

**STUDI AWAL PROSES *LASER MARKING* SEBAGAI
PEMESINAN ALTERNATIF *STENT JANTUNG***

TUGAS AKHIR

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



Disusun Oleh :

Nama : Muhammad Idris Koda
No. Mahasiswa : 20525146
NIRM : 2009080107

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

2024

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

**STUDI AWAL PROSES *LASER MARKING* SEBAGAI
PEMESINAN ALTERNATIF *STENT JANTUNG***

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Muhammad Idris Koda
No. Mahasiswa : 20525146
NIRM : 2009080107

Yogyakarta, 12 Desember 2024

Dosen Pembimbing,



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

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI
STUDI AWAL PROSES *LASER MARKING* SEBAGAI
PEMESINAN ALTERNATIF *STENT JANTUNG*

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Muhammad Idris Koda
No. Mahasiswa : 20525146
NIRM : 2009080107

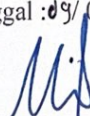
Tim Penguji

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



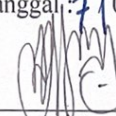
Tanggal : 09/01/2025

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

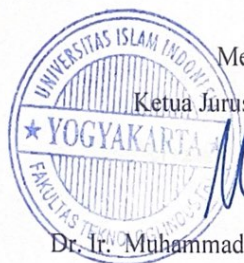


Tanggal : 07/01/2025

Irfan Aditya Dharma, S.T., M.Eng., Ph.D
Anggota II



Tanggal : 09/01/2025



Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin

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

PERNYATAAN KEASLIAN

Demi allah yang maha segalanya, dengan ini saya menyatakan bahwa karya ini merupakan hasil kerja keras saya sendiri kecuali kutipan dan ringkasan yang telah saya cantumkan sumbernya sebagai referensi. Apabila kemudian hari terbukti bahwa pengakuan saya tidak benar serta melanggar peraturan yang sah dalam hak kekayaan intelektual maka saya bersedia mengikuti hukuman maupun sanksi apapun sesuai dengan hukum yang diberlakukan Universitas Islam Indonesia.

Yogyakarta, 30 Desember 2024



Muhammad Idris Koda

HALAMAN PERSEMBAHAN

Segala puja dan puji penulis haturkan kepada Allah SWT yang telah melimpahkan rezeki serta rahmat dan hdayah-Nya, dan tak lupa pula shalawat serta salam penulis haturkan kepada Nabi Muhammad SAW. Karena beliauulah yang telah membawa kita dari zaman kegelapan menuju masa terang benderang seperti saat ini. Dan juga doa serta dukungan yang telah diberikan oleh orang-orang terkasih, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan rasa syukur. Oleh sebab itu, penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada :

Ibu Nurhayati dan Bapak Bahrun selaku orang tua penulis yang membuat penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini.

Bapak Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP. Selaku dosen yang senantiasa membimbing penulis dalam tugas akhir ini.

Rekan-rekan penulis selama menempuh studi yang tidak dapat disebutkan namanya satu per satu.

Akhir kata, penulis berharap laporan tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi perkembangan ilmu pengetahuan dan bagi pembelajaran dimasa yang akan datang.

HALAMAN MOTTO

“Ketika semua orang gagal maka coba lagi tetapi kalau ada satu yang berhasil
maka itu adalah aku”

-Bapak

“Jangan kebanyakan gaya nanti *action today, gigit jari tomorrow*”

-Ibu

“*Vision without Execution, Is Hallutination*”

-Hitam Putih

“*Treat everyone with politeness, even those who are rude to you. Not because
they are nice, but because you are*”

-Chinese Proverbs

“Kalau masalah sebesar kapal, maka yakinlah nikmat Allah sebesar lautan”

-Pak Ustad

“Jika jatuh adalah hujan dan bangkit adalah matahari, maka kita butuh keduanya
untuk melihat pelangi”

KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH

Assalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Puji Syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena atas kehadiran dan Rahmat serta karunianya sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan akhir Studi Awal Proses Laser Marking Sebagai Pemesinan Alternatif Stent Jantung ini.

Sholawat serta salam kami ucapkan kepada junjungan kita Nabi Besar Muhammad SAW dan para sahabatnya, yang telah memberikan tauladan baik, semoga kita termasuk umatnya yang kelak mendapatkan syafa'at dalam menuntut ilmu.

Tugas akhir ini merupakan salah satu syarat wajib yang harus ditempuh untuk menyelesaikan program Strata-1 di jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia, Yogyakarta.

