

**Pembuatan Model Pembuluh Arteri Koroner dan Karakterisasi
Hasil Proses 3D *Print Stereolithography* Menggunakan Campuran
Resin *Flex* dan Resin Standar**

TUGAS AKHIR

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



Disusun Oleh :

Nama : Muhammad Raihan Ammar
No. Mahasiswa : 20525088
NIRM : 2008070037

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

2025

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

Pembuatan Model Pembuluh Arteri Koroner dan Karakterisasi Hasil Proses 3D *Print Stereolithography* Menggunakan Campuran Resin *Flex* dan Resin Standar

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Muhammad Raihan Ammar

No. Mahasiswa : 20525088

NIRM : 2008070037

Yogyakarta, 14 Januari 2025

Pembimbing I,



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

Pembimbing II,



Ir. Faisal Arif Nurgasang, S.T., M.Sc., IPP

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

Pembuatan Model Pembuluh Arteri Koroner dan Karakterisasi Hasil Proses 3D *Print Stereolithography* Menggunakan Campuran Resin *Flex* dan Resin Standar

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Muhammad Raihan Ammar
No. Mahasiswa : 20525088
NIRM : 2008070037

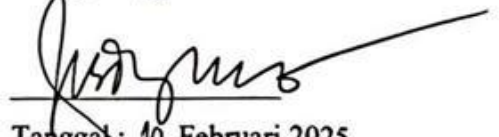
Tim Penguji

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



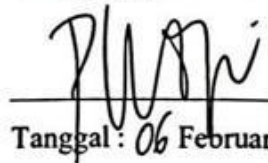
Tanggal : 10 Februari 2025

Risdiyono, Dr. Eng. Ir., S.T., M.Eng., IPM
Anggota I



Tanggal : 10 Februari 2025

Purtojo, Ir., S.T., M.Sc.
Anggota II



Tanggal : 06 Februari 2025

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



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

PERNYATAAN KEASLIAN

Dengan ini saya yang bertanda tangan dibawah ini, Muhammad Raihan Ammar selaku penyusun Tugas Akhir yang berjudul “Pembuatan Model Pembuluh Arteri Koroner dan Karakterisasi Hasil Proses 3D *Print Stereolithography* Menggunakan Campuran Resin *Flex* dan Resin Standar” menyatakan bahwa penelitian Tugas Akhir ini merupakan karya sendiri kecuali kutipan secara tertulis yang telah saya cantumkan sumbernya sebagai referensi. Apabila dikemudian hari terbukti bahwa pengakuan saya tidak benar serta melanggar peraturan yang sah dalam hal kekayaan intelektual, maka saya akan bertanggung jawab serta bersedia menerima sanksi sesuai peraturan dan hukum yang berlaku.

Yogyakarta, 01 Januari 2025



Muhammad Raihan Ammar

HALAMAN PERSEMBAHAN

Puji syukur kehadiran Allah SWT atas limpahan rahmat, hidayah, dan karunia-Nya, yang telah memudahkan penyelesaian laporan tugas akhir ini meskipun dengan segala keterbatasan. Terima kasih yang sebesar-besarnya kepada Allah SWT atas ilmu, dan kesempatan yang diberikan, sehingga penelitian ini dapat diselesaikan dengan baik.

Tugas akhir ini saya persembahkan kepada kedua orang tua saya, kakak, adik, dan seluruh keluarga yang telah memberikan dukungan baik dari segi moral maupun materi, serta selalu mendoakan yang terbaik. Berkat doa-doa dan dukungan tulus kalian, tugas akhir ini dapat terselesaikan dengan baik.

Tugas akhir ini juga dipersembahkan dengan rasa hormat dan terima kasih kepada seluruh tenaga pendidik, terutama dosen pembimbing, yang dengan penuh kesabaran dan dedikasi telah memberikan bimbingan, arahan, serta masukan yang sangat berharga. Dukungan dan ilmu yang telah diberikan kepada saya menjadi fondasi penting dalam diri saya dan membuat saya menjadi lebih baik.

HALAMAN MOTTO

“Allah tidak membebani seseorang melainkan sesuai dengan kesanggupannya”
(Q.S. Al Baqarah 286)

“ I have fought in many battles. There is no part of my body that does not bear the marks of the swords, spears or arrows. Yet now, i am dying in my bed like an old camel. So may the eyes of the cowards never sleep.”
(Khalid Bin Walid)

“Burung yang hinggap di atas pohon tidak pernah takut akan rantingnya patah. Bukan karena kepercayaanya pada cabang dahannya, tapi pada kemampuannya untuk terbang”
(Jalaluddin Rumi)

“Setiap kamu punya mimpi atau keinginan atau cita-cita, taruh di sini, di depan kening kamu jangan menempel, biarkan dia MENGGANTUNG, MENGAMBANG 5 cm di depan kening kamu jadi dia nggak akan pernah lepas dari mata kamu.”
(5 cm)

KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH

Assalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Bismillahirrahmanirrahim

Puji syukur saya panjatkan kehadiran Allah SWT yang telah memberikan sagala rahmat-Nya sehingga laporan Tugas Akhir yang berjudul : “Pembuatan Model Pembuluh Arteri Koroner dan Karakterisasi Hasil Proses 3D *Print Stereolithography* Menggunakan Campuran Resin *Flex* dan Resin Standar”. Dapat disusun dengan baik sebagai syarat menyelesaikan studi strata-1 Jurusan Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.

Dalam penyusunan laporan tugas akhir ini saya buat sebaik mungkin dengan bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak, oleh karena itu dengan kerendahan hati penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. Allah SWT yang telah memberikan rahmat serta karunia-Nya sehingga laporan Tugas Akhir ini dapat terselesaikan.
2. Kedua orang tua saya tercinta yaitu Ibu Nani Suwarni dan Bapak Nastain Arif yang telah banyak memberikan dukungan serta doa yang sebaik-baiknya.
3. Bapak Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP selaku ketua Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.
4. Bapak Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP selaku Dosen Pembimbing I yang telah memberikan bimbingan serta pendampingan.
5. Bapak Ir. Faisal Arif Nargesang, S.T., M.Sc. IPP selaku Dosen Pembimbing II yang telah memberikan bimbingan dan pendampingan.
6. Kakak saya Shabrina Ghina Alifa dan adik saya Muhammad Zulhilmi Fauzan yang selalu mendukung serta memberi semangat.
7. Rekan seperjuangan saya Maulana Chairil Fahmi.
8. Kawan-kawan Kontrakan Griya Biru, Agym, Ikho, Adit dan Eko yang selalu menemani dan menghibur selama letihnya mengerjakan Tugas Akhir.
9. Semua pihak yang tidak bisa disebutkan satu persatu, yang telah membantu penulis selama proses pengerjaan Tugas Akhir.

Semoga segala bantuan dan dukungan yang diberikan dibalas oleh Allah SWT. Aamiin Ya Rabbal Alamin.

Akhir kata, pada penulisan laporan ini masih banyak kekurangan dalam penulisan. Oleh karena itu penulis memohon maaf jika terdapat kesalahan pada penulisan laporan Tugas Akhir ini, oleh karena itu penulis mengharapkan adanya kritik dan saran yang bersifat membangun demi kesempurnaan akan diterima dengan senang hati. Semoga laporan Tugas Akhir ini dapat bermanfaat bagi kita semua.

Yogyakarta, 01 Januari 2025

A handwritten signature in black ink, consisting of a large circle with a stylized 'M' and 'A' inside, followed by a long horizontal stroke and a small flourish at the end.

Muhammad Raihan Ammar

ABSTRAK

Penyakit jantung koroner (PJK) merupakan penyebab utama kematian secara global menjadikan penyakit tersebut sebagai salah satu penyakit yang paling menarik perhatian secara global dan harus ditangani secara serius. Salah satu metode untuk menangani penyakit jantung koroner adalah dengan penggunaan *stent* jantung. Di Indonesia, penelitian tentang penggunaan *stent* jantung telah banyak ditemukan akan tetapi masih belum ada alat peraga sebagai media pengujian pemasangan *stent* jantung. Maka dari itu, penelitian ini bertujuan untuk membuat model yang digunakan sebagai referensi alat peraga pemasangan *stent* jantung, menggunakan teknologi 3D *print* SLA dengan resin campuran antara resin standar dan resin lentur dalam perbandingan 50:50. Pengujian dilakukan dengan melihat hasil cetak dari model untuk melihat apakah model pembuluh darah arteri koroner dapat dicetak dengan teknologi 3D *print*.

Pengujian geometri dan pengujian kekasaran permukaan model pembuluh darah arteri koroner dilakukan untuk mengetahui karakteristik serta nilai *roughness average* yang dihasilkan dari model hasil cetak 3D *print*. Dari pengujian geometri yang dilakukan didapatkan ukuran rata-rata diameter Left Coronary Artery (LCA) adalah 4,86 mm, Right Coronary Artery (RCA) 3,65 mm, dan aorta 34,47 mm, semuanya berada dalam rentang ukuran arteri koroner asli. Ketebalan dinding model yang diukur pada Left Anterior Descending (LAD) dan Left Circumflex Artery (LCX) konsisten sebesar 0,80 mm, sesuai dengan desain dan rentang tebal dinding arteri asli (0,6 mm – 1,2 mm). Namun, nilai kekasaran permukaan model (*Ra*) berada di atas rentang kekasaran permukaan arteri koroner asli, yang berkisar antara 0,65 μm – 2,5 μm tergantung kondisi hidrasi.

Kata kunci : SLA, pembuluh darah, arteri koroner, resin, 3D *print*

ABSTRACT

Coronary artery disease (CAD) is the leading cause of death globally, making it one of the most significant health concerns that demands serious attention worldwide. One method to address coronary artery disease is through the use of cardiac stents. In Indonesia, research on the use of cardiac stents is extensive; however, there is still no training model available as a testing medium for stent implantation. Therefore, this study aims to create a model that serves as a reference for a cardiac stent placement training tool using SLA 3D printing technology with a resin mixture of standard and flexible resins in a 50:50 ratio. Testing was conducted to assess the printability of the coronary artery model using 3D printing technology. Geometric and surface roughness tests were performed to determine the characteristics and roughness average (Ra) values of the 3D-printed coronary artery model.

The geometric test results revealed that the average diameters were 4.86 mm for the Left Coronary Artery (LCA), 3.65 mm for the Right Coronary Artery (RCA), and 34.47 mm for the aorta, all of which fall within the range of actual coronary artery sizes. The wall thickness of the model, measured at the Left Anterior Descending (LAD) and Left Circumflex Artery (LCX), was consistently 0.80 mm, aligning with the design and the actual arterial wall thickness range (0.6 mm – 1.2 mm). However, the surface roughness values (Ra) of the model exceeded the range of natural coronary artery roughness, which varies between 0.65 μm – 2.5 μm depending on hydration conditions.

Keywords : SLA, Blood Vessel, coronary Artery, resin, 3D print

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing	ii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji	iii
Pernyataan Keaslian	iv
Halaman Persembahan	v
Halaman Motto	vi
Kata Pengantar atau Ucapan Terima Kasih	vii
Abstrak	ix
Abstract.....	x
Daftar Isi	xi
Daftar Tabel.....	xiii
Daftar Gambar	xiv
Daftar Notasi	xvi
Bab 1 Pendahuluan	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan.....	3
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan.....	4
1.6 Sistematika Penulisan	4
Bab 2 Tinjauan Pustaka	5
2.1 Tinjauan Pustaka	5
2.2 Dasar Teori	10
2.2.1 Arteri Koroner	10
2.2.2 3D <i>Print</i>	12
2.2.3 CAD.....	13
2.2.4 Pengujian Metrologi	14
2.2.5 Pengujian Kekasaran Permukaan	15
Bab 3 Metode Penelitian	18
3.1 Alur Penelitian.....	18

3.2	Kriteria Desain.....	19
3.3	Peralatan dan Bahan	19
3.4	Pemilihan dan Penyesuaian Desain Model.....	21
3.5	Pencampuran Bahan Resin	26
3.5.1	Pengukuran Volume Resin	26
3.5.2	Pengadukan Campuran Bahan Resin.....	27
3.5.3	Penyaringan Campuran Resin	28
3.5.4	Pemindahan Campuran Resin ke Wadah	28
3.6	Pencetakan Model	29
3.7	Pengujian Model.....	31
Bab 4	Hasil dan Pembahasan	34
4.1	Hasil Pembuatan Model	34
4.2	Hasil Pengujian Geometri.....	36
4.3	Hasil Pengujian Kekasaran Permukaan.....	42
Bab 5	Penutup.....	46
5.1	Kesimpulan.....	46
5.2	Saran untuk Penelitian Selanjutnya	46
Daftar Pustaka		47

DAFTAR TABEL

Tabel 2-1 Ringkasan Tinjauan Pustaka	9
Tabel 3-1 Peralatan.....	19
Tabel 3-2 Bahan	20
Tabel 3-3 Parameter 3D <i>Print</i>	29
Tabel 4-1 Nilai Pengukuran Diameter.....	40

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2-1 Pembuluh Darah Arteri Koroner pada Jantung Manusia	10
Gambar 2-2 Rentang Ukuran Diameter Pembuluh Darah Arteri Koroner.....	11
Gambar 2-3 Proses 3D <i>Print</i> SLA.....	13
Gambar 2-4 Parameter Pengujian Kekasaran.....	16
Gambar 2-5 <i>Surface Texture Measuring Instrument</i>	17
Gambar 3-1 Diagram Alir Metode Penelitian	18
Gambar 3-2 Desain Pembuluh Darah Arteri Koroner	21
Gambar 3-3 Pengukuran Diameter <i>Left Coronary Artery</i> pada Desain	22
Gambar 3-4 Pengukuran Diameter <i>Right Coronary Artery</i> pada Desain.....	23
Gambar 3-5 Pengukuran Diameter Aorta pada Desain	23
Gambar 3-6 Pemotongan Desain Model Pembuluh Arteri Koroner	24
Gambar 3-7 Pemberian Rongga Pembuluh Darah pada Desain Model Pembuluh Arteri Koroner	25
Gambar 3-8 Pemberian <i>Support</i> pada Model Pembuluh Darah Arteri Koroner ..	26
Gambar 3-9 Pengukuran Volume Resin Dengan Gelas Ukur	27
Gambar 3-10 Pengadukan Campuran Resin Menggunakan Mixer	27
Gambar 3-11 Penyaringan Campuran Resin	28
Gambar 3-12 Pemindahan Campuran Resin ke Dalam Wadah.....	29
Gambar 3-13 Mesin 3D print Anycubic Photon Berjenis SLA.....	30
Gambar 3-14 Hasil Proses Cetak Model Pembuluh Darah Arteri Koroner	30
Gambar 3-15 Mesin Curing.....	31
Gambar 3-16 (a) Pengukuran Diameter LCA (b) Pengukuran Diameter RCA (c) Pengukuran Diameter Aorta	31
Gambar 3-17 Pengujian Ketebalan Dinding Arteri Koroner pada Model.....	32
Gambar 3-18 Pengujian Kekasaran Permukaan	32
Gambar 3-19 Titik Lokasi Pengujian Kekasaran Permukaan Model	33
Gambar 4-1 Hasil Print Model Pembuluh Darah Arteri Koroner	34
Gambar 4-2 Kecacatan Hasil Cetak	35
Gambar 4-3 Kecacatan Hasil Proses Cetak Lain.....	36
Gambar 4-4 Bagian Model yang Diukur	37

Gambar 4-5 Pengukuran Diameter LCA.....	37
Gambar 4-6 Grafik Standar Deviasi Hasil Pengukuran Diameter LCA.....	38
Gambar 4-7 Pengukuran Diameter RCA.....	38
Gambar 4-8 Grafik Standar Deviasi Hasil Pengukuran Diameter RCA	39
Gambar 4-9 Pengukuran Diameter Aorta.....	39
Gambar 4-10 Grafik Standar Deviasi Hasil Pengukuran Diameter Aorta.....	40
Gambar 4-11 (a) Pengukuran Ketebalan Dinding LAD (b) Pengukuran Ketebalan Dinding LCX.....	41
Gambar 4-12 Titik Lokasi Pengujian Kekasaran Permukaan Model	43
Gambar 4-13 Grafik Kekasaran Pada Titik Lokasi Uji	43
Gambar 4-14 Campuran Resin yang Mengeras.....	45
Gambar 4-15 Kecacatan Pada Model Hasil Cetak	45

DAFTAR NOTASI

3D	= <i>Three-Dimensional</i>
SLA	= <i>Stereolithography</i>
STL	= <i>Standard Triangle Language</i>
UV	= <i>Ultraviolet</i>
BMS	= <i>Bare Metal Stents</i>
DMS	= <i>Drug-Eluting Stents</i>
LCA	= <i>Left Coronary Artery</i>
RCA	= <i>Right Coronary Artery</i>
LAD	= <i>Left Anterior Descending</i>
LCX	= <i>Left Circumflex Artery</i>
Ra	= <i>Roughness Average</i>

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit jantung koroner (PJK) atau *Coronary Artery Disease* (CAD) merupakan kondisi yang mana arteri jantung tidak dapat mengalirkan cukup darah yang kaya akan oksigen ke jantung. Arteri jantung tidak dapat mengalirkan cukup darah ke jantung disebabkan oleh penyempitan arteri koroner. Penyempitan arteri koroner terutama dikarenakan adanya proses *ateroklerosis* atau *spasme* atau kombinasi keduanya (Karyatin, 2019). *Ateroklerosis* adalah penyempitan dan pengerasan pembuluh darah arteri oleh penumpukan plak pada dinding pembuluh darah sedangkan *spasme* arteri koroner adalah kondisi yang mana arteri koroner mengalami penyempitan tiba-tiba dan sementara, penyempitan ini dikarenakan kejang atau kontraksi tidak normal pada dinding arteri yang mengurangi atau menghentikan aliran darah ke bagian jantung (Meidayanti et al., 2021). Penyebab lain dari penyakit jantung koroner dapat berupa kolesterol tinggi, tekanan darah tinggi, riwayat keluarga, diabetes, obesitas dan adanya gaya hidup yang tidak sehat (Erdiana et al., 2022). Penyakit kardiovaskular adalah penyebab kematian tertinggi dengan perkiraan 17,9 juta jiwa pada 2019 atau mewakili 32% dari angka kematian secara global (WHO, 2021). Di Indonesia menurut Kemenkes jumlah kasus PJK memiliki prevalensi 0,5% pada 2013 dan meningkat mencapai 1,5% pada 2018 dari penduduk semua umur (KEMENKES, 2024).

