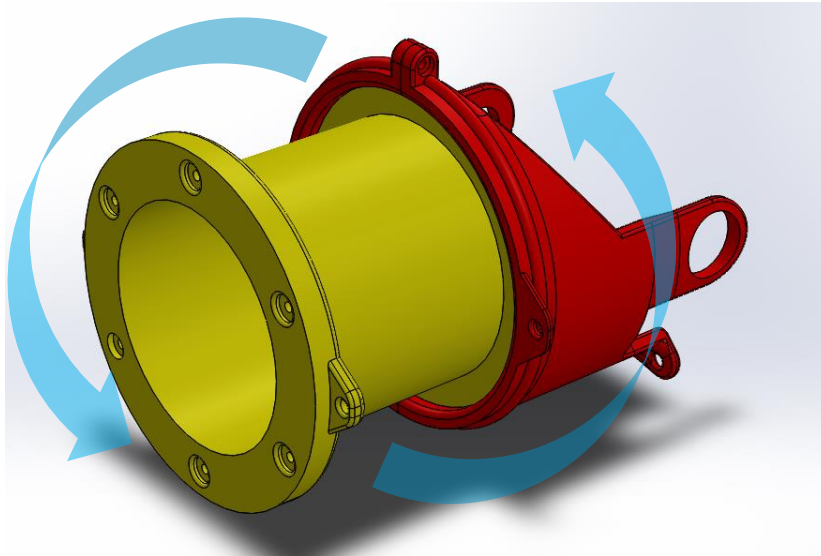
Gambar 4. 8 komponen untuk mekanisme pronasi dan supinasi

Komponen ini berada di luar tangan yang mengalami *transradial amputation*, dan merupakan poros untuk komponen lain yang berputar pada komponen ini.



Gambar 4. 9 . komponen untuk mekanisme pronasi dan supinasi

Komponen yang ini menjepit komponen poros dan sebagai sambungan antara lengan bawah dan lengan atas. Apabila ke dua komponen ini digabungkan, maka akan mendapati sebuah sistem mekanisme yang dapat berputar pronasi dan supinasi.



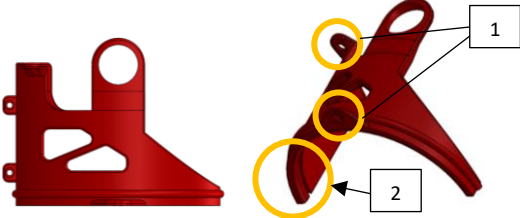
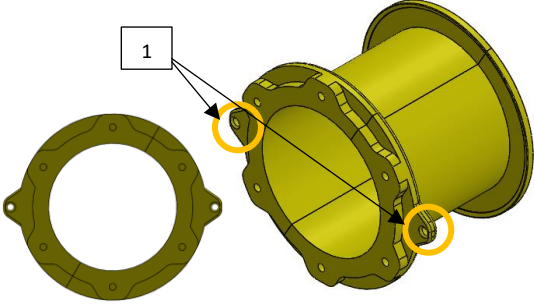
Gambar 4. 10 gabungan dua komponen

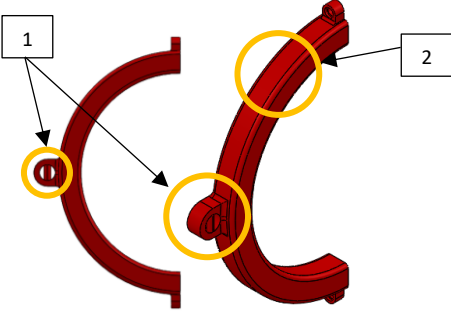
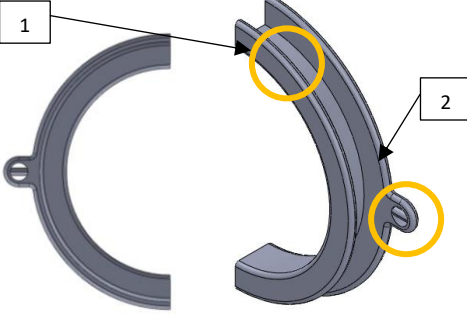
Dengan ke dua komponen tersebut digabungkan, maka komponen poros dapat berputar 360°, sehingga dapat memenuhi kebutuhan pronasi dan supinasi.

Berikut adalah penjelasan mengenai sistem *detangler* pada prototipe 1 dan prototipe

2. Pertama, penjelasan mengenai komponen pada prototipe 1, yaitu:

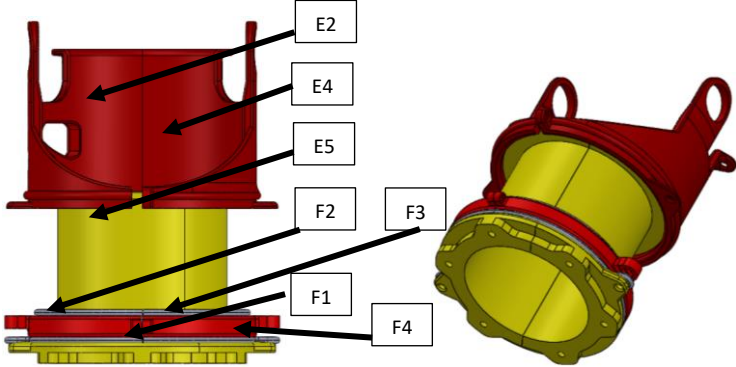
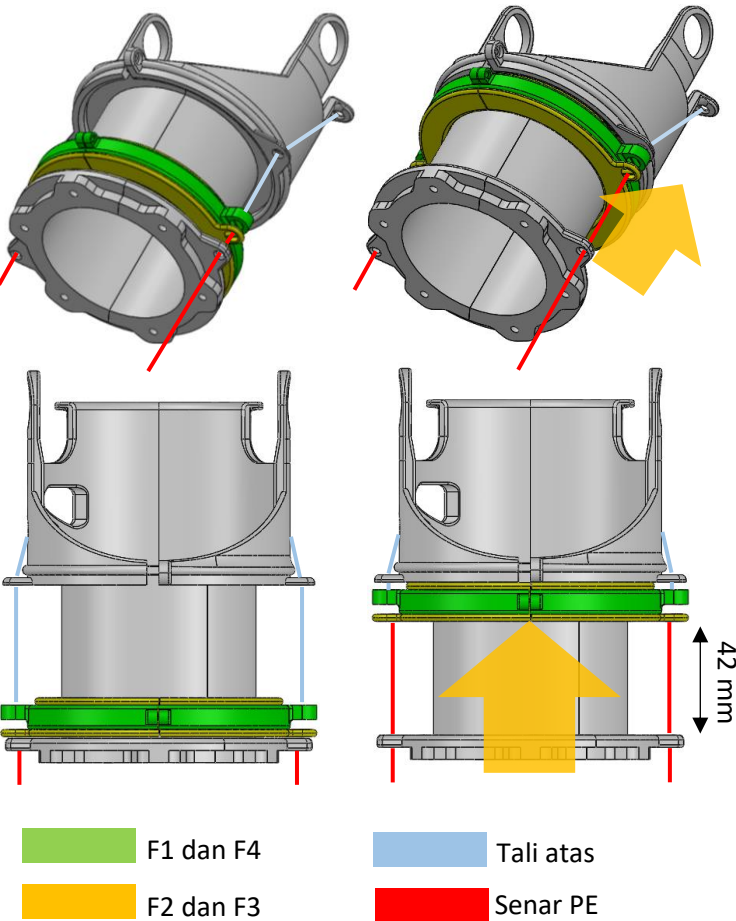
Tabel 4. 9 Komponen dalam mekanisme *detangler* pada proptotipe 1

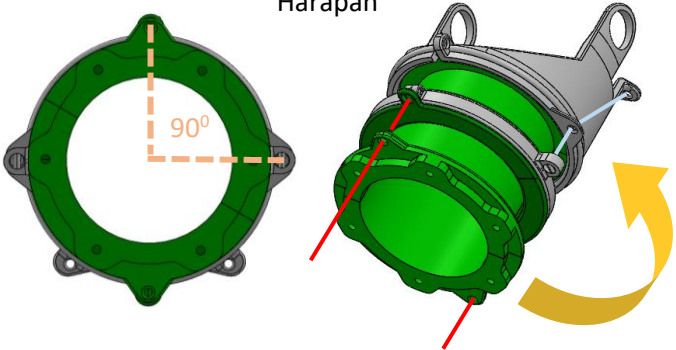
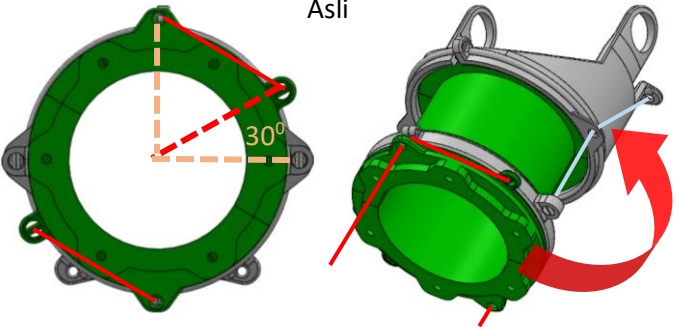
Nomor komponen	Prototipe 1	
	gambar	keterangan
E 2 E 4		1. Lubang jalur tali atas dengan diameter 3 mm. 2. Jalur rotasi E 5 dengan lebar 2,7 mm.
E 5		1. Lubang jalur senar dengan diameter 3 mm. Sebelah kanan mengisi 2 senar dan lubang kiri mengisi 3 senar.