Dalam penulisan laporan akhir ini ini penulis mengalami beberapa kesulitan dan hambatan. Namun berkat bantuan, bimbingan, dan dukungan dari berbagai pihak sehingga laporan ini dapat diselesaikan. Maka dari itu pada kesempatan ini penulis ingin mengucapkan banyak terima kasih dan rasa hormat kepada :

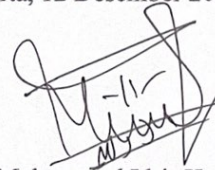
1. Allah SWT karena telah diberikan segala karunia-Nya sehingga selama perkuliahan dapat berjalan dengan baik dan lancar tanpa banyak hambatan.
2. Ibu Nurhayati dan Bapak Bahrun M. Koda selaku orang tua penulis serta saudari Nurun dan Yuni selaku saudara sedarah penulis yang selalu mendukung dan mendoakan penulis sehingga dapat menyelesaikan Laporan ini.
3. Bapak Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng.,IPP selaku Dosen Pembimbing Tugas Akhir ini.
4. Saudari Fesy Septianisa yang telah mendukung dan membantu penulis selama menyelesaikan kegiatan serta laporan ini.
5. Semua rekan penulis selama menempuh studi di Teknik Mesin UII Yogyakarta

6. Saudara Fajar Satria Nur Alif selaku rekan penulis dalam topik tugas akhir ini.
7. Dan kepada semua orang-orang yang telah membantu dan mendoakan penulis selama menyelesaikan laporan ini yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu namanya.

Akhir kata penulis ingin menyampaikan bahwa apabila penulis masih melakukan kesalahan dan kekurangan dalam penyusunan Laporan tugas akhir ini. Penulis sangat berharap semoga laporan ini dapat bermanfaat dan berguna bagi pembaca.

Wassalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh.

Yogyakarta, 12 Desember 2024



Muhammad Idris Koda

ABSTRAK

Penyakit jantung koroner merupakan salah satu penyakit yang sangat berbahaya dan dapat menyebabkan kematian pada pengidapnya. PJK dapat terjadi dikarenakan adanya penyempitan pada arteri koroner yang menyebabkan terganggunya aliran darah. PJK juga menjadi pembunuh nomor satu di negara-negara maju. Di Indonesia pasien pengidap PJK ialah berbanding 15: 1000 orang. Upaya pengobatan yang dapat dilakukan ialah operasi transplantasi jantung, operasi *bypass*, dan pemasangan *stent*. Operasi transplantasi jantung belum pernah dilakukan di Indonesia. Sedangkan untuk operasi *bypass*, membutuhkan waktu operasi yang lama serta biaya yang sangat mahal. Sehingga pemasangan *stent* menjadi pengobatan alternatif.

Stent adalah pipa kecil yang dimasukkan ke dalam arteri yang berguna untuk membuka penyempitan yang terjadi. Pemasangan *stent* menjadi alternatif pengobatan dikarenakan biaya yang lebih terjangkau jika dibandingkan dengan operasi *bypass*. Selain itu, pemasangan *stent* juga tidak memakan waktu operasi yang lama. Tetapi ketersediaan *stent* yang ada di Indonesia sangat bergantung pada impor. Hal ini dikarenakan terbatasnya sumber daya, sangat berbanding terbalik dengan kebutuhan *stent* yang mencapai 15.000 tiap tahunnya.

Berdasarkan hal tersebut, penelitian yang dilakukan menawarkan upaya yang dapat dilakukan agar *stent* dapat diproduksi secara mandiri. *Stent* dirancang dengan desain berbentuk belah ketupat. Kemudian berdasarkan desain tersebut, dibuat desain dua dimensi atau sketsa untuk proses pemesinan laser marking. Terdapat dua desain dua dimensi yang dibutuhkan untuk membuat satu *stent* jantung. Setelah desain atau sketsa diperoleh, kemudian dilanjutkan dengan proses laser marking. Proses laser marking dilakukan berulang-ulang sampai laser dapat menembus *tube* dengan bentuk belah ketupat. Setelah itu dilakukan pengujian mikro dan pengujian geometri. Hasilnya adalah struktur *stent* dapat dibuat walaupun masih terdapat beberapa kekurangan dan kegagalan.

Kata Kunci : *Stent*, Penyakit Jantung Koroner, *Laser marking*

ABSTRACT

Coronary heart disease is a very dangerous disease and can cause death to the sufferer. CHD can occur due to narrowing of the coronary arteries which causes disruption of blood flow. CHD is also the number one killer in developed countries. In Indonesia, the number of patients with CHD is 15: 1000 people. Treatment efforts that can be done are heart transplant surgery, bypass surgery, and stenting. Heart transplant surgery has never been performed in Indonesia. As for bypass surgery, it requires a long operating time and is very expensive. So that stent installation becomes an alternative treatment.