Penanganan untuk penyakit jantung koroner dapat dilakukan dengan beberapa metode. Untuk penanganan secara medis dapat dilakukan dengan *angioplasti* dan *stenting* yaitu pemasangan kateter dengan balon kecil yang dimasukkan ke dalam arteri yang tersumbat, dan balon tersebut akan dikembangkan untuk melebarkan arteri. Setelah itu *stent* atau tabung kecil dipasang untuk menjaga pembuluh darah tetap terbuka. Penanganan medis dengan metode lain adalah dengan operasi *bypass* jantung yaitu dengan mengalihkan aliran darah di sekitar arteri yang tersumbat menggunakan pembuluh darah dari bagian lain tubuh untuk menciptakan jalan pintas baru bagi darah. Metode terakhir adalah dengan

pemasangan *defibrillator* atau alat pacu jantung yang dimaksudkan untuk mengatur detak jantung atau mencegah *aritmia* berbahaya (Rohayati & Widani, n.d.).

Studi mengenai pemodelan ekspansi *stent* telah banyak dilakukan. Terdapat berbagai metode untuk memodelkan ekspansi *stent*. Metode ekspansi *stent* dengan mengabaikan balon yang berperan untuk mengembangkan *stent* adalah salah satu metode yang paling sederhana. Dikarenakan jika balon tidak diabaikan perlu adanya pemodelan dan pertimbangan tentang kondisi kontak dari balon dengan *stent* (David Chua et al., 2001). Metode lain yang dapat digunakan adalah dengan mengganti model *stent* menjadi alat yang berbentuk silinder. Penggantian alat tersebut memiliki kelebihan berupa penghematan waktu serta biaya yang digunakan untuk proses simulasi.

Selain kelebihan yang ada pada metode ini, metode penggantian model *stent* menjadi bidang silinder juga memiliki beberapa kekurangan. Contoh kekurangan dari metode ini adalah tidak didapatkannya gambaran yang nyata dari proses kerja *stent* pada pembuluh arteri koroner. Dari tidak adanya gambaran penggunaan *stent* pada pembuluh darah arteri, maka tidak didapatkan pemahaman menyeluruh mengenai dampak dari penggunaan *stent* pada pembuluh darah arteri koroner. Maka dari itu diperlukan adanya alat peraga untuk pengujian dan penelitian terkait dampak pengaplikasian *stent* terhadap pembuluh darah arteri koroner.

Terdapat berbagai macam metode yang dapat digunakan untuk membuat alat peraga pembuluh darah arteri koroner. Salah satu teknologi yang dapat dimanfaatkan untuk membuat alat peraga pembuluh darah arteri koroner adalah teknologi 3D *print*. Dengan teknologi 3D *print*, alat peraga dapat dibuat dengan mudah, cepat, dan memiliki tingkat ketelitian yang tinggi. 3D *print* dapat digunakan untuk membuat purwarupa/pemodelan, alat-alat peraga, alat-alat penunjang kesehatan, desain produk dan berbagai hal lain yang memiliki bentuk tiga dimensi sehingga teknologi ini merupakan teknologi informasi dan komunikasi masa kini (Kumara et al., 2018).

3D *print* memiliki beberapa jenis dan pada penelitian ini menggunakan 3D *print* berjenis *Stereolithography* (SLA). Resin yang digunakan dalam penelitian

adalah resin standar dan resin jenis *flex* (lentur) dan campuran antara resin standar dan resin *flex*. Penelitian ini berfokus pada pembuatan model agar model memiliki tingkat kemiripan setinggi mungkin dengan pembuluh darah arteri koroner asli. Penelitian ini juga meliputi pengujian kekasaran dari hasil *print* 3D *print* untuk mengetahui tingkat kekasaran permukaan model hasil 3D *print*.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah disampaikan, maka diperoleh rumusan masalah adalah sebagai berikut :

1. Bagaimana pembuatan model arteri koroner menggunakan teknologi 3D *print* dengan campuran resin *flex* dan resin standar?
2. Bagaimana karakteristik dari model 3D *print* pembuluh arteri koroner jantung dengan campuran resin *flex* dan resin standar?

1.3 Batasan Masalah

1. Mesin 3D *print* menggunakan Anycubic Photon berjenis SLA.
2. Resin standar yang digunakan pada proses 3D *print* adalah eSUN Standar.
3. Resin lentur yang digunakan pada proses 3D *print* adalah Monocure *Flex* 100.
4. Model pembuluh darah arteri koroner tidak direkonstruksi berdasarkan data MRI/CT-scan, melainkan dari model yang sudah berbentuk file STL.
5. Pengukuran desain menggunakan *software* Meshlab.
6. Jumlah volume campuran antara resin lentur dengan resin standar menggunakan variasi perbandingan 50%:50%.
7. Total jumlah volume campuran resin sebesar 50 ml.

1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Membuat model pembuluh darah arteri koroner dengan 3D *print* menggunakan campuran resin *flex* dan standar.
2. Mengetahui karakteristik hasil 3D *print* model pembuluh darah arteri koroner.

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Penelitian ini diharapkan dapat membantu bidang medis dalam proses pembuatan model pembuluh darah arteri koroner agar dapat membantu tenaga medis dalam menentukan langkah yang tepat terhadap pasien penderita penyakit jantung koroner.
2. Penelitian ini diharapkan dapat digunakan sebagai referensi oleh bidang medis dalam proses pembuatan model pembuluh darah arteri koroner yang sesuai dengan arteri koroner asli.

1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan dari laporan tugas akhir ini terbagi menjadi 5 bab, yang mana setiap bab memiliki sub bab sebagai berikut:

BAB I PENDAHULUAN

Pada bagian ini menjelaskan mengenai latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian dan sistematika penulisan.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Pada bagian ini berisikan dasar teori dan kajian pustaka yang mendukung pengerjaan tugas akhir.

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

Pada bagian ini berisikan langkah-langkah yang dilakukan, kriteria desain, metode penelitian, serta alat dan bahan yang digunakan dalam proses penelitian.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bagian ini berisikan tentang hasil dan pembahasan berdasarkan penelitian yang telah dilakukan.

BAB V PENUTUP

Bab ini memuat tentang kesimpulan dari pembahasan yang dilakukan dan saran-saran untuk penelitian selanjutnya.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tinjauan Pustaka

Stent jantung merupakan perangkat medis berukuran kecil berbentuk tabung yang dimasukkan ke dalam pembuluh darah arteri koroner yang menyempit atau tersumbat untuk menjaga aliran darah tetap lancar. *Stent* jantung umumnya digunakan dalam prosedur *Percutaneous Coronary Interventions* (PCI). Perkembangan awal *stent* jantung pada dunia medis diawali oleh seorang ahli radiologi bernama Charles Dotter pada tahun 1964 dengan konsep gagasan awal *angioplasti perkutaneus* dengan menggunakan kateter untuk membuka pembuluh darah yang mengalami penyempitan (Barton et al., 2014). Tahun 1977 Andreas Gruentzig memelopori *Percutaneous Coronary Interventions* menggunakan balon untuk solusi membuka arteri yang tersumbat, tetapi metode ini sering menyebabkan *elastic recoil* atau kembalinya arteri ke keadaan sempit dan *restenosis* atau penyempitan ulang arteri dikarenakan adanya pertumbuhan jaringan yang berlebih di dalam arteri. Dengan adanya masalah dari prosedur angioplasti balon, diperlukan adanya inovasi teknologi untuk mengatasi masalah tersebut. Pada tahun 1980-an teknologi yang dapat digunakan untuk menangani masalah dari hasil proses *angioplasti* ditemukan yaitu teknologi bernama *stent*. Pada tahun 1986 ditemukanlah *stent* jantung berbasis logam pertama yang disebut *Bare Metal Stents* (BMS) dan pada tahun 1987 prosedur klinis pertama dilakukan oleh Puel dan Ulrich Sigwart untuk *stent* awal yang disebut *wallstent* yang terbuat dari logam stainless steel berbentuk tabung (Stefanini et al., 2017). *Stent* ini sangat efektif dalam mengurangi adanya resiko penyumbatan akut dan restenosis dibanding penggunaan angioplasti balon saja.

Tahun 1990-an *bare metal stents* digunakan sebagai standar pengobatan untuk penyakit arteri koroner. *Bare metal stents* digunakan secara luas dengan tujuan memperbaiki hasil *angioplasti* terutama dalam kasus penyumbatan arteri yang signifikan. *Bare metal stents* digunakan untuk meminimalisir resiko *elastic recoil* arteri, penyumbatan arteri tiba-tiba setelah prosedur *angioplasti* dan

restenosis. Walaupun sudah diterapkan penggunaan BMS, ternyata masih terdapat kemungkinan sebesar 20%-30% terjadinya *restenosis* dalam waktu 6 bulan setelah pemasangan (Marso et al., 1999). Maka dari itu, teknologi *stent* terus dikembangkan ke tingkatan lebih lanjut dengan tujuan memperkecil kemungkinan terjadinya *restenosis*. Jenis *stent* hasil pengembangan teknologi BMS adalah *stent* berjenis *Drug-Eluting Stent* (DES). DES adalah *stent* yang dilapisi dengan obat khusus yang dilepaskan secara perlahan untuk mencegah *restenosis* setelah pemasangan *stent*. Setelah pemasangan DES, tingkat terjadinya *restenosis* berkurang secara signifikan dibanding penggunaan BMS yaitu sebesar 5%-10% dibanding BMS 20%-30% (Bikkina & Koneru, 2011). Namun disamping keunggulan teknologi *stent* DES ini ternyata terdapat resiko lain berupa terjadinya *trombosis in-stent* atau adanya resiko terbentuknya bekuan darah di dalam *stent* dan untuk mencegahnya diperlukan penggunaan obat *antiplatelet* ganda (aspirin dan clopidogrel) dalam jangka panjang. Kekurangan lain dari DES adalah biaya yang lebih mahal dibandingkan BMS.

Di Indonesia penelitian mengenai pengembangan *stent* jantung telah banyak dilakukan. Salah satu penelitian yang dilakukan adalah pemodelan ekspansi *stent* jantung dengan balon *hyper* – elastis oleh (Suryawan & Suyitno, 2016). Dalam penelitian tersebut belum terdapat pembahasan mengenai dampak yang terjadi akibat pemasangan *stent*. Dampak yang diterima pembuluh darah arteri koroner akibat pemasangan *stent* sangat perlu diketahui dikarenakan adanya kemungkinan dampak yang fatal jika tidak dilakukan penelitian secara mendalam. Oleh karena itu, diperlukan adanya alat peraga yang dapat ditujukan untuk penelitian pengujian penggunaan *stent* terhadap pembuluh darah arteri koroner. Dengan tujuan mendapatkan hasil penelitian yang optimal maka diperlukan alat peraga yang memiliki kecocokan sifat, kekuatan dan bentuk seperti pembuluh darah arteri koroner yang asli.

Sejalan dengan kemajuan zaman, tuntutan akan perkembangan teknologi untuk memenuhi kebutuhan manusia semakin meningkat. Dengan adanya tuntutan perkembangan teknologi tersebut, banyak teknologi baru yang ditemukan. Salah satu teknologi yang ditemukan adalah sebagai contoh teknologi *3D print*. Dengan teknologi *3D print*, manusia dimungkinkan untuk membuat objek benda tiga

dimensi yang memiliki tingkat kompleksitas tinggi. Dengan kemungkinan tersebut, teknologi 3D *print* banyak dimanfaatkan dalam berbagai bidang seperti contohnya dalam bidang kesehatan. Dalam dunia kesehatan, teknologi 3D *print* dapat dimanfaatkan untuk membuat peralatan medis, pembuatan *prostetik*, pembuatan *implan*, percetakan model *anatomis* dan masih banyak manfaat lainnya. Perkembangan teknologi 3D *print* pada bidang medis telah sampai pada tingkat penelitian dapat dimanfaatkannya hasil 3D *print* pada tubuh manusia secara langsung dengan teknologi *bioprinting* (Tripathi et al., 2022).

Teknologi 3D *print* dibagi menjadi beberapa jenis berdasarkan cara kerja, akurasi, kecepatan, bahan yang digunakan dan beberapa faktor lain. Salah satu jenis 3D *print* adalah SLA (*stereolithography*). 3D *print* SLA dalam proses pencetakan objeknya menggunakan laser untuk mengeringkan resin cair dibawah sinar UV dan dengan 3D *print* berjenis SLA ini dimungkinkan pembuatan objek dengan detail yang sangat tinggi dan permukaan yang halus. Dalam proses pencetakan objek, resin yang digunakan dapat dicampur dengan resin lain yang memiliki jenis berbeda seperti contohnya resin standar dengan resin lentur. Pencampuran resin dengan jenis yang berbeda dilakukan untuk tujuan untuk membuat benda yang kompleks namun masih memiliki karakteristik elastomer (Dyakasa et al., 2024). Dengan kemungkinan campuran resin dan kemampuan cetak 3D *print* SLA maka dimungkinkan dalam pencetakan pembuluh darah arteri koroner. Dengan adanya data *cardiovascular computed tomography* (CT) dan *magnetic resonance imaging* (MRI) pembuatan model 3D *print* dari pembuluh darah arteri koroner dapat dilakukan (Otton et al., 2017).

Untuk pembuatan model pembuluh darah arteri koroner diperlukan adanya beberapa acuan seperti ukuran diameter dari arteri koroner dan aorta serta ketebalan dinding arteri koroner. Penelitian tentang arteri koroner banyak ditemukan di berbagai sumber dan berdasarkan beberapa jurnal penelitian tentang ukuran diameter dari arteri koroner, didapatkan bahwa rentang ukuran diameter arteri koroner kiri yaitu 3,7 mm – 5,1 mm dan rentang ukuran diameter arteri koroner kanan adalah 2,55 mm – 3,75 mm. Untuk diameter aorta berada pada rentang ukuran 25 mm – 35mm pada kondisi normal. Sedangkan Rentang ukuran ketebalan dinding pembuluh darah arteri koroner adalah 0,6 mm hingga 1,2 mm untuk

keadaan normal dan 1,5 mm hingga 1,9 mm untuk pasien penderita *Ateroklerosis* (Gradus-Pizlo et al., 2003).

Acaun lain yang digunakan untuk membuat model pembuluh darah arteri koroner yang mana diharapkan dapat merepresentasikan atau mendekati arteri koroner asli adalah profil permukaan atau tingkat kekasaran permukaan dari model. Pada arteri koroner asli nilai rata-rata kekasaran atau *Roughness Average* (Ra) permukaanya berada pada rentang 0,65 μm – 1,85 μm dalam keadaan terhidrasi dan berada pada rentang 1,35 μm – 2,5 μm jika tidak terhidrasi dengan baik (Burton & Espino, 2019). Untuk ringkasan dari keseluruhan tinjauan pustaka dapat dilihat pada Tabel 2-1.