Nomor komponen	Prototipe 1	
	gambar	keterangan
F 1 F 4		1. Tempat tali atas terikat. F1 mengikat 1 tali atas dan F4 mengikat 1 tali atas. Besar lubang 4mm dengan diameter pengikat 2,5 mm. 2. lebar komponen 8 mm.diletakkan diluar F2 dan F3
F 2 F 3		1. Lebar tempat F1 dan F4 sebesar 8,2 mm. 2. tempat senar PE mengikat. F2 mengikat 2 senar PE dan F3 mengikat 3 enar PE.
Tali 500 mm (2 buah)		1 Tali mengikat pada F1 dan 1 tali mengikat pada F4.
Senar PE 1000 mm (5 buah)		2 Senar mengikat pada F2 dan 3 senar mengikat pada F3.
Mur baut 3 mm (5 buah)		3 pasang mur baut mengikat antara E2 dan E4. Dan 2 pasang mur baut menggabungkan F1 dengan F4

Dari penjabaran mengenai komponen-komponen pada prototipe 1 untuk sistem mekanisme *detangler*, maka berikut adalah penjelasan cara kerja *detangler* pada prototipe 1, yaitu:

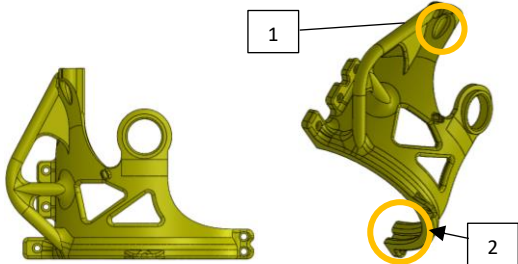
Tabel 4. 10 Cara Kerja Sistem Detangler Pada Prototipe 1

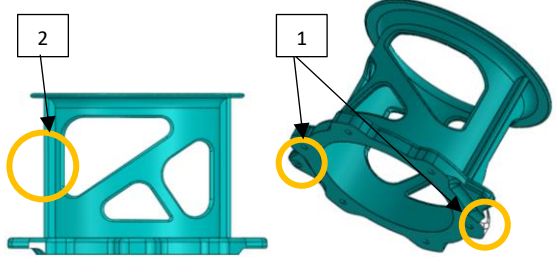
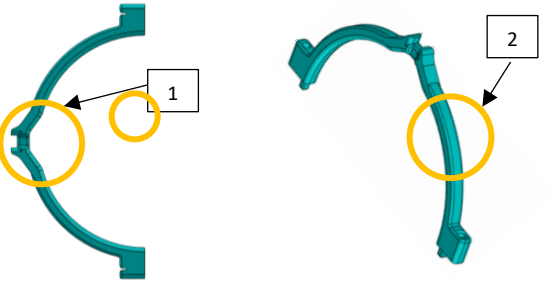
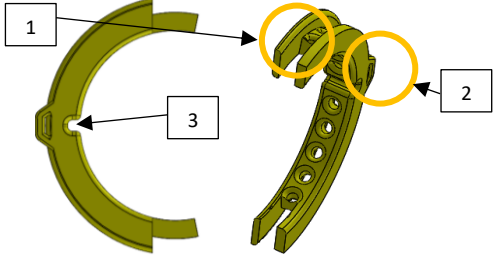
Gambar	Keterangan
	Perakitan sistem mekanisme <i>detangler</i> pada prototipe 1 beserta nomor komponen.
 Pada gambar disebelah dapat diketahui F1, F2, F3 dan F4 bergerak ke arah belakang pada sumbu E5. Saat diukur, jarak yang tercapai saat penarikan adalah 42 mm. F1 dan F4 F2 dan F3 Tali atas Senar PE	

Gambar	Keterangan
Harapan  Sudut yang ingin dicapai adalah 90^0 antara (F1 & F4) dengan (F2 & F3). (F2 & F3) sejajar dengan (E2 & E4) Asli  F1, F4 & E5 Tali atas Sudut asli Senar PE	Percobaan <i>detangler</i> waktu E5 diputar 90^0, maka ideal sudut yang ingin dicapai oleh (F2 & F3) 90^0 terhadap (F1 & F4). Namun, pada kenyataannya waktu E5 diputar 90^0, F2 & F3 hanya berputar 30^0.

Dari tabel 4.10, maka dapat disimpulkan bahwa jarak mekanisme *detangler* menempuh **42 mm** waktu tali atas ditarik atau digerakkan, dan sudut perputaran antara (F2 & F3) dengan (F1 & F4) adalah **30^0** . Melalui percobaan ini jarak yang ditempuh sudah bagus, namun untuk rotasi kurang bagus. Maka dari itu dibutuhkan prototipe 2 untuk memperbaiki sistem mekanisme *detangler* yang dapat berputar 90^0 . Berikut adalah penjelasan mengenai sistem *detangler* pada prototipe 2.

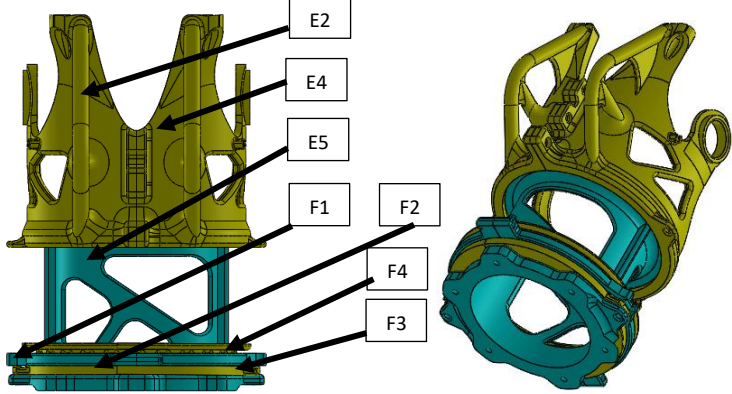
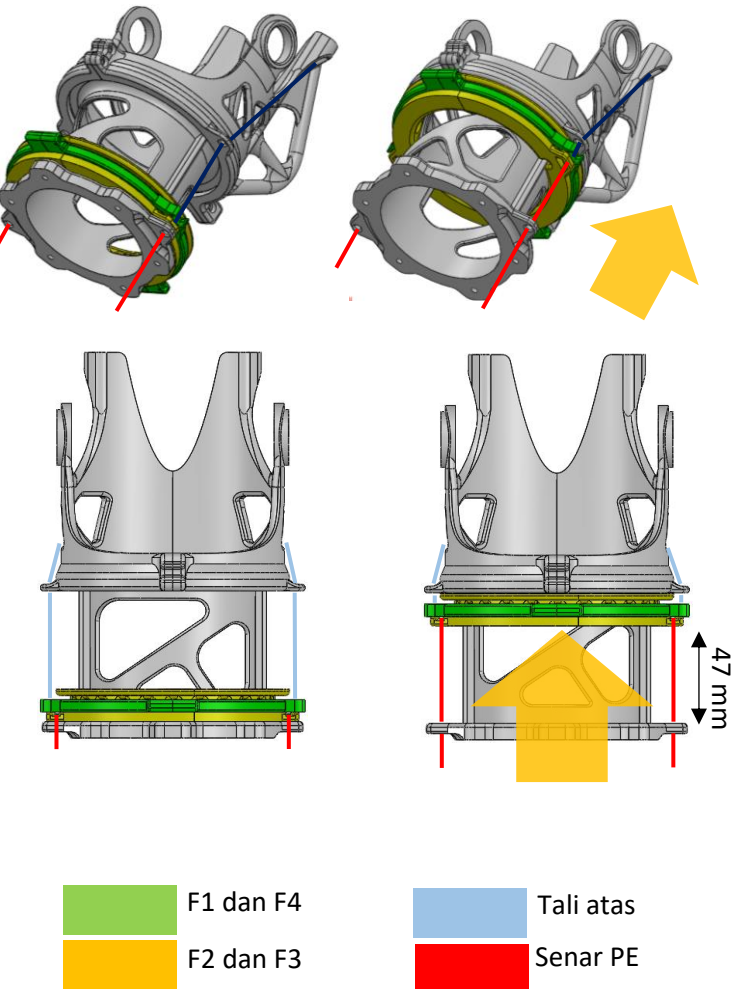
Tabel 4. 11 Komponen Dalam Mekanisme *Detangler* pada Prototipe 2

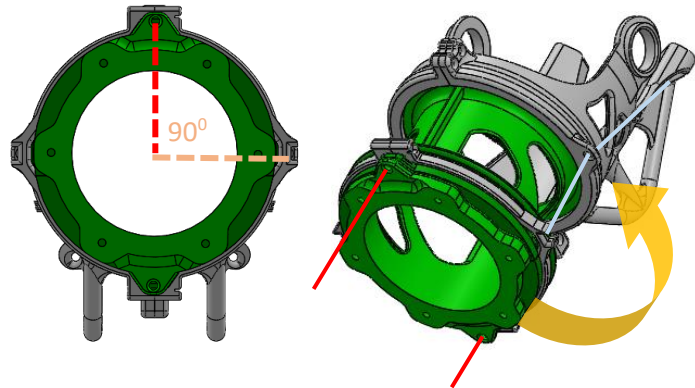
Nomor komponen	Prototipe 2	
	gambar	keterangan
E 2 E 4		1. Lubang jalur tali atas dengan diameter 4 mm. 2. Jalur rotasi E 5 dengan lebar 4,5 mm.