A stent is a small pipe inserted into the artery that is useful for opening the narrowing that occurs. Stenting is an alternative treatment due to its more affordable cost when compared to bypass surgery. In addition, stenting also does not take a long operating time. However, the availability of stents in Indonesia is highly dependent on imports. This is due to limited resources, which is inversely proportional to the need for 15,000 stents per year.

Based on this, this study offers an effort that can be made so that stents can be produced independently. The stent is designed with a rhombus-shaped design. Then based on the design, a two-dimensional design or sketch is made for the laser marking machining process. There are two two-dimensional designs needed to make one heart stent. After the design or sketch is obtained, the laser marking process is continued. The laser marking process is carried out repeatedly until the laser can penetrate the tube with a rhombus shape. After that, micro testing and geometry testing were carried out. The result is that the stent structure can be made even though there are still some shortcomings and failures.

Keyword : Stent, Coronary heart disease, laser marking

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
<i>ABSTRACT</i>	x
Daftar Isi	xi
Daftar Tabel	xiii
Daftar Gambar	xiv
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	3
1.6 Sistematika Penulisan	4
Bab 2 Tinjauan Pustaka	5
2.1 Kajian Pustaka	5
2.2 Dasar Teori	13
2.2.1 Penyakit Jantung Koroner	13
2.2.2 Pengobatan Penyakit Jantung Koroner	14
2.2.3 <i>Stent</i> Jantung	15
2.2.4 Solidworks 2022	16
2.2.5 <i>Stainless Steel 316L</i>	16
2.2.6 <i>Laser Marking</i>	18
Bab 3 METODE PENELITIAN	19
3.1 Alur Penelitian	19

3.2	Kriteria Desain	20
3.2.1	Kriteria <i>must</i>	20
3.2.2	Kriteria <i>want</i>	20
3.3	Peralatan dan Bahan.....	20
3.4	Desain Belah Ketupat	21
3.5	Pemesinan Menggunakan <i>Laser Marking</i>	22
3.5.1	Proses Karakterisasi Hasil Pemesinan <i>Laser Marking</i>	22
3.6	Desain <i>Stent</i>	23
3.7	Pemesinan <i>Stent</i> Jantung.....	24
3.8	Metode Pengujian	27
3.8.1	Pengujian Geometri	27
3.8.2	Pengujian Mikro	27
Bab 4	Hasil dan Pembahasan	30
4.1	Hasil Uji Geometri Pemesinan Laser Marking.....	30
4.2	Hasil Pengujian Mikro <i>Laser Marking</i>	32
4.3	Hasil Pemesinan <i>Stent</i> Jantung	33
4.4	Pembahasan	49
Bab 5	Penutup.....	54
5.1	Kesimpulan	54
5.2	Saran Penelitian Selanjutnya.....	54
Daftar Pustaka	55

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Ringkasan Kajian Pustaka	12
Tabel 3. 1 Peralatan yang digunakan pada penelitian ini.	20
Tabel 3. 2 Bahan yang digunakan pada penelitian ini.	21
Tabel 4. 1 Hasil karakterisasi <i>laser marking</i>	31
Tabel 4. 2 Hasil pengujian mikro pada karakterisasi laser marking	32
Tabel 4. 3 Hasil pemakanan <i>laser marking</i>	36
Tabel 4. 4 Hasil pengamatan pada <i>strut</i>	43
Tabel 4. 5 Hasil pengamatan jarak antar lubang	48

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Permukaan <i>stent</i> setelah <i>coating</i>	9
Gambar 2. 2 <i>Stent</i> dengan material yang dapat diserap.....	10
Gambar 2. 3 Penyusutan pada struktur ketika berekspansi	10
Gambar 2. 4 Letak <i>stent</i> jantung.....	15
Gambar 2. 5 Desain <i>stent</i>	16
Gambar 3. 1 Diagram alir penelitian	19
Gambar 3. 2 Sketsa desain belah ketupat	21
Gambar 3. 3 Desain lingkaran	23
Gambar 3. 4 Proses karakterisasi <i>laser marking</i>	23
Gambar 3. 5 Desain <i>stent</i> jantung.....	24
Gambar 3. 6 Desain A	24
Gambar 3. 7 Desain B	25
Gambar 3. 8 Diagram alir proses pemesinan <i>stent</i>	26
Gambar 3. 9 <i>Jig rotary</i>	27
Gambar 3. 10 Letak pengamatan pada lingkaran	28
Gambar 3. 11 Letak pengujian mikro pada struktur <i>stent</i>	28
Gambar 3. 12 Letak pengamatan <i>strut</i> dan jarak lubang.....	29
Gambar 4. 1 Lubang hasil <i>laser marking</i>	30
Gambar 4. 2 Hasil model <i>stent</i> menggunakan <i>laser marking</i>	33
Gambar 4. 3 Letak dan arah pergeseran yang terjadi	34
Gambar 4. 4 Kegagalan pada struktur <i>stent</i>	35
Gambar 4. 5 Hasil Potongan 1	37
Gambar 4. 6 Hasil Potongan 2.....	38
Gambar 4. 7 Hasil Pemotongan pada titik 3	38
Gambar 4. 8 Strut 1	39
Gambar 4. 9 Strut 2	39
Gambar 4. 10 Strut 3	40
Gambar 4. 11 <i>Strut</i> 4.....	40
Gambar 4. 12 <i>Strut</i> 5	41
Gambar 4. 13 <i>Strut</i> 6	41