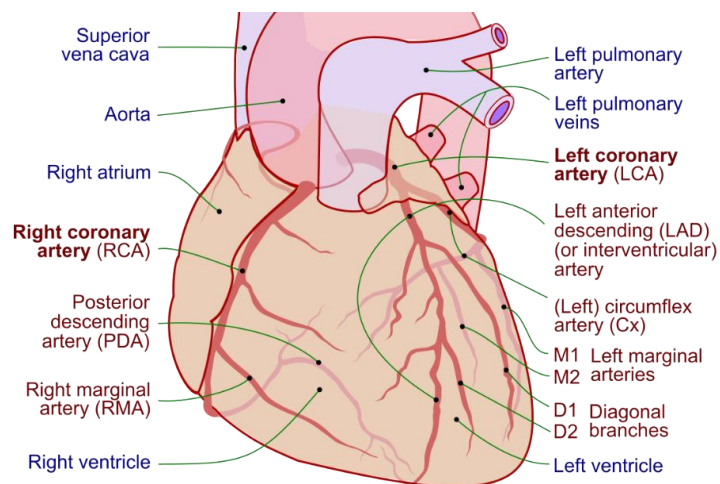
Tabel 2-1 Ringkasan Tinjauan Pustaka

Tahun	Judul	Penulis
1999	<i>Intracoronary stenting: An overview for the clinician</i>	Steven P. Marso, Stephen G. Ellis, Russel Raymond
2003	<i>Left Anterior Descending Coronary Artery Wall Thickness Measured by High-Frequency Transthoracic and Epicardial Echocardiography Includes Adventitia</i>	Irimina Gradus-Pizlo, Brian Bigelow, Yousuf Mahomed, Stephen G. Sawada, Karen Rieger, Harvey Feigenbaum
2011	<i>Long-term effectiveness and safety of sirolimus drug-eluting stents</i>	Mahesh Bikkina, Jayanth Koneru
2014	<i>Balloon Angioplasty – The Legacy of Andreas Grüntzig, M.D. (1939–1985)</i>	Matthias Barton, Johannes Grüntzig, Marc Husmann, Josef Rösch
2016	Pemodelan Ekspansi stent Jantung Dengan Balon Hyper-Elastis	Donny Suryawan, Suyitno
2017	<i>State of the art: Coronary artery stents - Past, present and future</i>	Giulio G. Stefanini, Robert A. Bryne, Stephan Windecker, Adnan Kastrati
2017	<i>3D printing from cardiovascular CT: A practical guide and review</i>	James M. Otton, Nicolette S. Birbara, Tarique Hussain, Gerald Greil, Thomas A. Foley, Nalini Pather
2019	<i>The Effect of Mechanical Overloading on Surface Roughness of the Coronary Arteries</i>	Hanna E. Burton dan Daniel M. Espino
2022	<i>3D bioprinting and its innovative approach for biomedical</i>	Swikriti Tripathi, Subham Shekhar Mandal, Sudepta Bauri, Pralay Maiti
2024	Investigasi Eksperimental Karakteristik Kekuatan Tarik Resin Fleksibel Untuk Aplikasi 3D Printing	Gilang Argya Dyaksa, Achilleus Hermawan Astyanto, Felix Krisna Aji Nugraha, Oktavianus Nekson Hermawan, Mahendra Pratama Putra

2.2 Dasar Teori

2.2.1 Arteri Koroner

Arteri koroner adalah pembuluh darah yang memiliki tugas menyuplai darah yang mengandung oksigen dan nutrisi ke otot jantung (miokardium). Arteri koroner memiliki dua cabang utama yang bercabang dari aorta yaitu arteri koroner kiri atau *Left Main (LM)* dan arteri koroner kanan atau *Right Coronary Artery (RCA)*. Arteri koroner kiri memiliki dua cabang yaitu arteri menurun anterior kiri atau disebut *Left Anterior Descending (LAD)* dan arteri sirkumfleksa kiri atau *Left Circumflex Artery (LCX)*. Dari dua cabang utama arteri terdapat banyak cabang kecil untuk menjangkau seluruh bagian jantung (Widea Pratiwi et al., 2018). Arteri Arteri koroner memiliki beberapa sifat khusus seperti elastisitasnya yang tinggi sehingga dinding elastis arteri memungkinkan untuk mengakomodasi adanya perubahan tekanan darah selama siklus jantung, arteri koroner dapat melebar (*vasodilatasi*) dan menyempit (*vasokontraksi*) sesuai kebutuhan jantung, memiliki cabang dan distribusi yang luas, memberikan suplai selama otot jantung rileks (*diastolik*) (Sa'adah, 2018). Pembuluh darah arteri koroner memiliki jenis dan ukuran yang berbeda bergantung pada jenis kelamin, usia dan jenis dari arteri koroner. Nama dari bagian-bagian arteri koroner dapat dilihat pada Gambar 2-1.



Gambar 2-1 Pembuluh Darah Arteri Koroner pada Jantung Manusia

Sumber: (Wikipedia, 2025)

Berdasarkan ukurannya, arteri koroner dapat dipengaruhi oleh banyak faktor. Faktor yang mempengaruhi ukuran baik diameter, panjang dan tebal dinding pembuluh arteri koroner mencakup dari aspek fisiologis, genetik, patologis, metabolik dan aspek-aspek lainnya. Dari aspek fisiologis, faktor yang mempengaruhi dapat berupa jenis kelamin, usia dan aktivitas fisik. Aspek lain yang dapat mempengaruhi ukuran arteri koroner sebagai contoh adalah aspek metabolik seperti apakah individu tersebut mengalami diabetes atau obesitas (Mehrotra et al., 2016).

Berdasarkan beberapa jurnal penelitian tentang ukuran diameter dari arteri koroner didapatkan bahwa rentang ukuran diameter arteri koroner kiri yaitu 3,7 mm – 5,1 mm dan rentang ukuran diameter arteri koroner kanan adalah 2,55 mm – 3,75 mm. Selain ukuran diameter, ketebalan dinding pembuluh darah arteri koroner juga memiliki rentang ukuran. Rentang ukuran ketebalan dinding pembuluh darah arteri koroner adalah 0,6 mm hingga 1,2 mm untuk keadaan normal dan 1,5 mm hingga 1,9 mm untuk pasien penderita *Ateroklerosis* atau adanya penyempitan dan pengerasan pembuluh darah arteri oleh penumpukan plak pada dinding pembuluh darah (Gradus-Pizlo et al., 2003). Untuk rentang dari ukuran diameter pembuluh darah arteri koroner dapat dilihat pada Gambar 2-2.

Segment	Mean Coronary Artery Diameter mm (+SD)		p-value
	Males (n=165)	Females (n=156)	
LMCA	4.43 (±0.60)	4.13 (±0.57)	<0.001*
Proximal Circumflex	3.20 (±0.52)	3.04 (±0.53)	0.008*
Distal Circumflex	2.59 (±0.55)	2.34 (±0.50)	0.009*
Obtuse Marginal	2.15 (±0.44)	2.05 (±0.45)	0.056*
Proximal LAD	3.46 (±0.46)	3.22 (±0.46)	<0.001*
Mid-LAD	2.89 (±0.47)	2.68 (±0.47)	<0.001*
Distal LAD	2.42 (±0.46)	2.20 (±0.44)	<0.001*
Diagonal	2.04 (±0.42)	1.98 (±0.39)	0.094
Proximal RCA	3.17 (±0.54)	3.04 (±0.55)	0.036*
Mid RCA	2.87 (±0.57)	2.75 (±0.55)	0.057*
Distal RCA	2.5 (±0.55)	2.42 (±0.53)	0.189
PDA	1.45 (±0.40)	1.39 (±0.38)	0.083
PLVB	1.59 (±0.37)	1.53 (±0.40)	0.023*

Gambar 2-2 Rentang Ukuran Diameter Pembuluh Darah Arteri Koroner

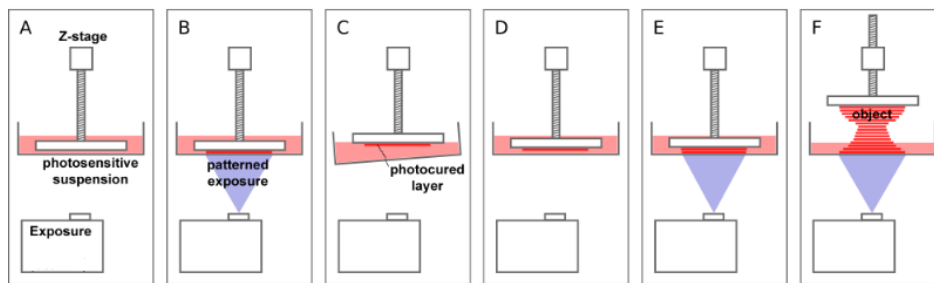
Sumber: (Mehrotra et al., 2016)

2.2.2 3D Print

3D *print* atau yang juga disebut sebagai *additive manufacturing* adalah teknologi produksi yang memungkinkan mencetak suatu model digital menjadi sebuah objek fisik melalui proses *layer by layer printing* bahan fabrikasi. Teknologi ini memungkinkan penggunaanya untuk membuat objek 3 dimensi sesuai dengan model digital yang ada. Dengan teknologi 3D *print* objek yang diproduksi dapat memiliki tingkat kompleksitas, detail dan ketelitian yang sangat tinggi dengan biaya yang diperluka relatif murah. Dengan adanya berbagai macam kelebihan maka teknologi 3D *print* dapat dimanfaatkan dalam berbagai bidang seperti contohnya pada bidang medis. Dikarenakan kemampuannya untuk membuat objek kompleks maka dalam dunia medis teknologi 3D *print* dapat dimanfaatkan untuk membuat prototipe organ tiruan seperti jantung, rahang, sendi dan anggota tubuh lain. Selain untuk pembuatan protoipe organ tubuh, teknologi ini dapat dimanfaatkan oleh dokter untuk mempelajari studi kasus sebelum dilakukannya tindakan operasi seperti pada proses pemasangan ring jantung (Pristiansyah & Herianto, 2018).

Salah satu jenis 3D *print* adalah 3D *print stereolithography* (SLA). 3D *print* SLA memanfaatkan teknologi laser dengan metode fotokimia dengan material *photopolymer* (polimer yang berubah sifat ketika terkena cahaya). Dengan 3D *print* SLA dimungkinkan pembuatan objek dengan detail yang sangat tinggi dan permukaan yang halus akan tetapi dalam proses percetakannya memerlukan tindakan tambahan seperti pencucian dan pemadatan objek hasil cetak dengan sinar UV. Pada proses percetakannya terdapat beberapa parameter seperti *exposure time*, *layer thickness*, *bottom exposure*, *off time* dan parameter lainnya. Pengaturan parameter ini sangat penting dalam proses pembuatan objek dikarenakan dari parameter-parameter inilah tingkat keakuratan, kekuatan dan hasil jadi objek ditentukan (umar et al., 2021). Dalam teknik SLA, sebuah prototipe dicetak dengan cara menembakkan laser ke permukaan wadah yang menampung cairan *photopolymer* (resin), cairan ini akan mengeras saat laser yang ditembakkan mengenai permukaannya. Setelah satu *layer* selesai dikerjakan, sebuah platform digerakkan turun beberapa milimeter dan sebuah penyapu (*recoater blade*) akan membersihkan sisa resin di permukaan, kemudian layer berikutnya dikerjakan

hingga akhirnya objek selesai diproduksi (Novarika et al., 2019). Metode fotokimia pada 3D *print* SLA yaitu mengeringkan resin dengan sinar UV. Ketika sinar UV mengenai resin maka campuran kimia resin akan saling terikat membentuk polimer sehingga terbentuk objek solid. Gambar 2-3 menunjukkan gambaran cara kerja dari mesin 3D *print* SLA.



Gambar 2-3 Proses 3D *Print* SLA

Sumber: (PCBWay, 2025)

2.2.3 CAD

Computer Aided Design atau CAD adalah perangkat lunak yang digunakan dalam mendesain produk selama fase desain proses *engineering*. Perangkat lunak ini memiliki banyak fasilitas dalam penggunaannya seperti pemilihan material, dimensi, proses dan nilai toleransi. Desain yang dibuat menggunakan CAD dapat berupa desain 2 dimensi maupun 3 dimensi dan desain dapat dilihat melalui berbagai proyeksi. Dengan adanya sistem CAD, *engineer* tidak perlu lagi menggambar manual desain produk. Penggunaan CAD dapat meningkatkan komunikasi antara desainer dan pembaca desain, meningkatkan kualitas desain dan produktivitas *engineer* (Izzati RM & Rizki, 2017). Dengan kemampuan CAD dalam membuat format 3D dengan hasil scan mengakibatkan luasnya kegunaan dan pemanfaatan CAD. CAD dapat dimanfaatkan dalam bidang medis seperti ortopedi, radiologi, neurologi dll. Format *file* dari CAD terdapat banyak jenisnya seperti SLDDRW, SLDPRT, STL dan masih banyak lainnya.

Format STL atau *Stereolithography* juga bisa disebut dengan *Standard Tessellation Language* dan *Standard Triangle Language* adalah jenis *file* yang digunakan dalam CAD untuk merepresentasikan objek tiga dimensi (3D). Format ini digunakan dalam aplikasi manufaktur berbasis 3D *printing*. *File* STL dibagi

menjadi 2 jenis yaitu ASCII dan Binary. Format STL berfungsi untuk menyimpan deskripsi data dari sebuah model berbentuk 3 dimensi dan format ini telah menjadi data input standar untuk segala jenis *rapid prototyping system* (Szilvási-Nagy & Mátyási, 2003). *File* STL adalah referensi tunggal dalam proses produk dengan 3D *Printer*. Sehingga kualitas dari *file* STL ini akan mempengaruhi hasil jadi dari objek 3D yang dihasilkan. *File* STL berukuran kecil dan ringan penyimpanan namun *file* STL hanya menyimpan tentang informasi geometris dan tidak memiliki informasi tentang warna, material atau tekstur dari desain 3D yang ada (Umar & Yaqin, 2020).

2.2.4 Pengujian Metrologi

Pengujian metrologi adalah proses pengujian yang berfokus pada pengukuran atau evaluasi yang dilakukan untuk memastikan ketepatan alat ukur dari segi akurasi, ketelitian, dan konsistensinya. Metrologi adalah ilmu yang mempelajari tentang teori dan aplikasi pengukuran. Dalam pengujian metrologi, tujuan utamanya adalah untuk melakukan pengukuran karakteristik geometris suatu produk dengan alat dan cara yang tepat sedemikian rupa sehingga hasil pengukurannya dianggap yang paling mendekati geometri sesungguhnya. Metrologi sangat penting dalam banyak bidang seperti contohnya bidang manufaktur, penelitian ilmiah, rekayasa dan bidang lainnya dikarenakan pengukuran akurat adalah dasar dari kualitas produk (Muchayar et al., 2016).

Pengujian metrologi terbagi menjadi beberapa jenis pengujian yaitu pengujian dimensi yang meliputi panjang, diameter, ketebalan dan parameter geometris lainnya, pengujian massa dan berat menggunakan timbangan, pengujian temperatur dan suhu menggunakan termometer, pengujian kekasaran permukaan menggunakan alat accretech dan pengujian lainnya. Dalam proses pengujian metrologi terdapat beberapa tahap yaitu pertama dengan adanya kalibrasi alat. Kalibrasi alat ukur diperlukan agar alat ukur sesuai dengan standar referensi alat ukur. Tahap kedua yaitu pengukuran, dilakukannya pengukuran terhadap suatu objek dengan alat ukur. Tahap ketiga yaitu analisis ketidakpastian pengukuran. Pada tahap analisis ini dilakukan perhitungan tingkat ketidakpastian dalam data hasil ukur untuk memberikan kepercayaan yang lebih baik terhadap data hasil

pengukuran. Dan tahap terakhir adalah pelaporan. Pada tahap terakhir ini dilakukan pelaporan dokumentasi hasil pengujian yang akan digunakan untuk verifikasi lebih lanjut (Junaidi, 2018).

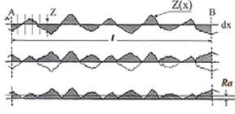
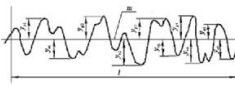
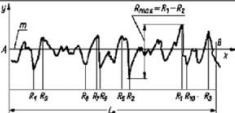
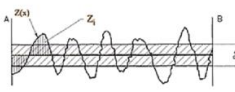
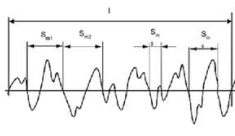
2.2.5 Pengujian Kekasaran Permukaan

Pengujian kekasaran permukaan adalah cabang dari pengujian metrologi yang mempelajari dan mengukur sampel berskala kecil pada permukaan. Pengujian kekasaran permukaan merupakan proses pengukuran tingkat ketidakteraturan atau tekstur permukaan suatu produk atau material. Kekasaran permukaan mengacu pada ketidakteraturan dari suatu permukaan (Ambare et al., 2019). Dari pengujian kekasaran permukaan didapatkan hasil berupa nilai kekasaran permukaan atau *Surface Roughness* (Ra) yang mana Ra merupakan parameter kekasaran yang paling banyak digunakan secara internasional. Ra digunakan untuk menggambarkan ketidakteraturan permukaan yang dilakukan pengujian kekasaran permukaan.

Terdapat beberapa metode dan perangkat pengukuran untuk melakukan pengujian kekasaran permukaan. Secara umum, alat uji kekasaran permukaan dibagi menjadi dua kelompok utama, yaitu metode dan perangkat uji kontak dan non-kontak. Perangkat pengujian kekasaran permukaan pada umumnya dikelompokkan berdasarkan metode pengukuran dan evaluasi kekasaran permukaannya (Palová et al., 2023). Salah satu metode pengukuran kontak adalah alat yang menggunakan stylus atau jarum kecil dan bisa juga berupa ujung tajam yang bersentuhan langsung dengan permukaan sampel selama proses pengukuran. Dan untuk pengukuran non-kontak terdapat berbagai metode dan perangkat seperti contohnya *laser triangulation*, *interferometri* optik, mikroskop konfokal dan mikroskop gaya atom (*atomic force microscopy*) yang merupakan metode pengukuran paling akurat.