Nomor komponen	Prototipe 2	
	gambar	keterangan
E 5		1. Lubang jalur senar dengan diameter 3 mm. Sebelah kanan mengisi 2 senar dan lubang kiri mengisi 3 senar. 2. Jalur untuk F2 dan F3 dengan lebar 4 mm dan tinggi 5,4 mm.
F 1 F 4		1. Tempat tali atas terikat. F1 mengikat 1 tali atas dan F4 mengikat 1 tali atas. lebar pengikat 6 mm. 2. lebar komponen 6 mm.diletakkan diluar F2 dan F3
F 2 F 3		1. Lebar tempat F1 dan F4 sebesar 8,2 mm. 2. tempat senar PE mengikat. F2 mengikat 2 senar PE dan F3 mengikat 3 enar PE. 3. Lekukan untuk tempat jalur pada E5
Tali 500 mm (2 buah)		1 Tali mengikat pada F1 dan 1 tali mengikat pada F4.
Senar PE 1000 mm (5 buah)		2 Senar mengikat pada F2 dan 3 senar mengikat pada F3.
Mur baut 3 mm (6 buah)		4 pasang mur baut mengikat antara E2 dan E4. Dan 2 pasang mur baut menggabungkan F1 dengan F4

Dari penjabaran mengenai komponen-komponen pada prototipe 2 untuk sistem mekanisme *detangler*, maka berikut adalah penjelasan cara kerja *detangler* pada prototipe 2, yaitu:

Tabel 4. 12 Cara Kerja Sistem *Detangler* Pada Prototipe 1

Gambar	Keterangan
	Perakitan sistem mekanisme <i>detangler</i> pada prototipe 2 beserta nomor komponen.
 F1 dan F4 F2 dan F3 Tali atas Senar PE	Pada gambar disebelah dapat diketahui F1, F2, F3 dan F4 bergerak ke arah belakang pada sumbu E5. Saat diukur, jarak yang tercapai saat penarikan adalah 47 mm.

Gambar	Keterangan
 Sudut yang dicapai adalah 90° antara (F1 & F4) dengan (F2 & F3). (F2 & F3) sejajar dengan (E2 & E4) F1, F4 & E5 Tali atas Sudut asli Senar PE	Percobaan <i>detangler</i> waktu E5 diputar 90°, maka ideal sudut yang ingin dicapai oleh (F2 & F3) 90° terhadap (F1 & F4). Dan pada kenyataannya waktu E5 diputar 90°, F2 & F3 berputar sama 90°.

Dari tabel 4.12, maka dapat disimpulkan bahwa jarak mekanisme *detangler* prototipe 2 menempuh **47 mm** waktu tali atas ditarik atau digerakkan, dan sudut perputaran antara (F2 & F3) dengan (F1 & F4) adalah **90°** . Melalui percobaan ini jarak yang ditempuh dan perputaran sudah. Selanjutnya, akan dijabarkan perbandingan mekanisme *detangler* antara prototipe 1 dengan prortotipe 2. Berikut tabel perbandingannya:

Tabel 4. 13 Perbandingan Sistem Mekanisme Detangler Prototipe 1 dan Prototipe 2

Variabel	Prototipe 1	Prototipe 2
Jarak tempuh <i>detangler</i>	42 mm	47 mm
Sudut perputaran komponen (F1 & F4) dengan (F2 & F3)	30°	90°

Dari tabel 4.13, dapat disimpulkan bahwa sistem mekanisme *detangler* prototipe 2 lebih bagus daripada prototipe 1. Perbedaan utama pada komponen E5 pada prototipe 1 dengan prototipe 2 adalah adanya jalur untuk komponen F2 dan F3 dimana kedua komponen ini (F2 dan F3) terintegrasi dengan E5. Sedangkan pada prototipe 1, F2 dan F3 tidak terintegrasi dengan komponen E5 yang mengakibatkan tidak ada bagian yang menyatukan F2, F3 dan E5.

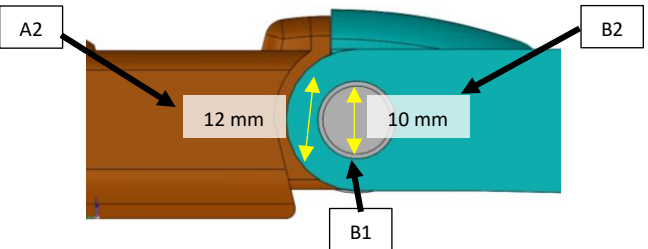
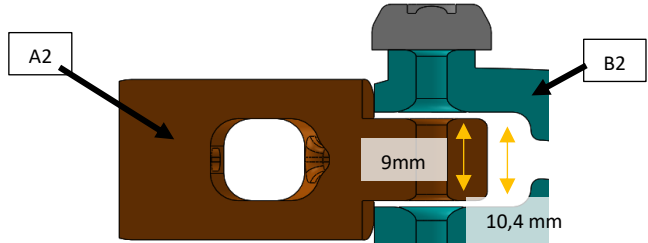
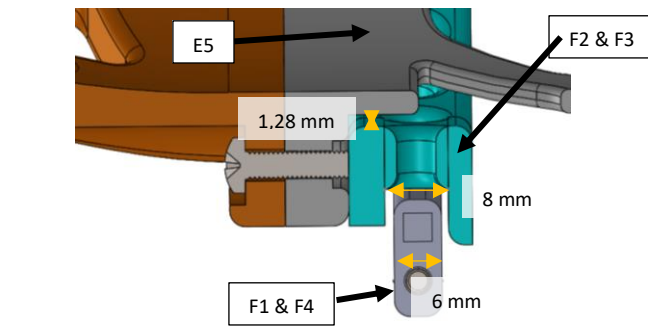
4.7. Analisa Toleransi *Fitting* Antar Komponen

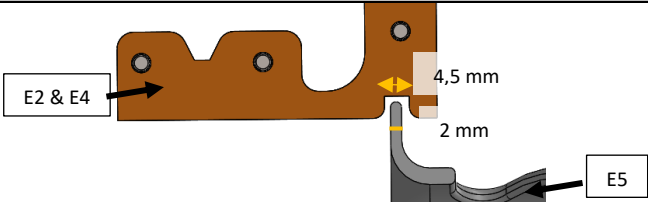
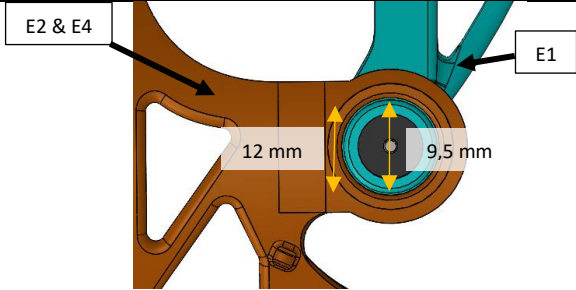
Tujuan dari analisa ini adalah untuk menentukan seberapa besar toleransi yang tepat untuk komponen hasil 3D printing dengan komponen lainnya dan komponen hasil 3D print dengan hasil 3D print lainnya. Berikut berupa penggolongan toleransi;

- Toleransi longgar: Toleransi longgar dibutuhkan untuk komponen-komponen yang membutuhkan gerakan yang halus.
- Toleransi sempit: toleransi ini dibutuhkan untuk komponen-komponen yang statis dan *fitting*.

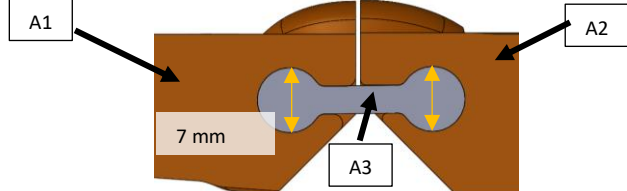
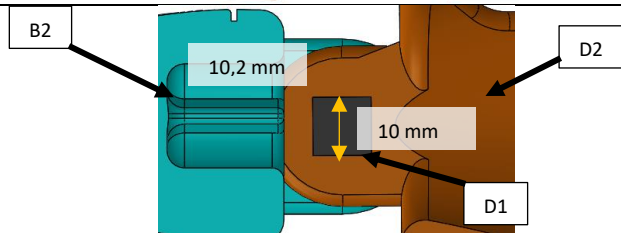
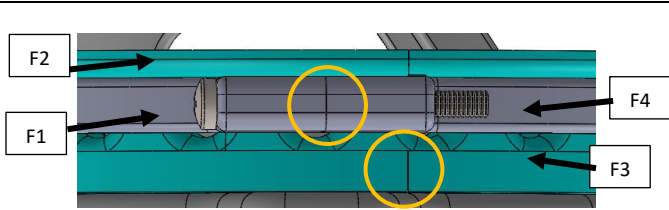
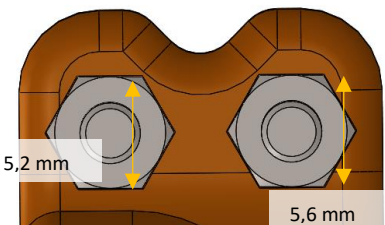
Berikut dijabarkan dalam tabel analisa komponen toleransi longgar dan sempit:

Tabel 4. 14 Analisa komponen yang membutuhkan toleransi longgar

komponen	Gambar	Keterangan Toleransi
Ruas Jari (A2) dengan poros (B1 dan telapak (B2)		Jarak toleransi poros B1 dengan B2 dan A2 sebesar 1 mm
Ruas jari (A2) dengan telapak (B2)		Jarak toleransi poros A2 dengan B2 sebesar 0,7 mm
E5 dengan F2 dan F3, F1 dan F4		Jarak toleransi E5 dengan F2 & F3 adalah 1,28 mm. Jarak toleransi (F2 & F3) dengan (F1 & F4) adalah 1mm

komponen	Gambar	Keterangan Toleransi
E5 dengan E2 dan E4		Jarak toleransi E2 & E4 dengan E5 adalah 1,75 mm
E2 dan E4 dengan E1		Jarak toleransi adalah 0,75 mm

Tabel 4. 15 Analisa Komponen Yang Membutuhkan Toleransi Sempit

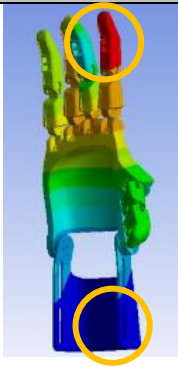
Komponen	Gambar	keterangan
A1 dan A2 dengan A3		Tidak ada toleransi, karena bahan A3 adalah soft PLA yang lentur.
D1 dengan B2 dan D2		Toleransi 0,1 mm
F2 dengan F3 dan F1 dengan F4		Tidak Ada toleransi
Hasil 3D print dengan Mur		Toleransi 0,2 mm

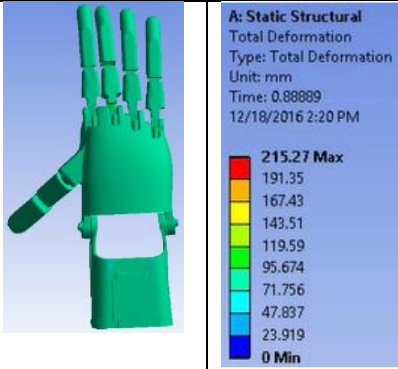
Berdasarkan tabel 4.14 dan tabel 4.15, dapat disimpulkan bahwa kebutuhan toleransi longgar adalah antara 0,7 mm -1,75 mm dan kebutuhan toleransi sempit adalah antara 0 mm – 0,2 mm.

4.5. Analisa Simulasi Digital

Tujuan dari simulasi digital ini adalah untuk mengetahui seberapa besar deformasi yang terjadi, strain yang dialami, dan kemampuan menahan stress dari produk open source 1. Jenis bahan yang disimulasikan pada 3D modelnya adalah ABS. Objek diberi satuan gaya pada setiap satuan waktu hingga mencapai gaya 100 N.

Tabel 4. 16 Uji Statis Stress, Strain dan Deformasi

Jenis Uji	Gambar Hasil Uji	Keterangan Hasil Uji	Penjelasan
Uji Stress		A: Static Structural Normal Stress Type: Normal Stress(X Axis) Unit: MPa Global Coordinate System Time: 0.44444 12/18/2016 2:23 PM 2188.9 Max 1809.1 1429.3 1049.5 669.74 289.95 -89.835 -469.62 -849.41 -1229.2 Min	Bagian yang mengalami stress maksimal adalah yang berwarna merah. Perubahan bentuk mencapai 2 mm. Warna biru pada bagian bawah objek tidak mengalami perubahan bentuk.
Uji Strain		A: Static Structural Normal Elastic Strain Type: Normal Elastic Strain(X Axis) Unit: mm/mm Global Coordinate System Time: 0.11111 12/18/2016 2:22 PM 0.86668 Max 0.33037 -0.20594 -0.74225 -1.2786 -1.8149 -2.3512 -2.8875 -3.4238 -3.9601 Min	Warna ini menunjukkan bahwa objek tidak mengalami strain maksimal, namun telah mendekati titik strain maksimal, yaitu sebesar 0,8 mm.

Jenis Uji	Gambar Hasil Uji	Keterangan Hasil Uji	Penjelasan
Uji Deformasi		A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 0.88889 12/18/2016 2:20 PM 215.27 Max 191.35 167.43 143.51 119.59 95.674 71.756 47.837 23.919 0 Min	Deformasi pada objek ini tidak terlalu besar karena, hampir tidak mengalami deformasi bentuk. Warna ini menunjukkan deformasi objek sebesar 2 mm.

4.6. Analisa Uji Genggam dan Uji Tarik

Analisa uji ini bertujuan untuk memperoleh bentuk yang mendekati kekuatan tangan normal manusia.



Gambar 4. 11 Gaya genggam

(Gaya tarik tangan normal = 47 Kg, Gaya cengkram tangan normal = 500 gram)

Tabel 4. 17 Data pengujian

Variabel	Produk Open Source			
	01	02	03	04
				
Uji tarik	13 kg	7 kg	11 kg	11 kg
Uji genggam	3,2 kg	2,8 kg	3,8 kg	2kg

Eksisting yang di gunakan sebagai acuan desain adalah Eks – 01 dan Eks – 03 berdasarkan hasil uji genggam dan uji tarik yang paling besar.

4.7. Analisa Produksi

4.7.1. Analisa Printing 3D

Tujuan dari analisa 3D print adalah untuk menentukan mengobservasi seberapa lama print yang dihasilkan untuk semua komponen dan juga untuk melihat perbedaan simulasi daripada software simplify3D.



Gambar 4. 12 hasil 3D Print

4.7.2. Analisa Assembling

Tujuan dari analisa assembling adalah untuk dapat menentukan tahapan-tahapan yang diperlukan untuk merakit prototype yang sudah di print. Berikut adalah *manual Construction*.



Gambar 4. 13 Manual Konstruksi

4.7. Analisa Trial and Error

Tujuan analisa Trial and Error adalah untuk melihat kesalahan-kesalahan dan kekurangan dan dapat dikembangkan pada prototipe berikutnya.

Tabel 4. 18 Data Analisa Prototype 1

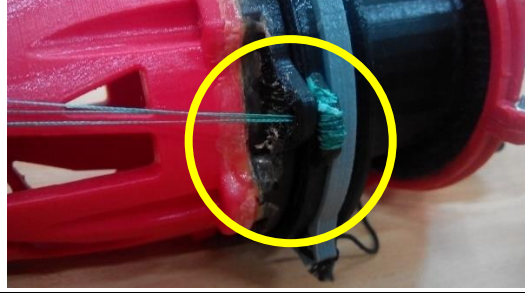
Foto	Masalah	Solusi
	Bagain tali elastis terjepit mengakibatkan jari tidak dapat kembali ke posisi lurus	Pada bagian ada ikatan talinya, dibuat suatu rongga agar ikatan tidak terjepit.
	Penghubung forearm ke palm memiliki toleransi 2mm membuat palm tidak stabil pada posisinya	Toleransi jarak dibuat 0.5mm agar hambatan antar komponen kuat.
	Tidak dapat terpasang jika tidak menggunakan campuran ABS dan acetone, penampilan kotor	Tempat mur dan baut dibalik, agar dapat direkatkan agar tidak memerlukan ABS dan acetone
	Ikatan kumpulan tali penarik menggumal dan menabrak komponen mekanisme. Mekanisme tidak dapat berotasi	Membuat rongga 2mm agar ikatan tidak terjepit diantara 2 komponen
	2 Komponen rotasi tidak dapat bergerak akibat jarak 0.2mm	Jarak toleransi diganti menjadi 1 mm

Foto	Masalah	Solusi
	Mur tidak dapat masuk dalam soket karena jarak toleransi 0.17mm	Toleransi dirubah menjadi 0.3mm
	Tali tidak kuat menarik akibatnya jari-jari tidak dapat mencengkeram	simpul tali diperkuat agar tidak kendor talinya.
	Bagian patah, akibat lapisan dinding hanya berjumlah 2	Jumlah dinding ditambah menjadi 4 untuk merperkat support lengan
	Tali bagian atas ikut berotasi, yang seharusnya tidak	Salah satu komponen Mekanisme <i>detangler</i> diberi stopper
	Susah untuk mencengkeram benda karena permukaan yang licin	Ditambahkan karet sebagai perekat saat mencengkeram

Foto	Masalah	Solusi
	Bobot terlalu berat untuk digunakan satu tangan, 497 gram.	Diberi pola voronoi pada bidang
	Kekuatan tarik maksimal 14,64 kg. Masih kurang kuat untuk power grip.	Pembuatan joint yang lebih kuat.