Pada pengujian kekasaran permukaan, terdapat beberapa parameter yang digunakan untuk memberikan gambaran mengenai tekstur permukaan yang dilakukan pengujian. Parameter tersebut diantaranya adalah *roughness average* (Ra), *ten-point height of irregularities* (Rz), *root mean square roughness* (Rq), *maximum roughness height* (Rmax), *mean spacing of profile irregularities* (RSM)

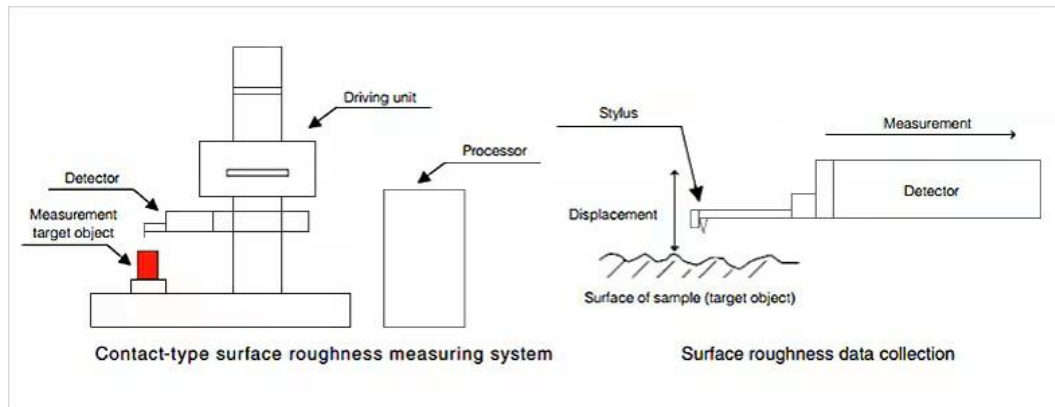
dan parameter lainnya (Rudawska & Miturska, 2018). Pada Gambar 2-4 dapat dilihat beberapa parameter dalam pengujian kekasaran.

	Definition	Measurement scheme	Calculations
Ra	Average profile deviation from the average line measured along the roughness sampling length or measuring length		$Ra = \frac{1}{l} \int_A^B Z(x) dx$ $\approx \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Z_i $
Rz	Roughness height from the average line along the roughness sampling length or measuring length		$Rz = \frac{\sum_{i=1}^5 y_{pi} + \sum_{i=1}^5 y_{vi} }{5}$
Rmax	Maximum roughness height		$Rmax = R_1 - R_2$
Rq	Average profile square deviation from the average line along the roughness sampling length or the measuring length		$Rq = \sqrt{\frac{1}{l} \int_0^l Z^2(x) dx}$ $\approx \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Z_i^2}$
RSm	Average value from mean spacing of irregularities RSmi occurring in the range of the roughness sampling length l		$RSm = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Rsmi$

Gambar 2-4 Parameter Pengujian Kekasaran

Sumber: (Rudawska & Miturska, 2018)

Pengujian kekasaran permukaan dengan menggunakan perangkat uji kontak memiliki berbagai berjenis *surface texture measuring instrument*. *Surface texture measuring instrument* adalah alat yang digunakan untuk mengukur kekasaran dan tekstur permukaan suatu material. Alat ini memeriksa karakteristik mikro dari permukaan, seperti ketidakteraturan atau pola, yang dapat memengaruhi fungsi dan kinerja material atau komponen. Fungsi utama dari alat ini adalah untuk mengukur kekasaran permukaan yaitu menentukan parameter kekasaran seperti Ra, Rz dan Rq yang menggambarkan rata-rata, puncak atau variabilitas permukaan. Fungsi lain dari alat ini adalah untuk melakukan analisis tekstur permukaan dan pengendalian kualitas. Ilustrasi dari *surface texture measuring instrument* dapat dilihat pada Gambar 2-5.



Gambar 2-5 *Surface Texture Measuring Instrument*

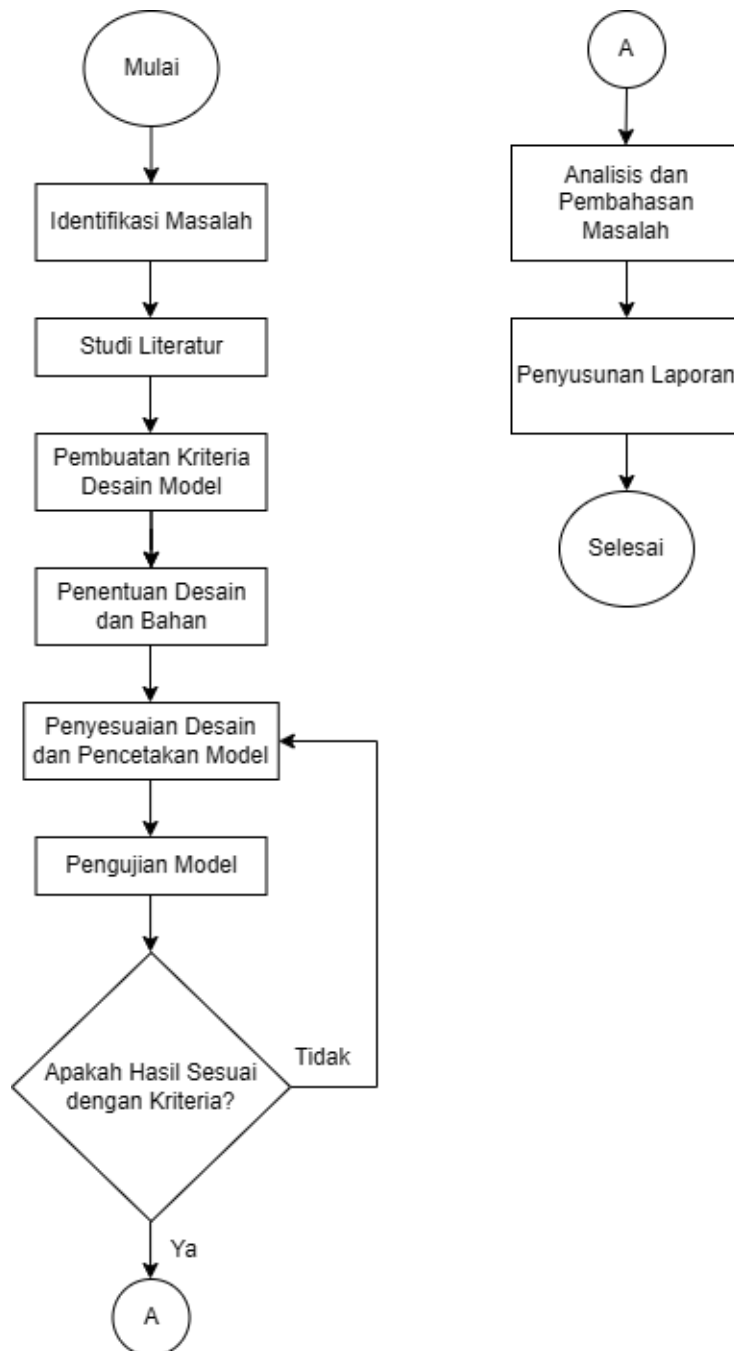
Sumber: (Keyence Eu, 2025)

BAB 3

METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

Alur penelitian yang digunakan pada penelitian dapat dilihat pada Gambar 3-1.



Gambar 3-1 Diagram Alir Metode Penelitian

3.2 Kriteria Desain

1. Diameter pembuluh darah arteri koroner kiri berada pada rentang 3,7 mm – 5,1 mm.
2. Diameter pembuluh darah arteri koroner kanan berada pada rentang 2,55 mm – 3,75 mm.
3. Diameter aorta berada pada rentang 25 mm – 35 mm.
4. Tebal dinding pembuluh darah arteri koroner pada bagian LAD dan LCX berada pada rentang 0,6 mm – 1,2 mm.
5. Nilai kekasaran permukaan (Ra) model berada pada rentang 0,65 μm – 1,85 μm .

3.3 Peralatan dan Bahan

Terdapat beberapa peralatan yang digunakan dalam proses penelitian, seperti yang dapat dilihat pada Tabel 3-1.

Tabel 3-1 Peralatan

No.	Peralatan	Fungsi
1	Laptop	Perangkat utama dalam keseluruhan proses desain serta pengaturan perangkat lunak
2	Solidworks 2022	Perangkat lunak untuk membuat desain dan model spesimen
3	Anycubic Photon Workshop	Perangkat lunak untuk mengatur paramter mesin 3D <i>print</i>
4	<i>Mixer</i>	Digunakan untuk mengaduk campuran resin agar tercampur merata
5	Mesin 3D <i>Print</i> SLA	Digunakan untuk mencetak model produk
6	Mesin <i>Curing</i> 3D <i>Print</i>	Digunakan untuk mengeringkan model yang telah dicetak

7	<i>Flashdisk</i>	Digunakan untuk menyimpan file model 3D <i>print</i> yang akan dicetak
8	<i>Vernier Calliper</i>	Digunakan untuk mengukur model yang sudah dicetak
9	<i>Tachometer</i>	Digunakan untuk mengukur besar kecepatan putaran <i>mixer</i>
10	Gelas Ukur 50 ml	Digunakan untuk mengukur kapasitas volume bahan resin
11	Gelas Plastik	Digunakan sebagai wadah selama proses pencampuran bahan resin
12	Lem Tembak	Digunakan untuk merekatkan <i>mixer</i> pada permukaan datar
13	Sekop Besi & Plastik	Digunakan untuk melepas spesimen dari benda kerja mesin 3D <i>print</i>
14	Botol Plastik	Digunakan sebagai wadah penyimpanan campuran bahan resin
15	Saringan	Digunakan untuk menyaring kotoran serta bagian resin yang mengeras
16	Corong	Digunakan sebagai alat bantu untuk menuangkan resin ke dalam wadah
17	Nampan Plastik	Digunakan sebagai wadah sementara spesimen cetak yang masih basah
18	<i>Surface Texture Measuring Instruments</i>	Digunakan untuk menguji kekasaran permukaan model

Adapun bahan-bahan yang digunakan dalam proses penelitian dapat dilihat pada Tabel 3-2.

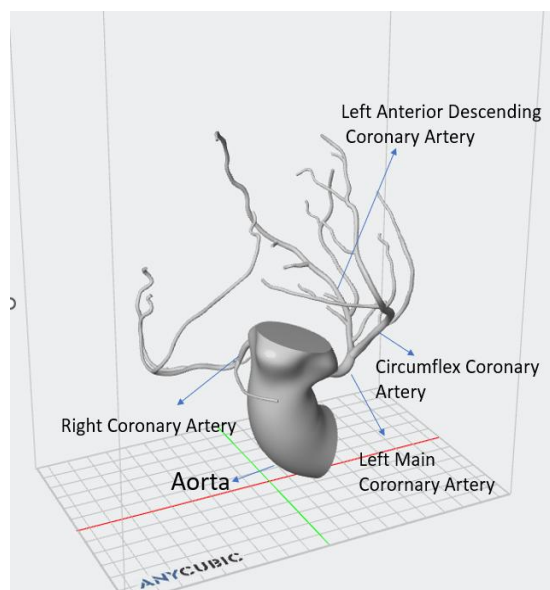
Tabel 3-2 Bahan

No.	Bahan	Fungsi
1	File Model Pembuluh Darah Arteri Koroner dan Aorta	Sebagai bahan utama dalam penelitian

2	Resin Standar eSUN Clear SLA	Sebagai bahan campuran dalam pembuatan model
3	Resin Lentur Monocure <i>Flex</i> 100	Sebagai bahan campuran dalam pembuatan model
4	<i>Isopropyl Alcohol</i> (IPA)	Digunakan untuk membersihkan sisa resin hasil 3D <i>print</i>
5	Sarung Tangan Plastik	Digunakan untuk melindungi tangan dari terkena paparan resin

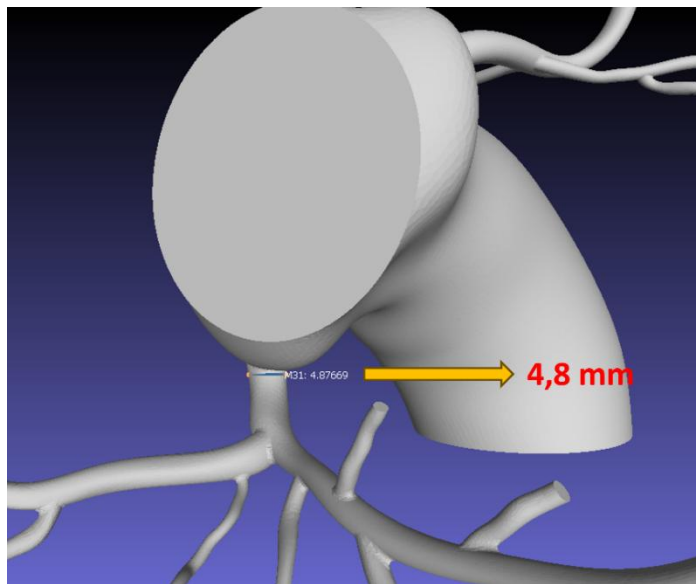
3.4 Pemilihan dan Penyesuaian Desain Model

Pemilihan model pembuluh darah arteri koroner dilakukan dengan acuan desain dapat menggambarkan model asli dari pembuluh darah arteri koroner asli. Desain memiliki bagian aorta dan arteri koroner yang minimal terdiri dari arteri koroner kanan atau *right coronary artery* (RCA), arteri koroner kiri atau *left coronary artery* (LCA), *left anterior descending* (LAD), dan *left circumflex artery* (LCX). Desain yang berada pada Gambar 3-2 telah dapat merepresentasikan model dari pembuluh darah arteri koroner karena memiliki bagian-bagian yang digunakan sebagai acuan.



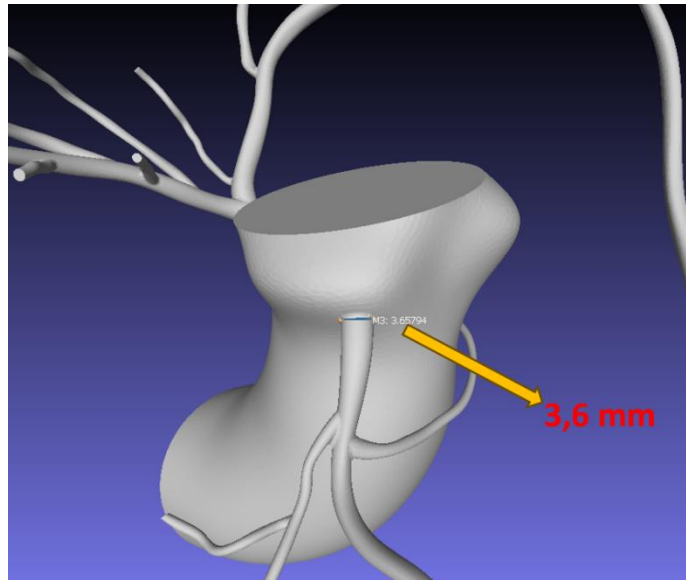
Gambar 3-2 Desain Pembuluh Darah Arteri Koroner

Jika sudah didapatkan desain yang dapat menggambarkan arteri koroner sesuai dengan arteri koroner asli, langkah selanjutnya adalah mencari acuan tentang ukuran dari arteri koroner. Ukuran yang dicari acuannya adalah RCA, LCA dan aorta. Acuan ukuran yang didapatkan adalah RCA dengan rentang ukuran 2,55 mm – 3,75 mm, LCA dengan rentang ukuran 3,7 mm – 5,1 mm dan aorta dengan rentang ukuran 25 mm – 35mm. Setelah mendapatkan acuan ukuran maka proses selanjutnya adalah melakukan pengecekan ukuran dari desain yang mana dalam penelitian kali ini memanfaatkan *software* Meshlab. Pengukuran dimulai dengan pengukuran diameter *left coronary artery* dan dapat dilihat pada Gambar 3-3.



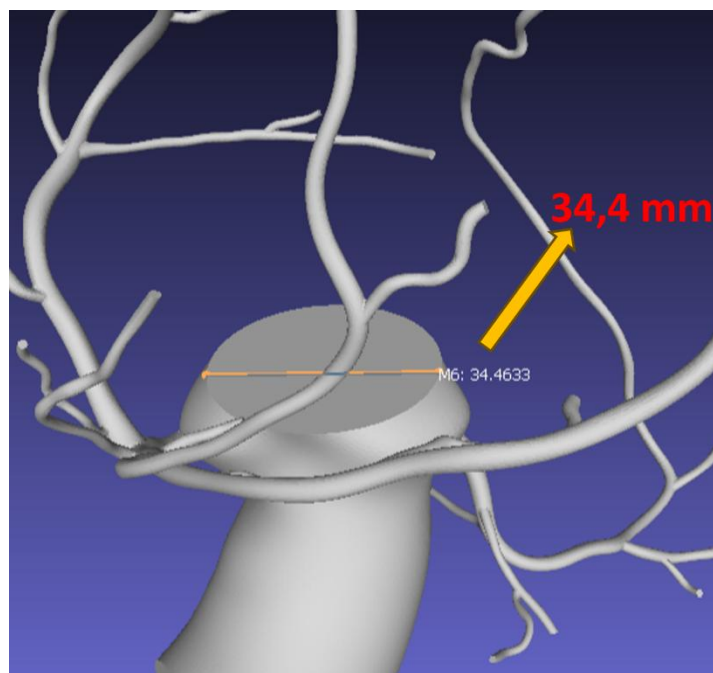
Gambar 3-3 Pengukuran Diameter *Left Coronary Artery* pada Desain

Setelah diameter dari *left coronary artery* diukur dan didapatkan hasil yaitu 4,8 mm maka acuan selanjutnya adalah mengukur diameter *right coronary artery*. Pengukuran pada *software* Meshlab dapat dilihat pada Gambar 3-4.



Gambar 3-4 Pengukuran Diameter *Right Coronary Artery* pada Desain

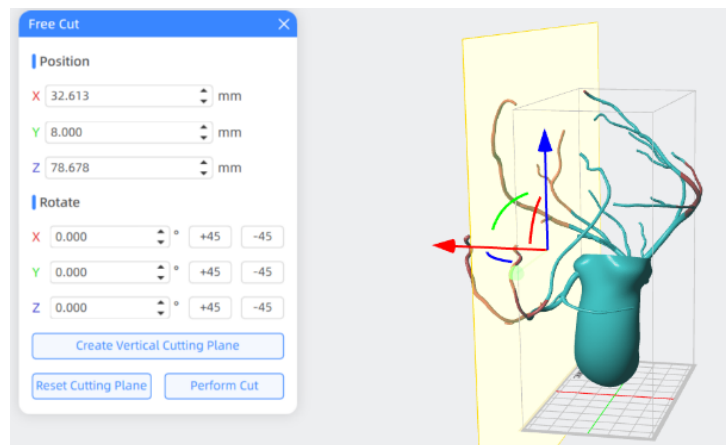
Dari pengukuran *right coronary artery* didapatkan hasil ukuran diameter adalah 3,6 mm. Acuan berikutnya yang digunakan untuk menyesuaikan ukuran desain dengan arteri koroner asli adalah aorta. Maka dari itu langkah selanjutnya adalah mengukur diameter aorta yang dapat dilihat pada Gambar 3-5.



Gambar 3-5 Pengukuran Diameter Aorta pada Desain

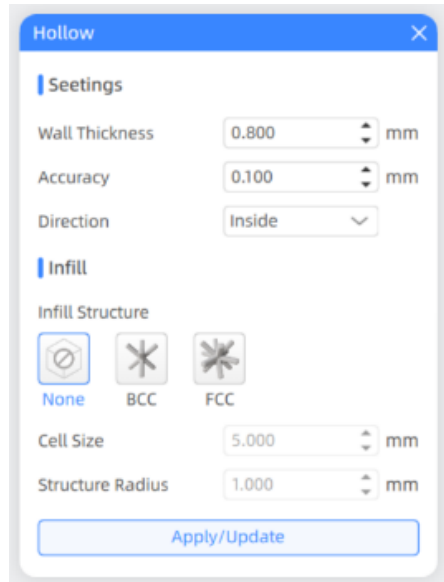
Scale ukuran desain model yang diukur pada gambar 3-3, 3-4 dan 3-5 menggunakan scale 100% dari *scale* model awal dan tidak dilakukan perubahan

scale desain. Setelah ukuran dari desain sudah sesuai dengan arteri koroner asli maka langkah selanjutnya adalah menyesuaikan desain model dengan mesin 3D *print*. Mesin 3D *print* yang digunakan dalam penelitian kali ini adalah mesin Anycubic Photon. Penyesuaian desain diawali dengan pemotongan bagian model yang tidak memenuhi kapasitas area cetak mesin 3D *print* yang digunakan. Pemotongan desain dilakukan menggunakan *software* Anycubic Photon Workshop dan memanfaatkan fitur *free cut* pada *software*. Pemotongan desain dapat dilihat pada Gambar 3-6.



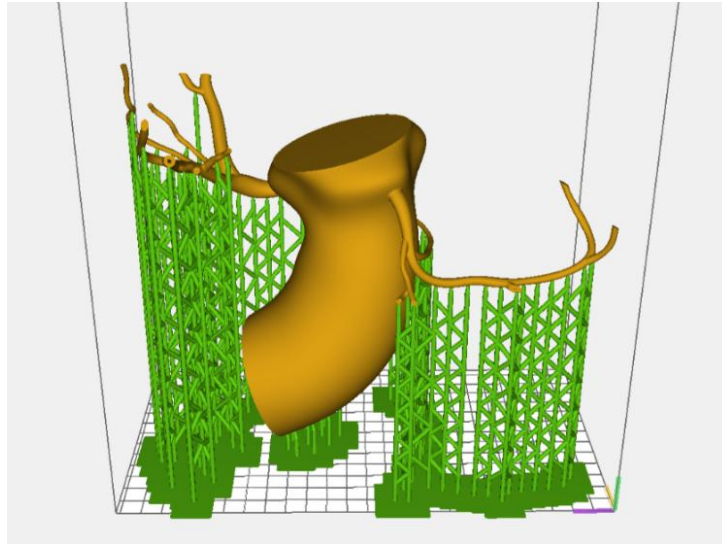
Gambar 3-6 Pemotongan Desain Model Pembuluh Arteri Koroner

Ketika desain model sudah sesuai dengan kapasitas area *print* dari mesin 3D *print* yang digunakan, langkah berikutnya adalah menambahkan rongga pembuluh darah pada desain model. Penambahan rongga pembuluh darah dapat dilakukan dengan memanfaatkan fitur *hollow* pada *software* Anycubic Photon Workshop. Pengaturan dari fitur *hollow* dapat dilihat pada Gambar 3-7.



Gambar 3-7 Pemberian Rongga Pembuluh Darah pada Desain Model Pembuluh Arteri Koroner

Ketika desain model pembuluh darah arteri koroner telah dapat menggambarkan arteri koroner asli dengan acuan ukuran diameter LCA, RCA, aorta dan juga tebal dinding pembuluh darah telah sesuai maka fitur terakhir yang dilakukan adalah dengan menambahkan *support* pada desain untuk proses pencetakan. Penambahan *support* pada desain yang digunakan dilakukan dengan menggunakan *software* Anycubic Photon Slicer. *Support* pada model menggunakan pengaturan Auto-Support medium dan nilai *support density* sebesar 30% dan *support angle* sebesar 35°. Hasil dari desain model yang sudah ditambahkan *support* dapat dilihat pada Gambar 3-8.



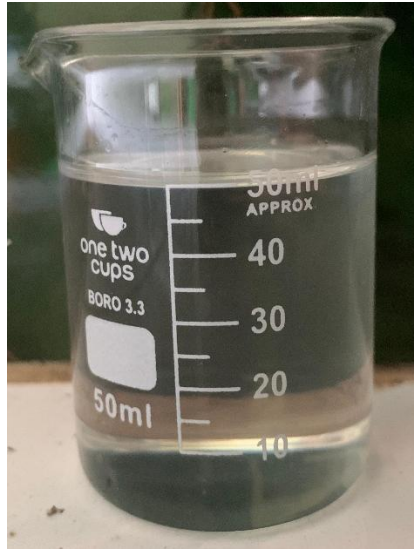
Gambar 3-8 Pemberian *Support* pada Model Pembuluh Darah Arteri Koroner

3.5 Pencampuran Bahan Resin

Proses dilakukan dengan mencampur dua jenis resin yaitu resin jenis standar dengan resin berjenis *flex* atau lentur, tahapan-tahapan yang dilakukan untuk mencampur kedua resin adalah sebagai berikut:

3.5.1 Pengukuran Volume Resin

Proses pertama yang dilakukan sebelum proses pencampuran kedua resin adalah dengan mengukur volume dari resin yang akan dicampurkan. Total volume dari resin yang akan dicampurkan adalah 50 ml. Total volume 50 ml didapatkan berdasarkan kebutuhan resin yang digunakan dalam mencetak model dan ditambahkan cadangan resin. Pada Gambar 3-9 dapat dilihat proses pengukuran volume resin yang menggunakan gelas ukur. Estimasi kebutuhan resin untuk mencetak pada *software* anycubic photon workshop adalah sebesar 23,102 ml.



Gambar 3-9 Pengukuran Volume Resin Dengan Gelas Ukur

3.5.2 Pengadukan Campuran Bahan Resin

Setelah volume resin telah diukur menggunakan gelas ukur dan alat suntik, kemudian kedua jenis resin digabungkan dalam satu wadah yang akan digunakan sebagai media pengadukan yang dilakukan dengan menggunakan alat *mixer*. Spesifikasi dari *mixer* yang digunakan adalah kecepatannya sebesar 1.326 rpm. Ketika *mixer* digunakan dalam proses pengadukan, *mixer* harus dalam keadaan stabil dan diletakkan pada bidang datar. Pengadukan dilakukan dengan waktu lima menit diukur menggunakan *stopwatch*. Proses pengadukan resin dapat dilihat pada Gambar 3-10.



Gambar 3-10 Pengadukan Campuran Resin Menggunakan Mixer

3.5.3 Penyaringan Campuran Resin

Setelah proses pengadukan resin telah selesai, langkah selanjutnya adalah menyaring hasil pengadukan resin. Resin yang telah diaduk disaring menggunakan saringan yang memiliki lubang saring kecil sehingga campuran resin bersih dari kotoran dan ketika ada sisa resin yang mengeras dapat disingkirkan. Campuran resin harus bersih dari resin yang mengeras dikarenakan dengan adanya resin yang mengeras dapat mengakibatkan kegagalan atau kecacatan dari model yang akan dicetak. Proses penyaringan resin dapat dilihat pada Gambar 3-11.



Gambar 3-11 Penyaringan Campuran Resin

3.5.4 Pemindahan Campuran Resin ke Wadah

Proses setelah campuran resin disaring adalah pemindahan resin ke wadah penyimpanan seperti yang dapat dilihat pada Gambar 3-12. Wadah yang telah berisi campuran resin harus disimpan pada tempat yang memiliki suhu ideal ruangan sebesar kurang lebih 26° celcius dan tidak terkena sinar matahari baik secara langsung maupun tidak langsung sehingga resin yang ada di dalam wadah tidak mengeras dan tidak terjadi perubahan sifat resin.



Gambar 3-12 Pemindahan Campuran Resin ke Dalam Wadah

3.6 Pencetakan Model

Langkah pertama dalam melakukan pencetakan model adalah dengan menyesuaikan parameter pengaturan mesin 3D *print*. Pengaturan parameter harus disesuaikan dengan jenis resin yang digunakan. Adapun parameter yang digunakan dalam proses pencetakan model dapat dilihat pada tabel 3-3. Parameter tersebut didapatkan berdasarkan *datasheet* rekomendasi yang dikeluarkan oleh produsen resin yang digunakan.

Tabel 3-3 Parameter 3D *Print*

Parameter	Nilai
<i>Layer Thickness</i>	0,05 mm
<i>Normal Exposure Time</i>	10 s
<i>Off Time</i>	2 s
<i>Bottom Exposure Time</i>	60 s
<i>Bottom Layers</i>	8

Mesin 3D *print* yang digunakan dalam proses penelitian adalah Anycubic Photon yang merupakan mesin 3D *print* berjenis *stereolithography*. Gambar 3-13 menunjukkan mesin 3D *print* Anycubic Photon berjenis SLA.



Gambar 3-13 Mesin 3D print Anycubic Photon Berjenis SLA

Proses pencetakan model diestimasi pada *software* Anycubic Photon Slicer selama tujuh jam. Hasil dari proses pencetakan model pembuluh darah arteri koroner yang telah selesai dapat dilihat pada Gambar 3-14.



Gambar 3-14 Hasil Proses Cetak Model Pembuluh Darah Arteri Koroner

Ketika proses pencetakan model sudah selesai, maka langkah berikutnya adalah melepas model dari plat pencetak menggunakan sekop besi kemudian membersihkan model hasil cetak dengan menyemprotkan cairan isopropil alkohol

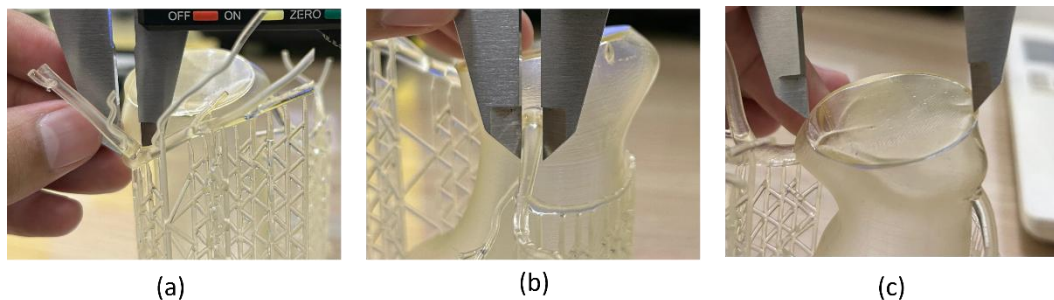
ke model hasil cetak. Setelah dibersihkan maka model hasil cetak dikeringkan dengan menggunakan mesin curing seperti yang dapat dilihat pada Gambar 3-15 dengan suhu 45°C selama 15 menit.



Gambar 3-15 Mesin Curing

3.7 Pengujian Model

Proses pengujian model diawali dengan pengukuran model menggunakan alat ukur *vernier calliper*. Pengujian dilakukan pada bagian diameter LCA, RCA dan aorta. Pengukuran dilakukan sebanyak tiga kali pada setiap bagian untuk mendapatkan perbandingan hasil pengukuran. Pengukuran dapat dilihat pada Gambar 3-16 (a) untuk pengukuran diameter LCA, 3-16 (b) untuk pengukuran diameter RCA dan 3-16 (c) untuk pengukuran diameter aorta. Pengukuran ini dimaksudkan untuk melihat apakah hasil cetak model sesuai dengan desain yang sudah dibuat dan memenuhi ketercapaian dari kriteria desain yang sudah ditentukan.



Gambar 3-16 (a) Pengukuran Diameter LCA **(b)** Pengukuran Diameter RCA **(c)** Pengukuran Diameter Aorta

Setelah pengukuran diameter selesai dilakukan, langkah berikutnya adalah pengukuran dari ketebalan dinding arteri koroner pada model. Pengukuran dinding arteri koroner dimaksudkan untuk mengetahui apakah hasil cetak model telah sesuai dengan desain yang sudah diterapkan fitur *hollow* untuk mengatur ketebalan dinding model. Pengukuran ketebalan dinding arteri koroner dapat dilihat pada Gambar 3-17.



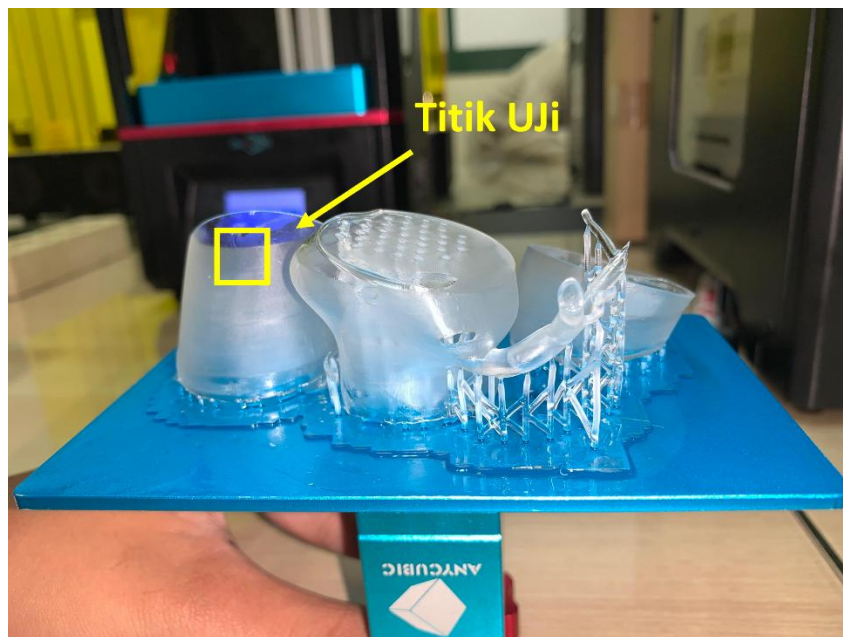
Gambar 3-17 Pengujian Ketebalan Dinding Arteri Koroner pada Model

Setelah pengukuran ketebalan dinding sudah dilakukan, maka tahap selanjutnya adalah pengujian kekasaran permukaan. Pengujian kekasaran permukaan dilakukan pada titik lokasi acak pada model. Pemilihan titik lokasi secara acak memiliki maksud bahwa diharapkan titik lokasi acak tersebut dapat digunakan untuk mewakili gambaran tingkat kekasaran dari model secara keseluruhan. Proses pengujian kekasaran permukaan dapat dilihat pada Gambar 3-18.



Gambar 3-18 Pengujian Kekasaran Permukaan

Pengujian kekasaran ini bertujuan untuk melihat profil permukaan dari model. Tujuan pengujian ini adalah melihat apakah model yang sudah dicetak memiliki tingkat kekasaran permukaan mendekati dengan kekasaran permukaan arteri koroner dan aorta asli. Pengujian kekasaran permukaan dilakukan pada titik uji acak dengan panjang 3 mm dengan harapan dapat merepresentasikan kekasaran permukaan pada bagian lain. Data yang diperoleh diharapkan dapat memberikan gambaran mengenai kekasaran pada seluruh bagian model. Hasil pengujian kekasaran ini nantinya dapat digunakan sebagai evaluasi untuk proses pencetakan model menggunakan 3D *print*. Dengan pengujian ini, diharapkan diperoleh data yang objektif tentang kualitas profil permukaan dari model pembuluh darah arteri koroner dan dapat digunakan sebagai referensi dalam peningkatan kualitas model. Untuk titik lokasi pengujian model dapat dilihat pada Gambar 3-19.