Tabel 4. 19 Data Analisa Prototype 2

Foto	Masalah	Solusi
	Cengkeraman masih licin karena tidak semua permukaan tangan tertutupi karet	Mencetak silicone rubber yang sesuai bentuk desain prosetiknya
	Tali tidak beraturan dan menggesek pada bagian forearm mengakibatkan susah untuk menarik	mendesain jalur khusus untuk setiap talinya

Foto	Masalah	Solusi
	Joint flexible patah akibat terlalu tipis dengan ketebalan 1 mm	Mnggunakan sistem tuas sebagai penarik jari
	Tali yang ikatannya lepas	Menggunakan tali tumpul atau kabel 2mm
	Tali penarik keluar jalur akibatnya saat menarik, cengkeraman tidak sempurna	Menutup penuh jalur tali penarik
	Bagian siku patah karena tidak kuat menahan beban cengkeraman dan gesekan dari tali	Dibuatkan struktur seperti jembatan yang dapat menopang beban dan gesekan
	Struktur terlalu besar,	Menggunakan sistem <i>bearing</i> agar tidak perlu struktur yang menahan beban dan gesekan

Foto	Masalah	Solusi
	Benda tetap berat setelah didesainkan pola voronoi	Dinding prostetik ditipiskan menjadi 2mm yang awalnya 2.6 mm
	Kekuatan tarik maksimal sebesar 13,94 kg sesaat sebelum joint patah.	Menggunakan sistem joint yg lebih rigid atau menambahkan <i>infill</i> joint pada software simplify3D agar isinya lebih padat.

4.7.1. Analisa Pengoperasian Prostesis Lengan



Gambar 4.24 Analisa pengoperasian

Dengan metode ini dapat dipahami apa kekurangan dan kelebihan lengan prostesis agar penyanggah tunadaksa agar dapat dikembangkan lagi untuk perancangan berikutnya.

Dapat disimpulkan bahwa subjek yang dibuat adalah Prostesis Mekanik 3D Print karena variabel yang akan di ubah ada pada subjek yang di pilih. Maka dari itu objek dari Prostesis mekanik 3d print adalah sebagai berikut :

1. Sistem mekanik secara keseluruhan.

2. Kustom dimensi dari berbagai komponen.
3. Kustom tampilan secara visual.

4.8. Analisa Benchmark

Tabel 4. 20 Analisa Benchmark

No	Gambar	Nama	Material	Mekanisme gerak	Harga	Kelebihan	Kekurangan
1.		Prostesis kosmetik	Kayu, Fiber, Rubber silicon	Tidak ada	Rp. 7.000.000	Nampak realis	Tidak dapat bergerak
2.		Prostesis mekanik 3D Print	Filamen PLA	Mekanisme string	Rp. 430.000 – Rp 720.000	Dapat bergerak Harga terjangkau	Gerakan hanya bisa saat menarik
3.		Prostesis bionic	Alumunium, besi, Etc	Motor dan Sensorik	Rp.143.000.000	Gerakan lebih kompleks	Harganya mahal untuk kalangan menengah kebawah
4		Prostesis bionic basis 3D print	Filamen PLA, alat elektronik	Motor dan Sensorik	Kurang lebih Rp 4.000.000	Gerakan lebih kompleks	Harganya mahal untuk kalangan menengah kebawah
5		Prototype 2	ABS, soft PLA	manual	Rp 2.603.400	Bagian lengan bawah dapat berputar	Kurang daya cengkram, hanya 13,94 kg

Telah dilakukan *Deep interview* pada bab 3, menurut hasil pertanyaan-pertanyaan tersebut dapat disimpulkan bahwa karakter pasien 1:

1. Berjiwa muda
2. Suka adrenalin
3. Mudah bergaul



Nama : Muh. Naimatul
Umur : 21 tahun
Pekerjaan : Mahasiswa
Hobi : Touring
Status tangan : Pergelangan hilang akibat Kecelakaan

Kemandirian yang dilakuakn setiap hari yang membutuhkan 2 tangan bagi pasien 1 adalah:

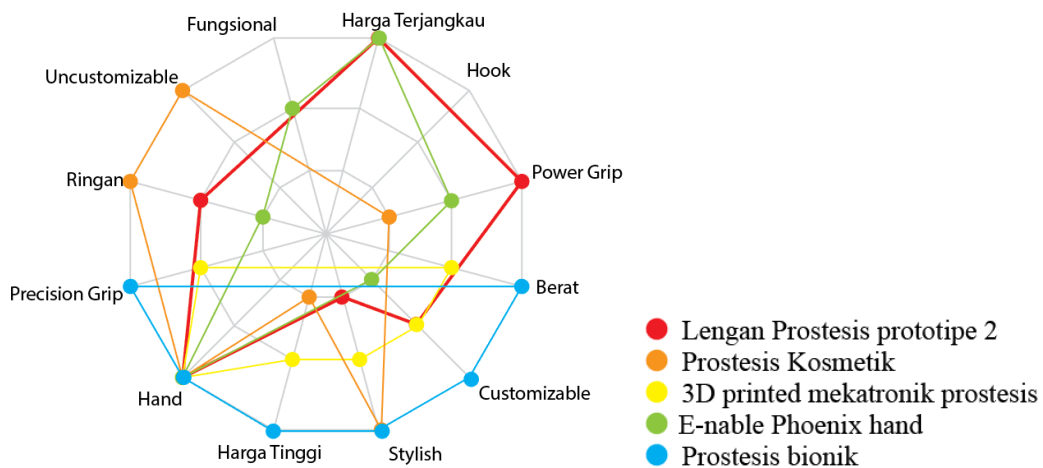
- > *Mencuci baju* > *berpakaian*
- > *Mandi* > *bermotor*

4.9. Analisa Positioning

Tujuan dari Positioning ini adalah untuk membandingkan prototype dengan produk-produk eksisting.

Tabel 4. 21 Analisa Positioning

Variable 1	Tolok Ukur						Variable 2
Harga Terjangkau	●	●	●	●	●	●	Harga tinggi
Customizable	●	●	●	●	●	●	Uncustomizable
Power grip	●	●	●	●	●	●	Precision Grip
Ringan	●	●	●	●	●	●	Berat
Stylish	●	●	●	●	●	●	Functional
Hand	●	●	●	●	●	●	Hook



Gambar 4. 14 Spider Diagram

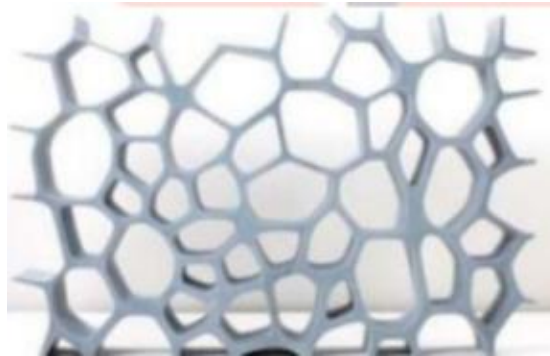
Berdasarkan tabel 4.9 maka dapat disimpulkan bahwa harga yang dicapai terjangkau, yaitu terjangkau bagi masyarakat ekonomi menengah ke bawah. Desain harus *Customizable*, untuk memenuhi keinginan penyandang dan agar penyandang merasa memiliki terhadap protesis yang dipakainya. *Power grip* menjadi pilihan, karena kebutuhan yang dapat dipenuhi untuk kegiatan mandiri sehari-hari dapat terpenuhi. Protesis dibuat ringan, agar penyandang tidak cepat lelah menggunakannya dimana tujuan frekuensi pemakaian yang tinggi. Protesis yang didesain diantara stylish dan fungsional. *Stylish* dibutuhkan untuk meningkatkan kepercayaan diri penyandang saat memakai, namun tetap dapat berfungsi untuk membantu kegiatan sehari-hari. Bentuk berupa *hand*, karena menurut dokter Gatot, 2016, masyarakat lebih menyukai bentuk yang mirip tangan daripada bentuk *hook* atau pengait.

4.10 Analisa Eksplorasi Bentuk dan Estetika

Tujuan dari analisa ini adalah untuk mengetahui bentuk lengan protesis yang dapat menambah kepercayaan diri penyandang sekaligus menjawab permasalahan penggunaan lengan protesis kosmetik yang dapat menyebabkan lengan menjadi panas apabila digunakan dalam kurun waktu yang lama.

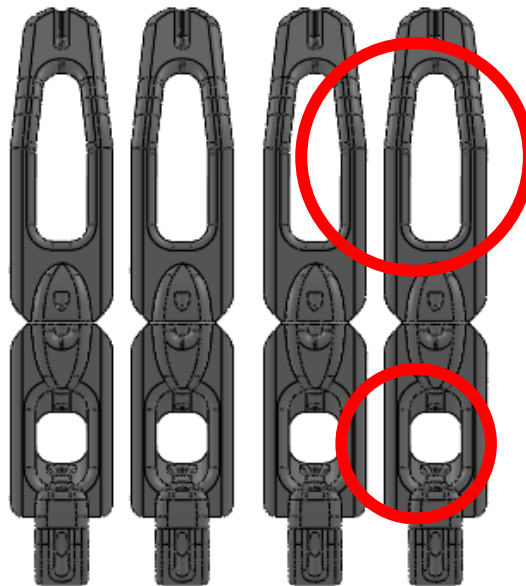
Kebutuhan ventilasi sangatlah penting bagi pengguna lengan protesis, dimana ventilasi tersebut dapat mensirkulasi udara dalam lengan protesis saat digunakan dalam waktu yang lama. Eksplorasi bentuk untuk ventilasi bisa menggunakan diagram voronoi.