Gambar 3-19 Titik Lokasi Pengujian Kekasaran Permukaan Model

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Pembuatan Model

Proses pembuatan model dilakukan dengan mesin 3D *print* Anycubic Photon berjenis SLA dengan resin campuran. Pada proses pencetakan model ini resin yang digunakan untuk membuat campuran resin adalah resin berjenis standar yaitu resin eSUN Standar dan resin lentur Monocure *Flex* 100 dengan perbandingan volume 50 : 50. Dalam proses cetak diestimasikan membutuhkan resin sebanyak 23,102 ml. Estimasi jumlah resin yang digunakan didapatkan dari *software* Anycubic Photon Slicer. Untuk menghindari kekurangan resin selama proses percetakan yang dapat berakibat pada kegagalan pencetakan model, maka resin yang digunakan dalam proses ditentukan sebanyak 50ml. Hasil dari proses cetak model pembuluh darah arteri koroner dapat dilihat pada Gambar 4-1.



Gambar 4-1 Hasil Print Model Pembuluh Darah Arteri Koroner

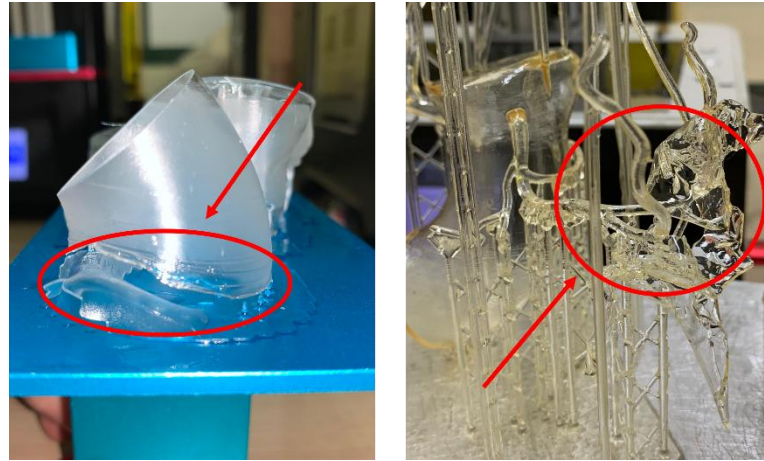
Dari hasil cetak model dapat dilihat bahwa model memungkinkan dicetak menggunakan mesin 3D *print*. Hasil cetak model yang ada sudah sesuai dengan desain yang digunakan dikarenakan model memiliki bagian-bagian dari desain seperti *left coronary artery* (LCA), *right coronary artery* (RCA) dan aorta. Bentuk-

bentuk dari bagian model hasil cetak telah sesuai seperti desain yang digunakan meskipun terdapat kecacatan dalam hasil jadinya. Pada proses pencetakan model, model hasil cetak ternyata memiliki beberapa kekurangan. Pada bagian aorta terdapat kecacatan berupa lubang. Kecacatan dari model dapat dilihat pada Gambar 4-2.



Gambar 4-2 Kecacatan Hasil Cetak

Dari Gambar 4-2 dapat dilihat bahwa terdapat kecacatan pada hasil cetak. Kecacatan hasil cetak berbentuk lubang yang terdapat pada bagian aorta dimana pada desain model, lubang tersebut tidak ada. Kecacatan hasil cetak model diduga diakibatkan oleh ketidakkonsistenan performa cetak dari mesin 3D *print* yang digunakan dan kecacatan tersebut berupa *random error*. Dugaan tersebut didapatkan berdasarkan adanya kecacatan pada hasil cetak model lainnya. Pada Gambar 4-3 dapat dilihat bahwa terdapat kecacatan hasil cetak model dari proses hasil cetak lainnya.



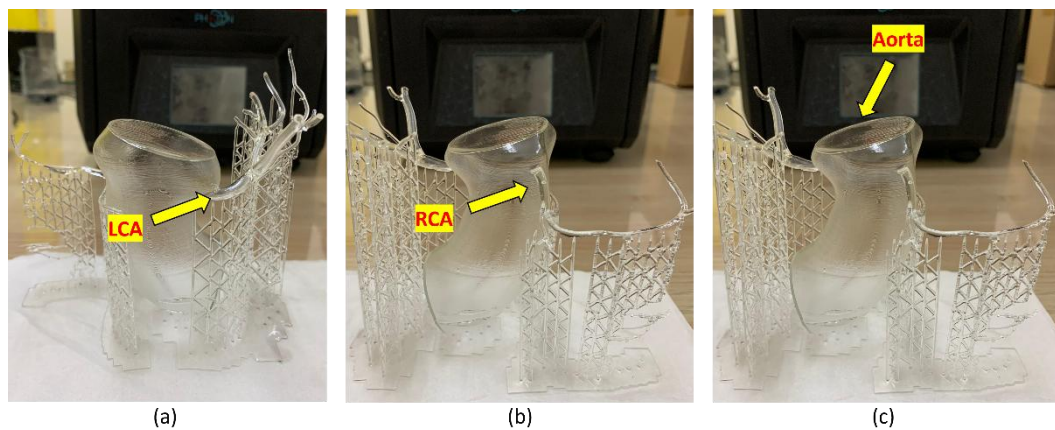
Gambar 4-3 Kecacatan Hasil Proses Cetak Lain

Berdasarkan hasil yang didapatkan dari pembuatan model pembuluh darah arteri koroner menggunakan 3D *print* dapat diketahui bahwa memungkinkan dibuatnya model atau alat peraga pembuluh darah arteri koroner dengan campuran resin standar dan resin lentur menggunakan teknologi 3D *print*, dilihat dari kecacatan model yang minim dan dapat diatasi dengan menggunakan mesin 3D *print* yang memiliki spesifikasi lebih baik. Untuk waktu yang digunakan dalam proses *curing* harus disesuaikan dengan resin yang digunakan untuk menghindari terjadinya overcuring yang dapat menyebabkan hasil cetak rapuh dan mudah rusak atau hancur serta dapat mengakibatkan adanya perubahan warna pada model cetak hasil 3D *print*. Dengan menggunakan mesin 3D *print* yang lebih baik dan memiliki area cetak yang lebih luas, dimungkinkan untuk membuat model lebih sempurna tanpa adanya kecacatan dan dapat mencetak model pembuluh darah arteri koroner secara menyeluruh tanpa perlu memotong beberapa bagian untuk menyesuaikan ukuran dengan area cetak mesin 3D yang digunakan.

4.2 Hasil Pengujian Geometri

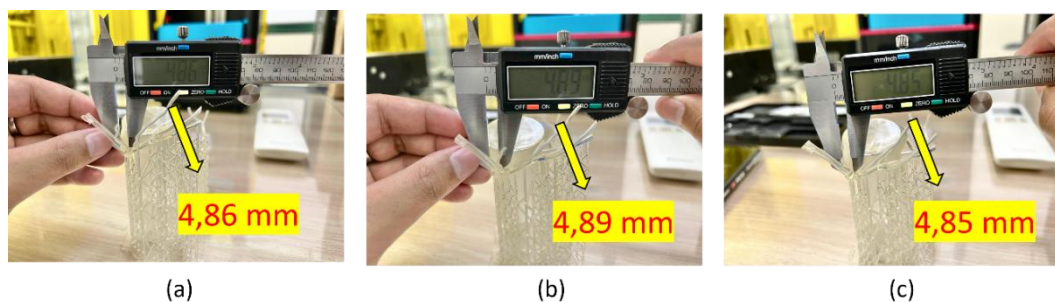
Proses pengujian geometri model pembuluh darah arteri koroner hasil 3D *print* dilakukan dengan mengukur diameter pada tiga bagian model dan melakukan pengukuran ketebalan dinding pembuluh darah arteri koroner model pada dua bagian. Bagian yang digunakan dalam pengukuran ini diharapkan dapat digunakan sebagai acuan untuk kesesuaian dimensi ukuran dari model yang dibuat. Tiga bagian yang digunakan dalam proses pengukuran diameter adalah *left coronary*

artery (LCA), right coronary artery (RCA) dan aorta. Pada setiap bagian dilakukan pengukuran sebanyak tiga kali supaya hasil dari pengukuran menunjukkan nilai yang lebih sesuai dan meminimalisir adanya ketidaksesuaian dalam proses pengukuran. Dan untuk hasil pengujian geometri model adalah berupa ukuran diameter dan ketebalan dinding model dari beberapa bagian yang telah ditentukan sebagai acuan kesesuaian antara ukuran pada desain dengan model dan model dengan kriteria desain yang ditentukan berdasarkan pembuluh darah arteri koroner asli. Pengukuran geometri model dilakukan dengan menggunakan alat ukur vernier caliper. Tiga bagian yang dilakukan pengukuran diameter dapat dilihat pada Gambar 4-4 (a) yang mana bagian LCA, Gambar 4-4 (b) RCA dan Gambar 4-4 (c) aorta.



Gambar 4-4 Bagian Model yang Diukur

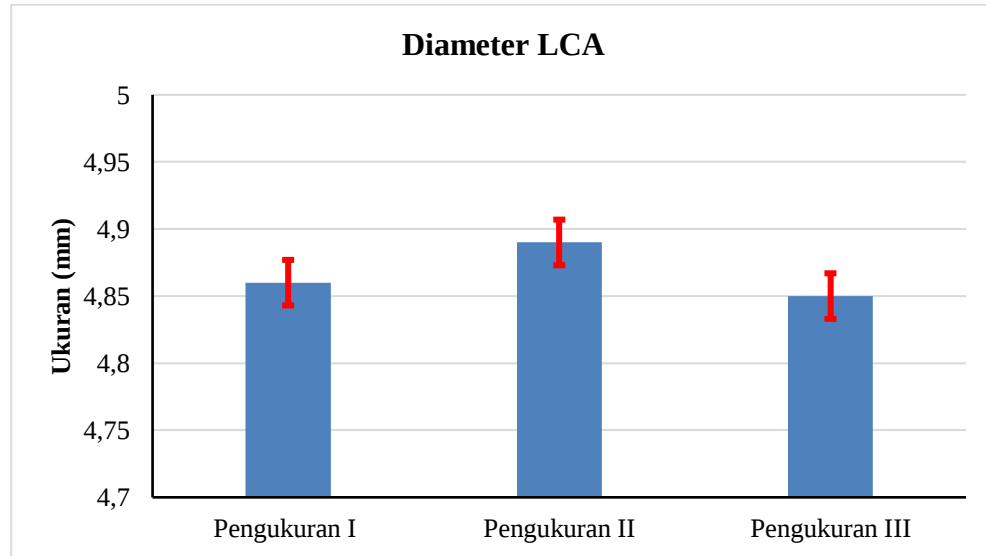
Langkah pertama dalam pengukuran geometri model adalah melakukan pengukuran diameter pada bagian LCA sebanyak tiga kali. proses dari pengukuran LCA dapat dilihat pada Gambar 4-5 (a), 4-5 (b), dan 4-5 (c).



Gambar 4-5 Pengukuran Diameter LCA

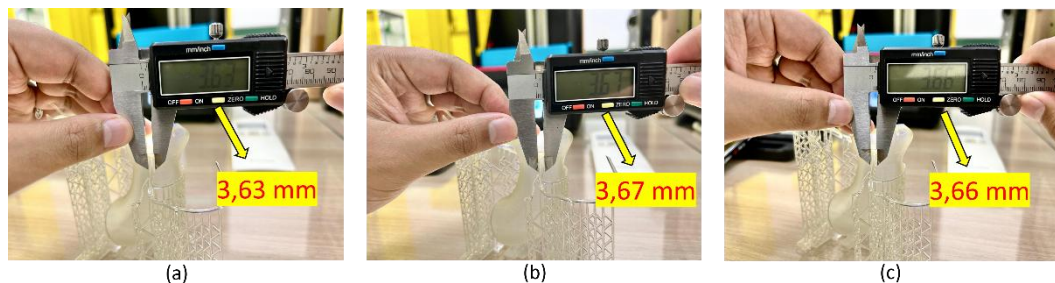
Dari pengukuran diameter LCA pada model didapatkan hasil yaitu 4,86 mm, 4,89 mm dan 4,85 mm. Dari hasil pengukuran diameter LCA pada model

didapatkan rata-rata ukuran diameter LCA adalah sebesar 4.86 mm. Dari hasil pengukuran tersebut didapatkan nilai standar deviasi sebesar 0,017. Standar deviasi adalah ukuran statistik yang digunakan untuk menentukan seberapa besar variasi atau penyebaran suatu kumpulan data relatif terhadap rata-rata. Grafik standar deviasi dari pengujian pengukuran diameter LCA dapat dilihat pada Gambar 4-6.



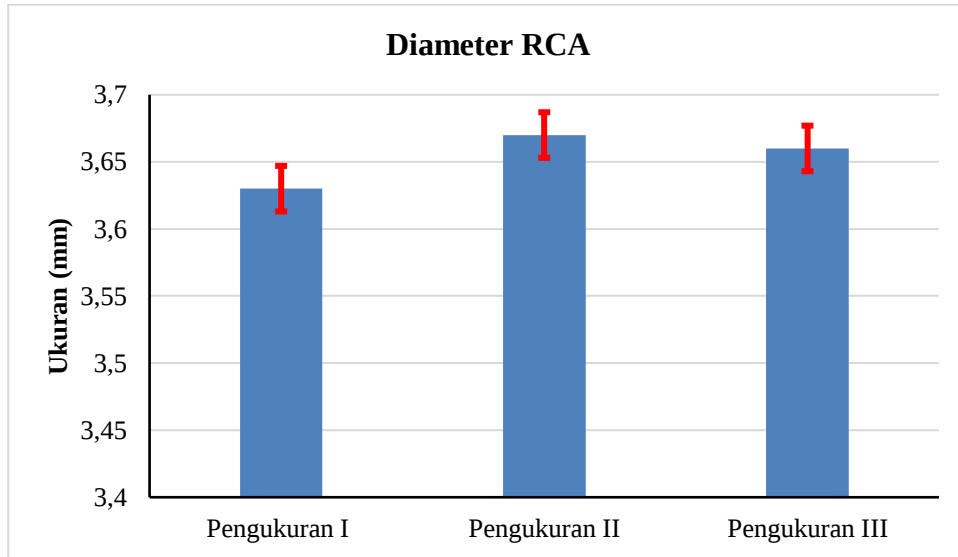
Gambar 4-6 Grafik Standar Deviasi Hasil Pengukuran Diameter LCA

Setelah hasil pengukuran diameter LCA didapatkan maka langkah selanjutnya adalah mengukur diameter bagian RCA dari model. Pengukuran RCA juga dilakukan sebanyak tiga kali. Proses pengukuran RCA dapat dilihat pada Gambar 4-7 (a), 4-7 (b), dan 4-7 (c).



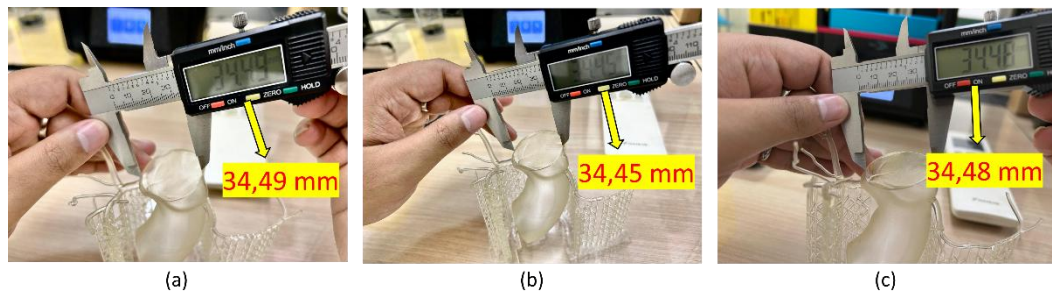
Gambar 4-7 Pengukuran Diameter RCA

Dari pengukuran diameter RCA pada model didapatkan hasil yaitu 3,63 mm, 3,67 mm dan 3,66 mm. Dari hasil pengukuran diameter RCA pada model didapatkan rata-rata ukuran diameter RCA adalah sebesar 3,65 mm. Dari hasil pengukuran tersebut didapatkan nilai standar deviasi sebesar 0,017. Grafik standar deviasi dari pengujian pengukuran diameter RCA dapat dilihat pada Gambar 4-8.



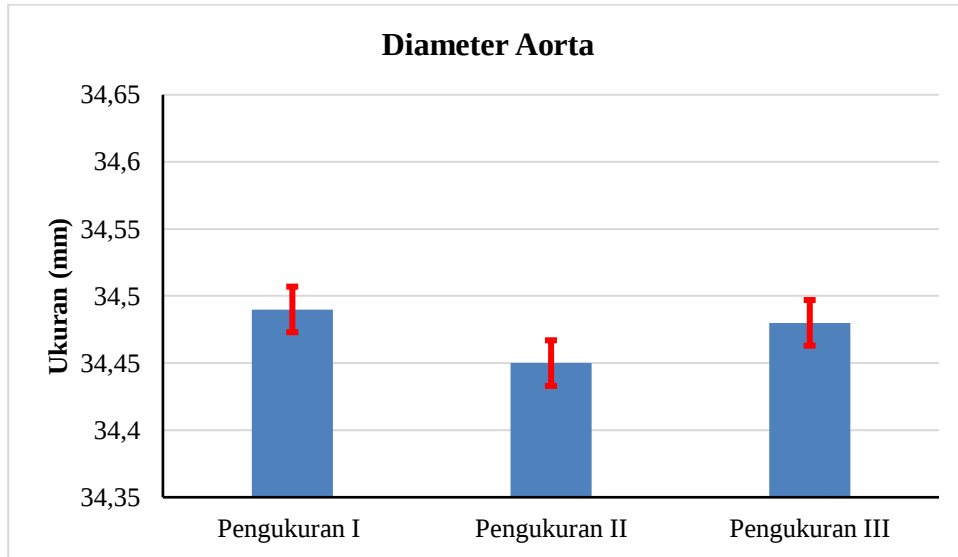
Gambar 4-8 Grafik Standar Deviasi Hasil Pengukuran Diameter RCA

Setelah hasil pengukuran bagian RCA didapatkan maka langkah terakhir pada pengukuran diameter adalah pengukuran diameter pada bagian aorta. Proses pengukuran diameter pada aorta dapat dilihat pada Gambar 4-9 (a), 4-9 (b), dan 4-9 (c).



Gambar 4-9 Pengukuran Diameter Aorta

Dari pengukuran diameter aorta pada model didapatkan hasil yaitu 34,49 mm, 34,45 mm dan 34,48 mm. Dari hasil pengukuran diameter aorta pada model didapatkan rata-rata ukuran diameter aorta adalah sebesar 34,47 mm. Dari hasil pengukuran tersebut didapatkan nilai standar deviasi sebesar 0,017. Grafik standar deviasi dari pengujian pengukuran diameter aorta dapat dilihat pada Gambar 4-10.



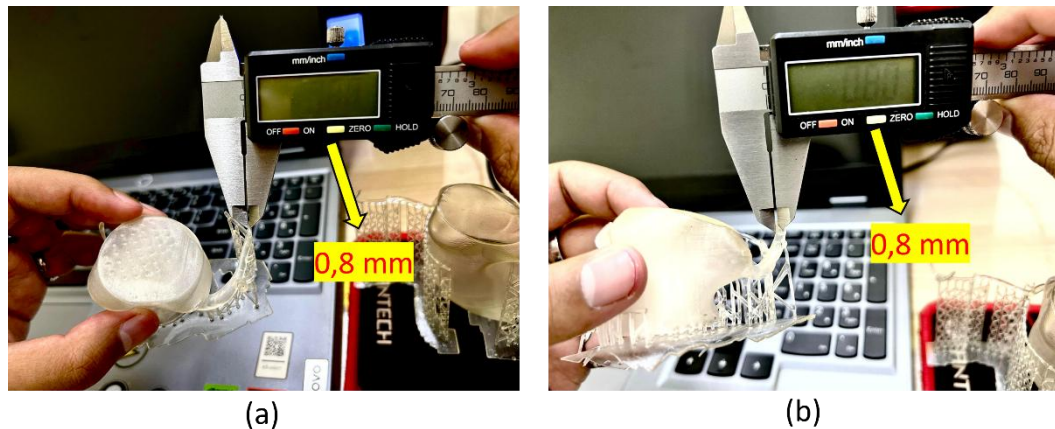
Gambar 4-10 Grafik Standar Deviasi Hasil Pengukuran Diameter Aorta

Data-data yang didapatkan dari hasil pengukuran geometri ketiga bagian model dapat dilihat pada Tabel 4-1.

Tabel 4-1 Nilai Pengukuran Diameter

Bagian	Pengukuran I (mm)	Pengukuran II (mm)	Pengukuran III (mm)	Rata-rata (mm)	Arteri Koroner Asli (mm)
LCA	4,86	4,89	4,85	4,86	3,7 – 5,1
RCA	3,63	3,67	3,66	3,65	2,55 – 3,75
Aorta	34,49	34,45	34,48	34,47	25 – 35

Pengujian geometri selanjutnya dilakukan dengan pengukuran dari ketebalan dinding pembuluh darah pada model. Ketika proses penyesuaian desain model dilakukan, fitur *hollow* digunakan untuk mengatur ketebalan dinding pembuluh darah pada desain model pembuluh darah arteri koroner. Pengujian model yang berupa pengukuran tebal dinding pembuluh darah dilakukan pada dua titik. Titik pertama berada pada bagian *Left Anterior Descending* (LAD) dan titik kedua *Left Circumflex Artery* (LCX). Pengukuran ketebalan dinding model pembuluh darah dapat dilihat pada Gambar 4-11 (a) untuk LAD dan 4-11 (b) untuk LCX.



Gambar 4-11 (a) Pengukuran Ketebalan Dinding LAD (b) Pengukuran Ketebalan Dinding LCX

Dari pengujian pengukuran ketebalan dinding pembuluh darah arteri koroner pada model hasil cetak, ditemukan bahwa ukuran ketebalan dinding memiliki nilai yang konsisten. Ketebalan dinding pembuluh darah arteri koroner model pada bagian LAD dan LCX memiliki nilai yang sama yaitu 0,8 mm.

Berdasarkan hasil pengujian geometri yang telah dilakukan, didapatkan rata-rata diameter ukuran LCA adalah sebesar 4,86 mm. Rata-rata dari hasil ukur diameter LCA telah sesuai dengan ukuran diameter yang berada pada desain dengan ukuran $\pm 4,87$ mm. Adapun untuk rata-rata dari hasil pengukuran RCA didapatkan sebesar 3,65 mm. Rata-rata dari hasil ukur diameter RCA telah sesuai dengan ukuran diameter yang berada pada desain dengan ukuran $\pm 3,65$ mm. Dan untuk rata-rata hasil pengukuran diameter aorta didapatkan sebesar 34,37 mm. Rata-rata dari hasil ukur diameter aorta juga telah sesuai dengan ukuran diameter yang berada pada desain dengan ukuran $\pm 34,46$ mm. Sedangkan untuk hasil pengukuran ketebalan dinding model didapatkan hasil yang konsisten pada kedua bagian yang telah ditentukan. Dari pengukuran ketebalan dinding model didapatkan hasil 0,80 mm pada setiap bagian yang digunakan sebagai acuan yaitu *Left Anterior Descending (LAD)* dan *Left Circumflex Artery (LCX)*.

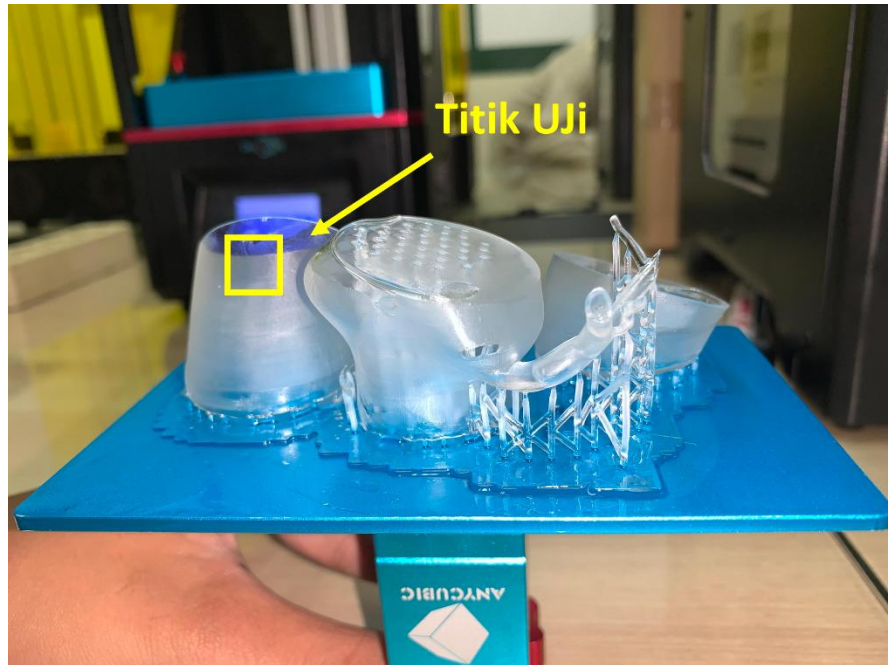
Kemudian dari hasil pengukuran geometri dapat dilihat tingkat ketercapaian hasil cetak model dengan kriteria desain yang ditentukan berdasarkan ukuran arteri koroner asli. Dari nilai rata-rata pengukuran diameter LCA yaitu sebesar 4,86 mm, maka diameter LCA pada model telah berada pada rentang ukuran diameter LCA asli. Nilai rentang ukuran diameter LCA asli adalah

3,7 mm hingga 5,1 mm yang mana hal tersebut digunakan sebagai acuan penetapan kriteria desain. Untuk nilai rata-rata pengukuran diameter RCA yaitu sebesar 3,65 mm, maka diameter RCA pada model telah berada pada rentang ukuran diameter RCA asli. Nilai rentang ukuran diameter RCA asli adalah 2,55 mm hingga 3,75 mm yang mana hal tersebut digunakan sebagai acuan penetapan kriteria desain. Adapun nilai rata-rata pengukuran diameter aorta yaitu sebesar 34,47 mm, maka diameter aorta pada model telah berada pada rentang ukuran diameter aorta asli. Nilai rentang ukuran diameter aorta asli adalah 25 mm hingga 35 mm yang mana hal tersebut digunakan sebagai acuan penetapan kriteria desain.

Hasil pengukuran ketebalan dinding pembuluh darah arteri koroner pada bagian yang digunakan sebagai acuan yaitu LAD dan LCX memiliki nilai yang konsisten sebesar 0,80 mm. Hasil pengukuran tersebut sesuai dengan ukuran yang berada pada desain yang diatur menggunakan fitur *hollow* pada *software* Anycubic Photon Workshop sebesar 0,80 mm. Rata-rata ukuran dinding pembuluh darah arteri koroner pada model sebesar 0,80 mm tersebut telah sesuai dengan tebal dinding arteri koroner asli yang mana berada pada rentang ukuran 0,6 mm hingga 1,2 mm yang mana hal tersebut digunakan sebagai acuan penetapan kriteria desain.

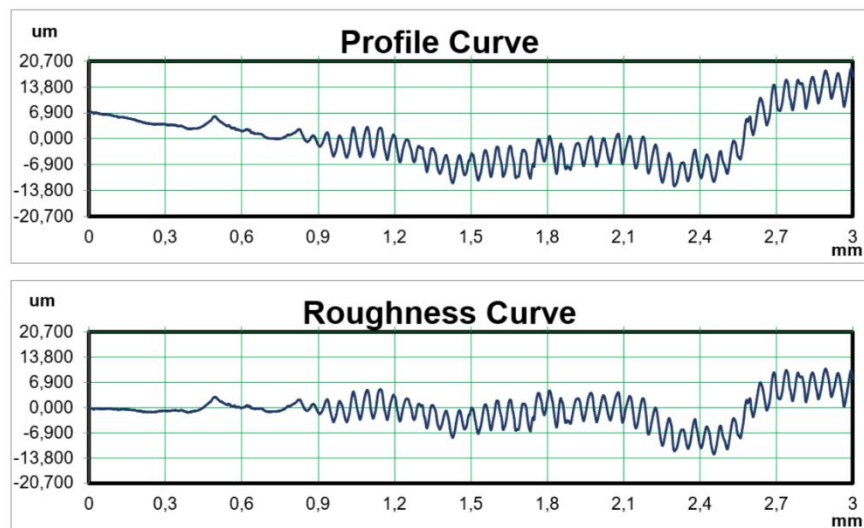
4.3 Hasil Pengujian Kekasaran Permukaan

Pengujian kekasaran dimaksudkan untuk melihat apakah kekasaran dari model yang telah dicetak menggunakan *3D print* dapat digunakan sebagai alat peraga atau apakah tingkat kekasaran permukaan model sudah mendekati arteri koroner asli. Pengujian kekasaran model ini dilakukan pada bagian acak yang digunakan sebagai titik lokasi pengujian. Pada pengujian kekasaran ini, panjang permukaan yang diuji adalah 3 mm. Dan untuk titik yang akan dilakukan pengujian dapat dilihat pada gambar 4-12.



Gambar 4-12 Titik Lokasi Pengujian Kekasaran Permukaan Model

Dari pengujian kekasaran pada titik lokasi uji. Didapatkan hasil seperti yang dapat dilihat pada Gambar 4-13.



Gambar 4-13 Grafik Kekasaran Pada Titik Lokasi Uji

Gambar 4-13 menunjukkan hasil pengujian kekasaran permukaan pada titik lokasi uji model yang telah dilakukan menggunakan *Surface Texture Measuring Instruments Accretech*, dan data yang diperoleh disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve* seperti yang ditunjukkan. Berdasarkan pengukuran, nilai rata-rata kekasaran permukaan (R_a) yang didapatkan adalah $3,018 \mu\text{m}$.

Berdasarkan hasil uji kekasaran, dapat dilihat bahwa nilai kekasaran permukaan dari model cukup tinggi. Hasil yang didapatkan adalah 3,018 pada bagian atau titik lokasi pengujian. Berdasarkan hasil pengujian kekasaran permukaan pada model pembuluh darah arteri koroner hasil cetak 3D *print* didapatkan bahwa nilai kekasaran permukaan model masih berada diatas rentang kekasaran permukaan pembuluh darah arteri koroner asli yang mana berada pada $0,65\ \mu\text{m} - 1,85\ \mu\text{m}$ dalam keadaan terhidrasi dan berada pada rentang $1,35\ \mu\text{m} - 2,5\ \mu\text{m}$ jika tidak terhidrasi dengan baik. Nilai yang digunakan sebagai acuan kriteria desain mengenai kekasaran permukaan model adalah nilai kekasaran permukaan arteri koroner asli yang berada dalam keadaan terhidrasi.

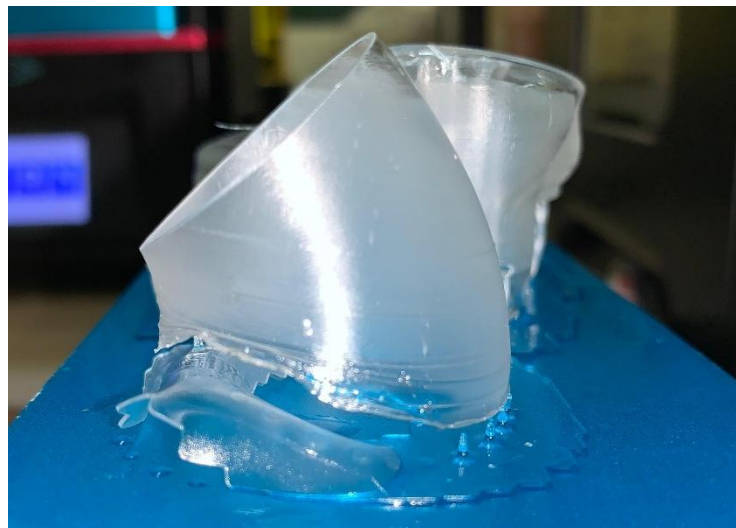
Pada proses pencetakan model ini dilakukan dengan mesin 3D *print* Anycubic Photon. Mesin 3D *print* ini memiliki beberapa keterbatasan dalam penggunaannya seperti *software* yang sudah lama dan minim fitur, area print yang terbatas $115\ \text{mm} \times 65\ \text{mm} \times 155\text{mm}$, dan kurangnya kemampuan mesin untuk mencetak model dengan desain yang rumit. Untuk mendapatkan hasil cetak yang lebih baik, mesin 3D yang digunakan perlu menggunakan spesifikasi yang lebih baik sehingga hasil cetak model dapat memiliki tingkat kekasaran permukaan yang lebih baik dan hasil cetak model yang lebih konsisten.

Adapun selama proses penelitian kali ini terdapat beberapa kendala yang dialami. Kendala-kendala tersebut yaitu terdapat resin yang mengeras selama proses pengadukan resin. Pengerasan resin tersebut dikarenakan proses pengadukan dilakukan pada ruangan terbuka dan secara tidak langsung terkena paparan sinar matahari. Pengerasan resin ini menjadi kendala dalam proses penelitian dikarenakan jumlah volume dari resin yang digunakan sudah ditentukan sesuai kebutuhan. Untuk bentuk dari resin yang mengeras setelah proses pengadukan dapat dilihat pada gambar 4-14.



Gambar 4-14 Campuran Resin yang Mengeras

Kendala kedua yang ada selama proses penelitian adalah adanya ketidakkonsistenan performa pada mesin 3D *print* yang digunakan sehingga mengakibatkan kegagalan dalam beberapa proses pencetakan dan juga mengakibatkan kecacatan pada model hasil cetak. Kecacatan produk hasil cetak pada dilihat pada Gambar 4-15.



Gambar 4-15 Kecacatan Pada Model Hasil Cetak

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan pembahasan pada bab sebelumnya, kesimpulan dari penelitian kali ini adalah sebagai berikut:

1. Model pembuluh darah arteri koroner dengan resin campuran antara resin standar dan resin lentur dapat dibuat menggunakan mesin 3D *print stereolithography*.
2. Ukuran diameter LCA, RCA dan aorta serta ketebalan dinding LAD dan LCX dari model pembuluh darah arteri koroner hasil 3D *print* telah memenuhi kriteria desain yang ditentukan berdasarkan kondisi aslinya. Namun untuk hasil kekasaran permukaan dari model masih terlalu tinggi sehingga belum dapat mencapai kriteria desain yang ditentukan berdasarkan kondisi aslinya.