Dalam dunia Arsitektur dan Desain, diagram voronoi sudah umum digunakan. Aplikasi Voronoi pada dunia Arsitektur dan desain adalah sebagai pengisi ruang



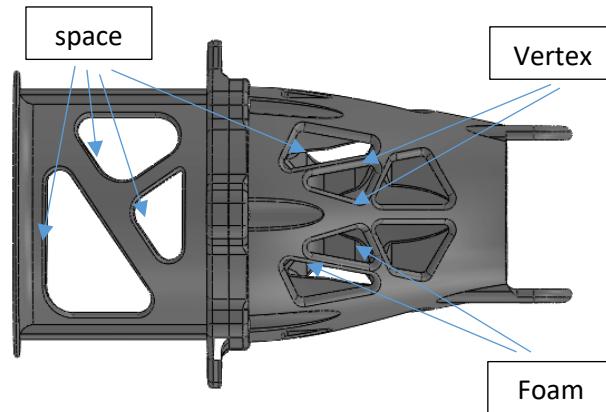
Gambar 4. 15 Rak voronoi Marc Newson

Penggunaan Voronoi sebagai pengisi ruang diaplikasikan sebagai elemen estetika pada berbagai komponen dalam desain prostesis lengan ini, dan dibahas sebagai berikut:



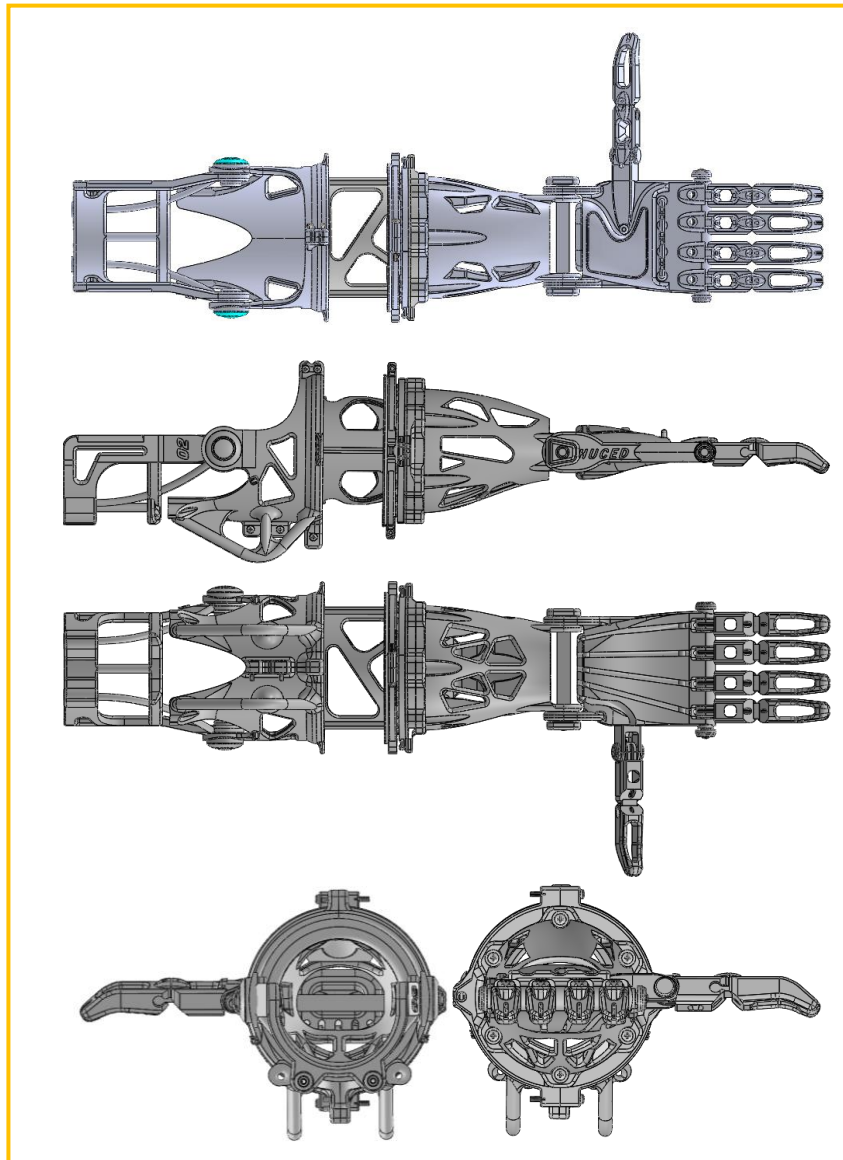
Gambar 4. 16 Penggunaan voronoi sebagai pengisi ruang

Gambar 4.17 merupakan penggunaan diagram voronoi untuk digunakan sebagai pengisi ruang pada komponen ruas jari (A1 dan A2).



Gambar 4. 17 Elemen-elemen Voronoi terkandung dalam desain

Seperti yang telah dibahas pada Bab 2 mengenai diagram voronoi, gambar 4.18 menjelaskan penerapan elemen-elemen yang ada pada diagram voronoi pada komponen D2 dan E5, yaitu space; sebagai pengisi ruang, vertex dan foam. Elemen-elemen voronoi ini . Lengan bawah pengguna menempel pada kedua komponen ini. Dengan penerapan voronoi ini, maka dapat menjadi ventilasi untuk lengan bawah pengguna.



Gambar 4. 18 keseluruhan penerapan voronoi pada prototipe 2

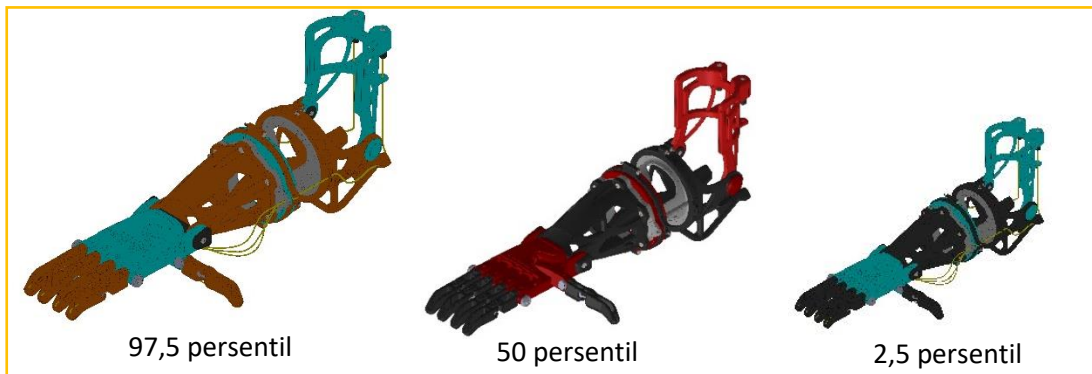
Berdasarkan penerapan pola diagram voronoi yang sudah dijabarkan di atas, maka terdapat ruang ventilasi yang banyak pada hampir seluruh permukaan komponen-komponen di lengan protesis ini, sehingga dapat membuat penyandang lebih nyaman dan tidak cepat panas saat digunakan dalam waktu yang lama.

BAB 5

KONSEP DAN DESAIN

5.1. Customizable

Konsep *customizable* adalah konsep yang berangkat dari permasalahan perbedaan ukuran tangan setiap penyandang tuna daksa. Menurut tabel 4.1. ada tiga pembagian persentil. 2.5% tile, 50% tile, 97.5% tile. Dari sini bisa didapatkan sebuah patokan untuk menjadi tolok ukur pembuatan *custom* untuk ukuran L (large), M (medium), S (small). Ukuran L, M, S digunakan untuk produksi massal dan *rapid prototyping*. Khusus bagi yang telah terkena penyakit kusta, maka bentuk morfologi telapak sudah terdeformasi. Maka dari itu dibutuhkan *customization* lebih personal pada prostesis tangan yang akan didesain.

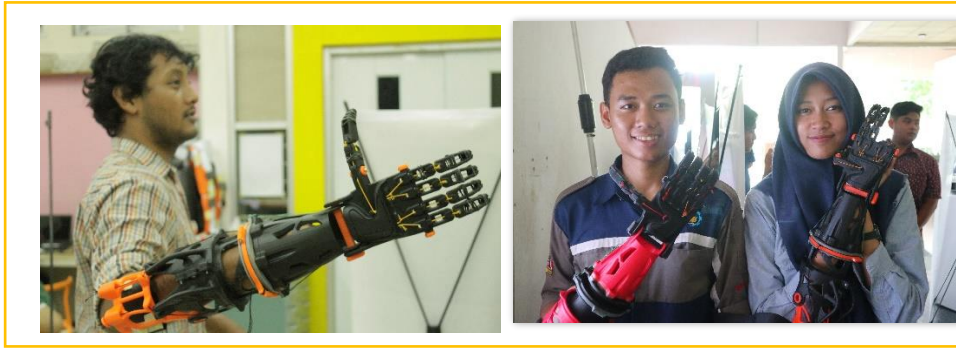


Gambar 5. 1 Customized ukuran dan warna visual

Konsep tampilan visual pada prostesis tangan yang dapat di pilih oleh calon pengguna sendiri adalah warna pada berbagai komponen di prostesis tangan. Para calon pengguna dapat sesuka hati memilih warna yang sudah disediakan. Konsep ini ditujukan agar para calon pengguna dapat merasakan kepemilikan lebih terhadap prostesis tangan yang digunakan.