5.2 Saran untuk Penelitian Selanjutnya

1. Menggunakan mesin 3D *print* dengan spesifikasi yang lebih baik dibanding Anycubic Photon.
2. Pada saat proses pengadukan campuran resin sebaiknya dilakukan pada ruangan yang tertutup dan tidak terkena paparan sinar matahari baik secara langsung ataupun tidak langsung.

DAFTAR PUSTAKA

- Ambare, R. P., D'souza, V. V., Daglya, V. B., Patil, S. B., & Bhise, S. N. (2019). *DESIGN AND DEVELOPMENT OF SURFACE ROUGHNESS TESTER*.
- Barton, M., Grüntzig, J., Husmann, M., & Rösch, J. (2014). Balloon Angioplasty – The Legacy of Andreas Grüntzig, M.D. (1939–1985). *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 1. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2014.00015>
- Bikkina, M., & Koneru, J. (2011). Long-term effectiveness and safety of sirolimus drug-eluting stents. In *Medical Devices: Evidence and Research* (Vol. 4, Issue 1, pp. 117–124). <https://doi.org/10.2147/MDER.S11749>
- Burton, H. E., & Espino, D. M. (2019). The effect of mechanical overloading on surface roughness of the coronary arteries. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/2784172>
- David Chua, S., Mac Donald, B., & Hashmi, M. (2001). Finite-element simulation of stent expansion. *Www.Elsevier.Com/Locate/Jmatprotec*. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0924-0136\(01\)01127-X](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0924-0136(01)01127-X)
- Dyakasa, G. A., Astyanto, A. H., Nugraha, F. K. A., Hermawan, O. N., & Putra, M. P. (2024). “INVESTIGASI EKSPERIMENTAL KARAKTERISTIK KEKUATAN TARIK RESIN FLEKSIBEL UNTUK APLIKASI 3D PRINTING.” *Deseminasi Riset Dan Inovasi FST*.
- Erdiana, Faizal M, & Berti Anggraini, R. (2022). *FAKTOR – FAKTOR YANG BERHUBUNGAN DENGAN KEJADIAN PENYAKIT JANTUNG KORONER (PJK) DI RSUD DR. (H.C.) IR. SOEKARNO PROVINSI BANGKA BELITUNG*.
- Gradus-Pizlo, I., Bigelow, B., Mahomed, Y., Sawada, S. G., Rieger, K., & Feigenbaum, H. (2003). Left Anterior Descending Coronary Artery Wall Thickness Measured by High-Frequency Transthoracic and Epicardial Echocardiography Includes Adventitia. *The American Journal of Cardiology*, 91, 1. [https://www.ajconline.org/article/S0002-9149\(02\)02993-4/pdf#:~:text=However%2C%20in%20this%20study%20and,in%20patients%20with%20coronary%20atherosclerosis](https://www.ajconline.org/article/S0002-9149(02)02993-4/pdf#:~:text=However%2C%20in%20this%20study%20and,in%20patients%20with%20coronary%20atherosclerosis).

- Izzati RM, F. Vi., & Rizki, A. (2017). Jurnal Optimasi Sistem Industri Attribution-NonCommercial 4.0 International. Some rights reserved CAD system Implementasi CAD (Computer Aided Design) dalam Proses Desain Produk. *Jurnal Optimasi Sistem Industri*. <https://doi.org/10.25077/xxxxxx>
- Junaidi. (2018). *METROLOGI DAN PENGUKURAN UNHAR* (Junaidi, Ed.). Universitas Harapan Medan.
- Karyatin. (2019). FAKTOR-FAKTOR YANG BERHUBUNGAN DENGAN KEJADIAN PENYAKIT JANTUNG KORONER. *Jurnal Kesehatan Ilmiah*, 11.
- KEMENKES. (2024, September 24). *Kenali Gejala Jantung Sejak Dini*. <https://kemkes.go.id/id/rilis-kesehatan/kenali-gejala-jantung-sejak-dini>
- Keyence Eu. (2025). *Ilustrasi Pengujian Kekasaran*. https://www.keyence.eu/ss/products/microscope/roughness/equipment/line_01.jsp
- Kumara, S., Putra, S., Ds, M. A., Sari, R., & Ds, S. (2018). Seminar Nasional Sistem Informasi dan Teknologi Informasi 2018 SENSITEK 2018 STMIK Pontianak. <https://Repository.Ubaya.Ac.Id/34671/1/Kumara-3D%20produk%20lifestyle.Pdf>, 12. <http://www.insinyoer.com/wp->
- Marso, S. P., Ellis, S. G., & Raymond, R. (1999). Intracoronary stenting: An overview for the clinician. *CLEVELAND CLINIC JOURNAL OF MEDICINE*, 66. www.ccjm.org
- Mehrotra, S., Mohammed, S., & Sharma, Y. (2016). Evaluation of normal coronary artery dimensions in Indian population-study from a northern Indian medical education and research institute. *Edorium Journal of Cardiology*, 3, 6–12. <https://doi.org/10.5348/C03-2016-6-OA-2>
- Meidayanti, D., Dokter, P., Kedokteran, F., & Lampung, U. (2021). *MANFAAT LIKOPEN DALAM TOMAT SEBAGAI PENCEGAHAN TERHADAP TIMBULNYA ATEROSKLEROSIS*. 2. <http://jurnalmedikahutama.com>
- Muchayar, Prumanto, D., Krisbianto, D., & Abbas, A. (2016). *Metrologi Industri & Kontrol Kualitas* (A. Abbas, Ed.; 1st ed.). Yayasan Pendidikan dan Sosial. www.ypsimbanten.com

- Novarika, W. A., Ginting, M., Anwar Sani, A., Astra, D., Sumatera Utara, I., Mesin Produksi Dan Perawatan, T., & Negeri Sriwijaya JlnSrijaya Negara Bukit Besar, P. (2019). PENGARUH PARAMETER PROSES RAPID PROTOTYPING DENGAN TEKNOLOGI STEREOLITHOGRAPHY TERHADAP KEKERASAN SPESIMEN UJI. *JURNAL AUSTENIT*, 11(2). <https://jurnal.polsri.ac.id/index.php/austenit/article/download/1863/902>
- Otton, J. M., Birbara, N. S., Hussain, T., Greil, G., Foley, T. A., & Pather, N. (2017). 3D printing from cardiovascular CT: A practical guide and review. In *Cardiovascular Diagnosis and Therapy* (Vol. 7, Issue 5, pp. 507–526). AME Publishing Company. <https://doi.org/10.21037/cdt.2017.01.12>
- Palová, K., Kelemenová, T., & Kelemen, M. (2023). Measuring Procedures for Evaluating the Surface Roughness of Machined Parts. *Applied Sciences (Switzerland)*, 13(16). <https://doi.org/10.3390/app13169385>
- PCBWay. (2025). *How Does SLA 3D PRINTING WORK?* <https://www.pcbway.com/rapid-prototyping/3D-Printing/3D-Printing-SLA.html>
- Pristiansyah, & Herianto. (2018). *Pengaruh Parameter 3D Printing Terhadap Transparansi Produk yang Dihasilkan*. <https://proceeding.unpkediri.ac.id/index.php/inotek/article/download/480/393>
- Rohayati, & Widani, N. L. (n.d.). ANALISIS FAKTOR YANG BERHUBUNGAN DENGAN SERANGAN JANTUNG BERULANG PADA PASIEN POST PERCUTANEOUS TRANSLUMINAL CORONARY ANGIOPLASTY. *Jurnal Kesehatan STIKES Bethesda Yakkum Yogyakarta*, 10. Retrieved December 26, 2024, from jurnal.stikesbethesda.ac.id
- Rudawska, A., & Miturska, I. (2018). Impact study of single stage and multi stage abrasive machining on static strength of lap adhesive joints of mild steel. *MATEC Web of Conferences*, 244. <https://doi.org/10.1051/matecconf/201824402006>
- Sa'adah, S. (2018). *SISTEM PEREDARAN DARAH MANUSIA*.

- Stefanini, G. G., Byrne, R. A., Windecker, S., & Kastrati, A. (2017). State of the art: Coronary artery stents - Past, present and future. In *EuroIntervention* (Vol. 13, Issue 6, pp. 706–716). EuroPCR. <https://doi.org/10.4244/EIJ-D-17-00557>
- Suryawan, D., & Suyitno. (2016). PEMODELAN EKSPANSI STENT JANTUNG DENGAN BALON HYPER-ELASTIS. *Teknoin*, 22. <https://journal.uui.ac.id/jurnal-teknoin/article/view/8041/7012>
- Szilvási-Nagy, M., & Mátyási, G. (2003). Analysis of STL Files. *Mathematical and Computer Modelling*, 38(7–9), 945–960. [https://doi.org/10.1016/s0895-7177\(03\)90079-3](https://doi.org/10.1016/s0895-7177(03)90079-3)
- Tripathi, S., Mandal, S. S., Bauri, S., & Maiti, P. (2022). 3D bioprinting and its innovative approach for biomedical applications. *MedComm*, 4(1). <https://doi.org/10.1002/mco2.194>
- umar, K., Junaidy Abdul Karim, I., & Jurusan Teknik Mesin, M. M. (2021). Analisis Pengaruh Internal Geometri Terhadap Properti Mekanik Material Dental Resin Menggunakan SLA 3D Printer Tipe Anycubic. In *Dinamika Jurnal Teknik Mesin Unkhair* (Vol. 6).
- Umar, M. L., & Yaqin, R. I. (2020). Studi Numerik Dengan Model Empat Parameter Untuk Memprediksi Daya Luaran Dari Panel Surya. *Infotekmesin*, 11(2), 125–129. <https://doi.org/10.35970/infotekmesin.v11i2.253>
- WHO. (2021, June 11). *Cardiovascular Diseases (CVDs)*. [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)?gad_source=1&gclid=EAIaIQobChMIxfDZhoi1igMVJIVLBR2j5SpSEAAYASAAEgKBwPD_BwE](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)?gad_source=1&gclid=EAIaIQobChMIxfDZhoi1igMVJIVLBR2j5SpSEAAYASAAEgKBwPD_BwE)
- Widea Pratiwi, F., Sriayu Saragi, J., & Kardiovaskuler Fakultas Ilmu-Ilmu Kesehatan Universitas Muhammadiyah Profesor HAMKA, T. (2018). PEMANTAUAN KATETERISASI JANTUNG PADA TINDAKAN PTCA TERHADAP PASIEN CAD. *Jurnal Arsip Kardiovaskular Indonesia (ARKAVI)* |, 03. <https://doi.org/10.1016/B978>
- Wikipedia. (2025). *Coronary Arteries*. Wikipedia. https://id.wikipedia.org/wiki/Arteri_koroner

LAMPIRAN

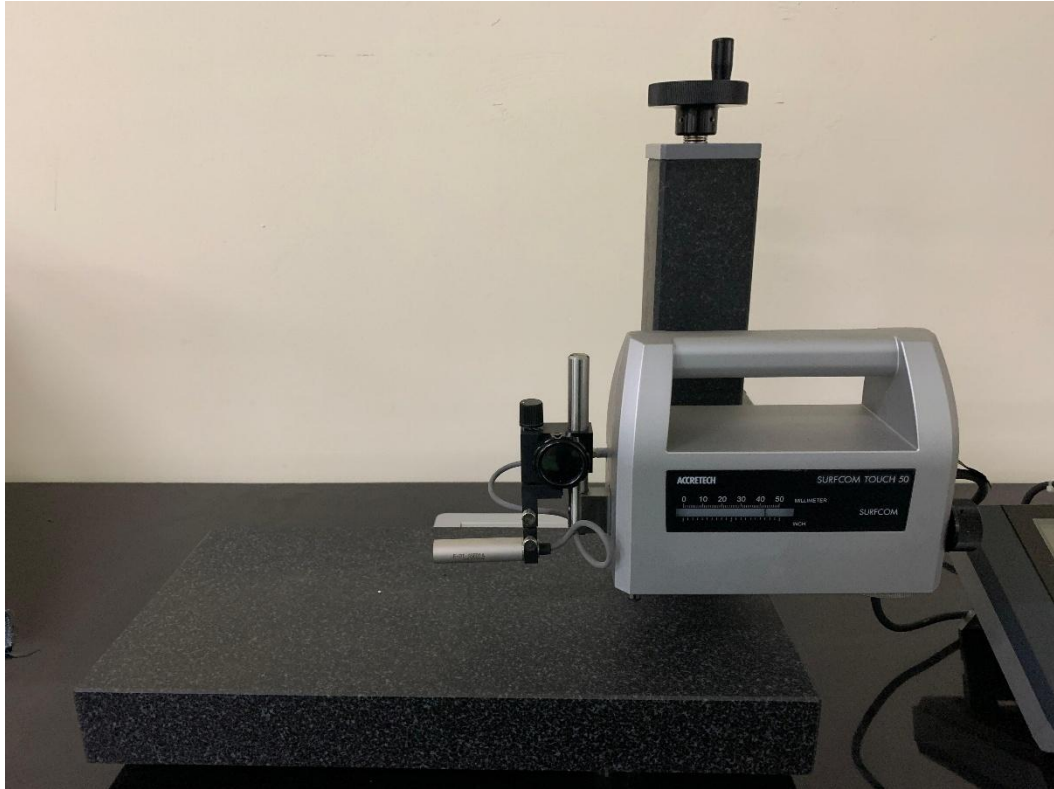
1. Data hasil pengujian kekasaran

Inspection certificate					
Serial No.		Comment		Measuring date	08.01.2025
WorkPiece name		Inspector		Measuring time	14:57:32
<u>Measuring condition</u>					
Measurement type	Roughness measurement	Cutoff value	2.5mm	λs filter	2.5um
Calculation standards	ISO1997/2009	Type of filter	Gaussian	Unit	mm/um
Evaluation length	3.00mm	Measuring range	500.0um		
Measuring speed	0.30mm/s	Form removal	Straight		
<u>Measuring Results</u>					
Pt	31.188	Rz_1	23.335		
Ra	3.018				
Ra_1	3.018				
Rq	4.183				
Rq_1	4.183				
Rz	23.335				

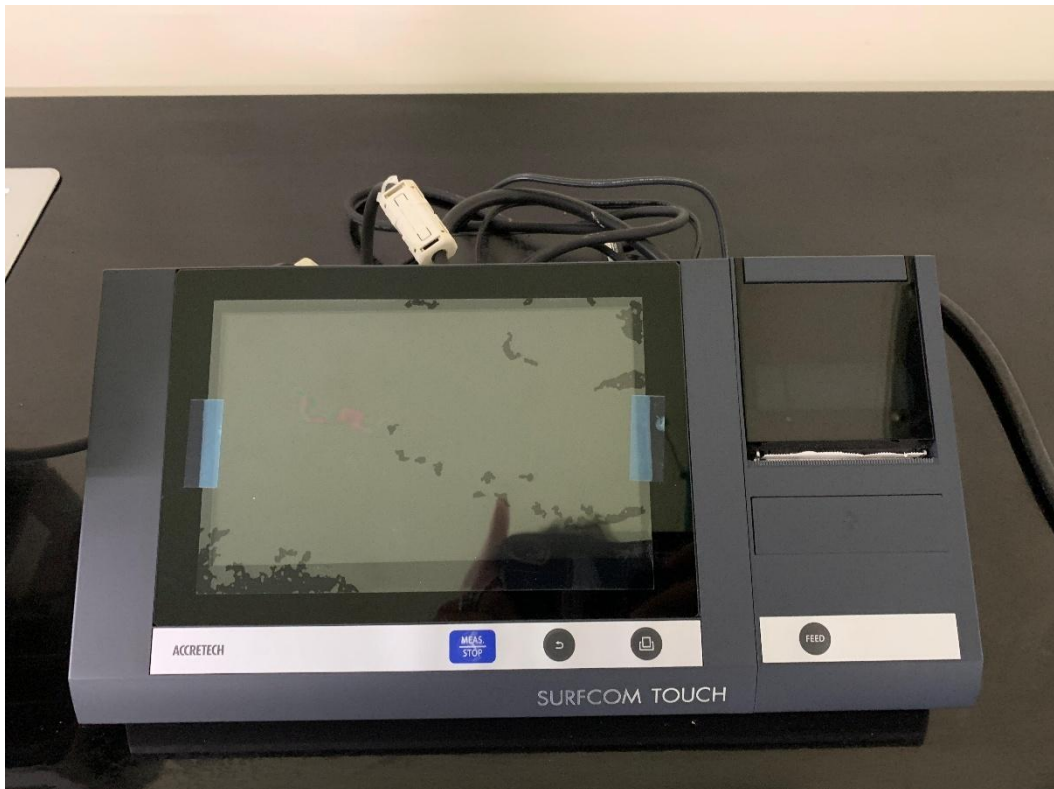
2. Proses pengujian kekasaran



3. Surface Texture Measuring Instruments Accretech



4. Surface texture measuring instruments Accretech screen.



5. Proses *convert* data ke microsoft excel