5.2. Arm-look Appearance

Berdasarkan studi analisa pada gambar 4.1. konsep prostesis tangan mengacu pada bentuk dan mekanisme pergerakan tangan. Secara khusus, tangan prostesis ini dikhususkan untuk gerakan menggenggam saja.



Gambar 5. 2 bentuk yang seperti lengan manusia

5.3. Sistem mekanisme gerak manual

Gerakan pada desain prostesis lengan adalah menggenggam. Untuk menggenggam, maka sumber gerakan yang dibutuhkan prostesis tangan adalah dari gerakan dari suatu joint. Untuk tuna daksa *transradial amputation*, joint yang digunakan untuk pergerakannya adalah siku.



Gambar 5. 3 mekanisme manual

5.4 Elemen Estetika Sebagai Penunjang Percaya Diri

5.4.1. Voronoi

Space Filler atau Pengisi Ruang sebagai salah satu elemen voronoi diaplikasikan pada bentuk keseluruhan desain prosthesis.

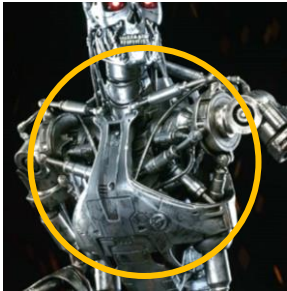
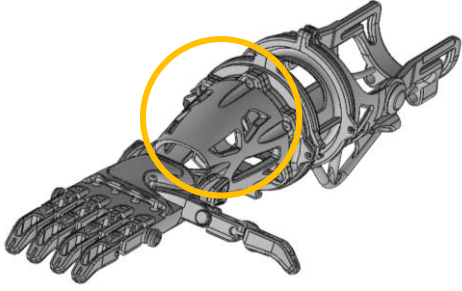
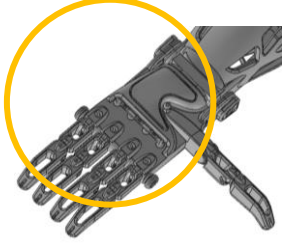
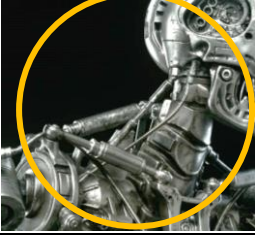
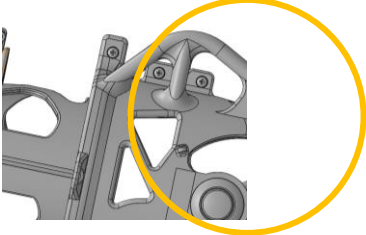
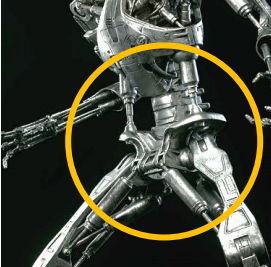
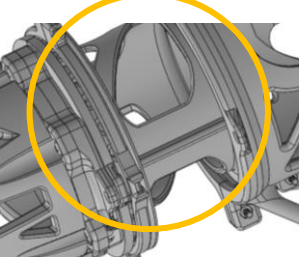


Gambar 5. 4 Aneka pengisi ruang sebagai bentuk voronoi

5.4.2. Robotics

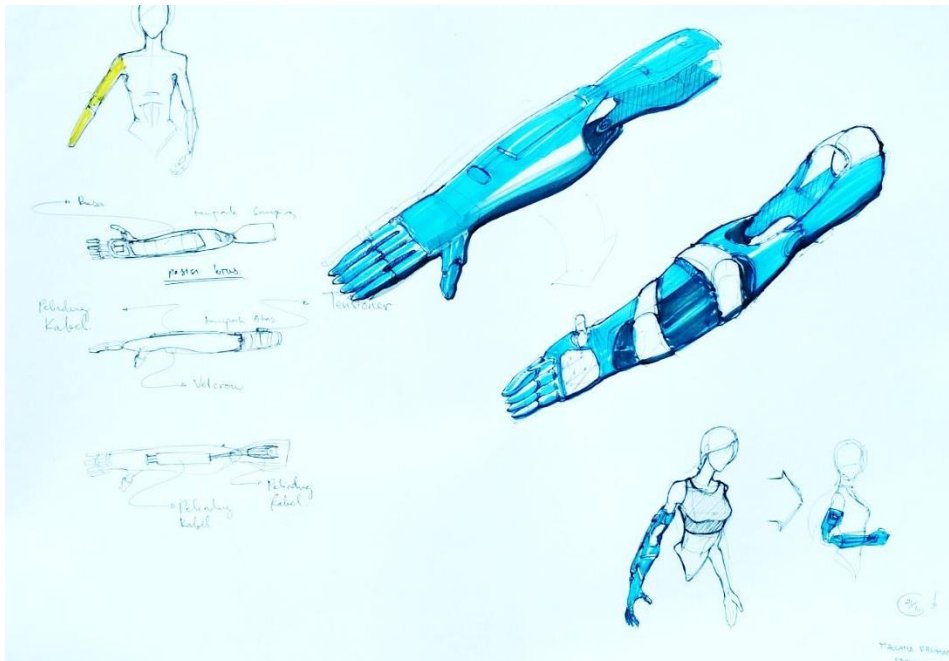
Robotics merupakan konsep yang berhubungan dengan mekanisme-mekanisme yang terekspos. Bahan yang semua terbuat secara sintetis. Secara khusus, bentuk terinspirasi dari Model T-800, yaitu salah satu tokoh robot dalam film Terminator. Berikut merupakan implikasi-implikasi Model T-800 maquette dari Mamegyorai.co.jp terhadap beberapa komponen pada prototipe.

Tabel 5. 1. Implikasi Robotics T-800 pada komponen prototipe

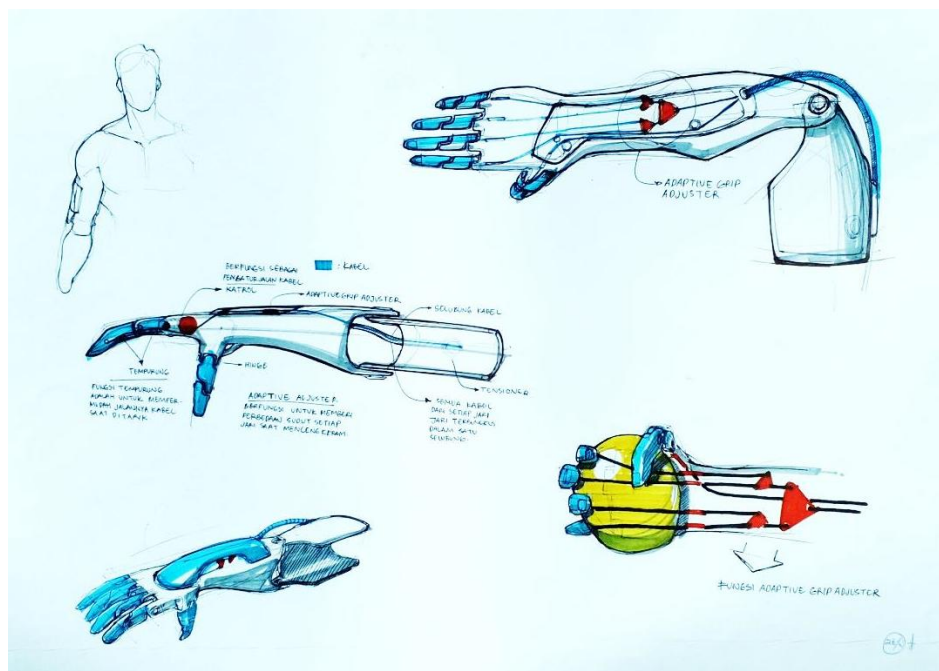
Penjelasan	T - 800	Prototipe 2
Bagian dada T-800 diimplikasi an pada bagian atas komponen D2		
Bentuk jari-jari T-800 diimplikasi an pada ruas jari prototipe 2, komponen A1 dan A2.		
Bagian leher dan pundak T-800 diimplikasi an pada bagian struktur E2 dan E4.		
Bagian torso T-800 diimplikasi an pada sistem mekaneanisme <i>detangler</i> .		

Sketsa untuk lengan prostetik *transradial amputation*

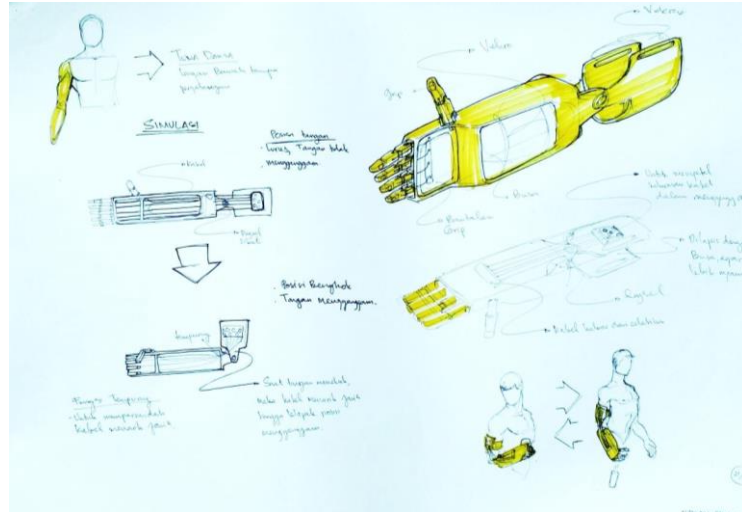
Sketsa untuk lengan prostetik *transradial amputation*



Gambar 5. 5 Alternative 1

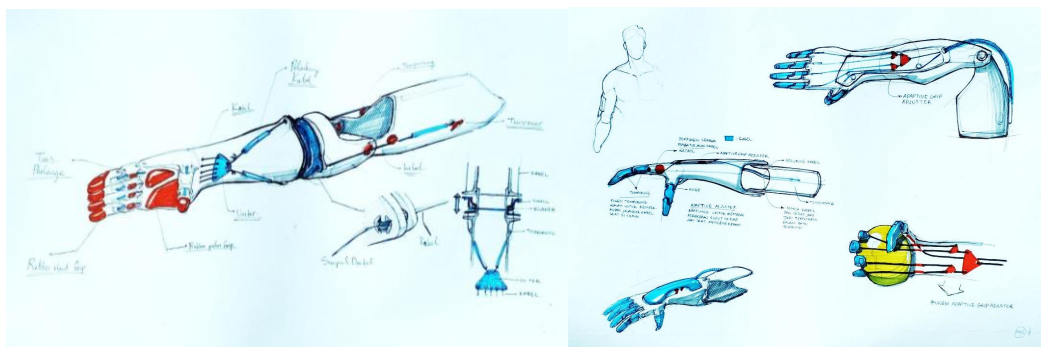


Gambar 5. 6 Alternative 2



Gambar 5. 7 Alternative 3

Dari tiga alternatif, dipilih satu alternatif yang akan dikembangkan pada software 3D.

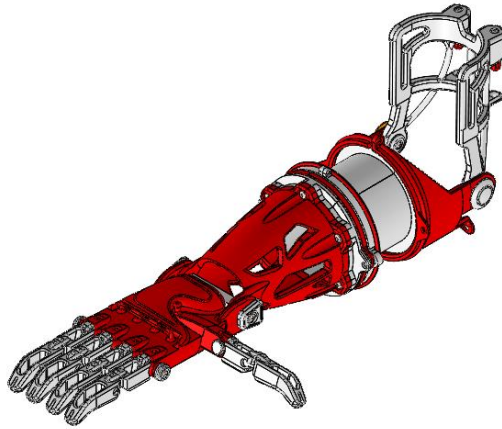


Gambar 5. 8 desain alternatif terpilih

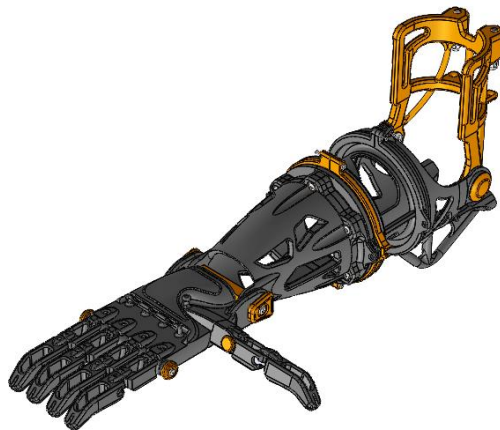
Desain ini terpilih karena ada pemenuhan kebutuhan untuk gerakan supinasi dan pronasi bagi penyandang tuna daksa amputasi transradial.

5.5 3D Model Prototype

Berikut adalah 3D model untuk proses lanjut dicetak pada 3D printer:



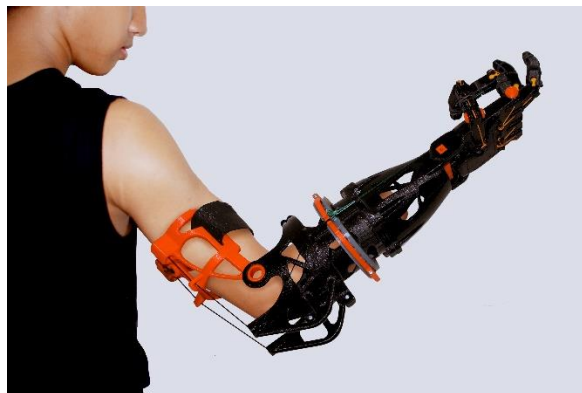
Gambar 5. 9 3D Model prototype 1



Gambar 5. 10 3D Model prototype 2

5.6. Prototype

Prototype yang sudah jadi dipakaikan kepada pengguna atau penyandang tuna daksa. Pengguna memberikan *feedback* dan keluhan terhadap prototype yang dibuat.



Gambar 5. 11 prototype 2

BAB 6

KESIMPULAN DAN SARAN

Kesimpulan

Berdasarkan rumusan masalah, maka dapat disimpulkan bahwa:

1. Prostesis eksisting untuk lengan adalah berupa kosmetik tanpa ada sistem pergerakan, dimana hanya menunjang penampilan fisik. Maka dari itu, lengan prostesis pada tugas akhir ini dapat menunjang aktivitas yang berhubungan dengan *power grip*, karena telah dilengkapi dengan fitur mekanisme gerak.
2. Harga lengan prostesis eksisting lebih dari Rp. 5 juta memberatkan masyarakat kelas ekonomi menengah kebawah meskipun sudah ditanggung BPJS sebesar Rp. 2,5 juta. Harga Lengan Prostesis yang dirancang adalah sekitar Rp 2.603.400,- dimana sebagian besar biaya dapat ditanggung oleh BPJS Kesehatan.
3. Lengan prostesis eksisting di Indonesia tidak nyaman karena membuat lengan cepat panas dan berkeringat. Dengan adanya konsep *voronoi*, maka komponen-komponen lengan prostesis terdapat ventilasi agar pengguna dapat menggunakannya dalam waktu yang lama.

Saran

Berbagai saran diajukan untuk perkembangan lengan prostesis selanjutnya, yaitu:

- Adanya material yang lebih licin untuk bagian rotasi
- Struktur yang lebih kuat pada bagian tangan dan jari
- Mekanisme joint pada jari harus lebih kuat untuk memenuhi kebutuhan *power grip*
- Penggunaan mekanisme alternatif sebagai pengganti senar

DAFTAR PUSTAKA

Website:

1. Brittanica Encyclopaedia. 2007. *Human Skeletal System Anatomy*.
www.brittanica.com. Diakses pada 17 Februari 2017.
2. Calabrese, Christine. 2015. *Teaching: How to Hold a Pencil*.
www.linkedin.com. Diakses pada 17 Februari 2017.
3. Muller, Derek. 2015. *An affordable 3D-Printed Arm*. www.veritasium.com.
Diakses pada 18 Januari 2017.
4. Vahid, Pejman. 2014. *How To Handle a Hammer*. www.linkedin.com.
Diakses pada 10 Desember 2016.

Buku:

1. Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles.
Partial Hand Amputations: Prosthetic and Orthotic Management, 9.1991.
2. BPJS Kesehatan. *Panduan Praktis Pelayanan Alat Kesehatan*. Jakarta:
Depkes. 2004.
3. John W, M. Louis DS: Amputations, in Green DL (ed): *Surgery of the Hand*,
ed 2. New York, Churchill Livingstone Inc. 1960.
4. Pheasant, S. *Bodyspace. Anthropometry, Ergonomics and the Design of
Work*. (2nd Ed.). 1998.

Publikasi:

1. Maurice LeBlanc, MSME, CP, *The LN-4 Prosthetic Hand*, 2008.
2. Morrey BF, Bryan RS, Dobyns JH, et al. *Total elbow arthroplasty: a five-
year experience at the Mayo Clinic*. J Bone Joint Surg Am 63[7]:1050–1063.
1981.
3. Scura, Brian. *Methods For Adjusting Cable Detangler Systems*. United States
Patent. Nomor Paten: US 6,205,635 B1. 2001.
4. Tan Kay Chuan, M. H. *Anthropometry of the Singaporean and Indonesian
populations*. International Journal of Industrial Ergonomics, 10. 2010.
5. Taylor CI. *The biomechanics of control in upper extremity prosthetics*. Orthot
Prosthet. 1981.

PROFIL PENULIS



Maulana Rahman adalah seorang mahasiswa program sarjana pada departemen Desain Produk Industri di Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Lahir pada 24 Agustus tahun 1991. Berasal dari kota Malang. Pada tahun terakhir studi, penulis melaksanakan kerja praktek di CV. IP3D yang bergerak di bidang 3D printing. Secara khusus, penulis menangani pasien tunadaksa bawah siku untuk membuatkan lengan prosthesis dengan metode *rapid prototyping* dan *reverse engineering*.

Saat ini, penulis telah menyelesaikan mata kuliah Tugas Akhir yang berjudul “Rancang Bangun Lengan Prosthesis untuk Tunadaksa Bawah Siku (Amputasi Transradial).

No. Telp : 081945591969
Email : maulanurohman@gmail.com