Gambar 4. 14 <i>Strut</i> 7	42
Gambar 4. 15 <i>Strut</i> 8	42
Gambar 4. 16 Jarak antar lubang 1	44
Gambar 4. 17 Jarak antar lubang 2	44
Gambar 4. 18 Jarak antar lubang 3	45
Gambar 4. 19 Jarak antar lubang 4	45
Gambar 4. 20 Jarak antar lubang 5	46
Gambar 4. 21 Jarak antar lubang 6	46
Gambar 4. 22 Jarak antar lubang 7	47
Gambar 4. 23 Jarak antar lubang 8	47
Gambar 4. 24 <i>Stent</i> hasil pemesinan <i>laser marking</i>	50
Gambar 4. 25 Kegagalan 1 pada struktur	51
Gambar 4. 26 Kegagalan 2 pada struktur	51
Gambar 4. 27 Kegagalan 3 pada struktur	52
Gambar 4. 28 Kegagalan 4 pada struktur	52

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit jantung koroner (PJK) adalah pembunuh nomor satu di negara-negara maju dan dapat terjadi juga pada negara-negara berkembang (Safri, 2018). Untuk di Indonesia sendiri berdasarkan data kementerian kesehatan pengidap Penyakit jantung koroner (PJK) ialah 1,5% atau 15 dari 1000 penduduk Indonesia mengidap penyakit ini. Salah satu tindakan pengobatan pada pasien pengidap PJK ialah dengan pemasangan Ring (*stent*). Ring (*stent*) adalah *tube* atau pipa kecil yang digunakan pada arteri koroner dengan tujuan untuk membuka arteri koroner dari penyempitan (Hermawan & Mantovani, 2013.). Ring diaplikasikan pada arteri koroner dengan bantuan kateter balon, ring terlebih dahulu disusutkan kemudian dipasangkan pada kateter balon lalu dimasukkan melalui pembuluh darah. Setelah sampai pada arteri koroner yang mengalami penyempitan, ring di ekspansi dengan cara mengembangkan balon pada kateter (Pujiyulianto & Suyitno, 2019.). Ring dibuat untuk dapat berubah bentuk atau terdeformasi plastis sehingga dapat terus menahan arteri koroner yang mengalami penyempitan setelah mengalami ekspansi (Suryawan, 2017).

Pemasangan ring pada pasien pengidap PJK juga merupakan salah satu alternatif pengobatan yang ada. Dikarenakan jika dibandingkan dengan pengobatan operasi *bypass*, pemasangan ring memakan biaya yang lebih sedikit serta waktu operasi yang juga lebih singkat. Operasi *bypass* memakan biaya sampai dengan 130 juta rupiah, jika dilakukan di rumah sakit swasta maka biaya yang dibutuhkan bisa mencapai 150 juta rupiah. Sedangkan untuk operasi pemasangan *stent* jantung di Indonesia mulai dari 20 juta rupiah serta bergantung pada jumlah *stent* yang digunakan. Tetapi untuk ketersediaan ring (*stent*) di Indonesia masih bergantung pada impor. Hal ini tentunya menjadi masalah jika melihat kebutuhan *stent* jantung di Indonesia yang bisa mencapai 15.000 *stent* tiap tahunnya (Hernugrahanto & Syaifudin. 2021). Biaya untuk pemasangan *stent* jantung di Indonesia sebenarnya masih tergolong mahal, hal ini dikarenakan

belum adanya produksi *stent* jantung secara mandiri. Berdasarkan pernyataan Menteri Kesehatan RI, Nila Moeloek “Sangat bisa mengurangi biaya dibandingkan impor, sepertiganya dari total biaya dapat berkurang”. Pernyataan tersebut disampaikan pada saat peresmian fasilitas produksi *stent* dan balon kateter PT. Dipa Global Medtek. Berdasarkan pernyataan tersebut, biaya pemasangan *stent* dapat dikurangi hingga sepertiganya jika diproduksi secara mandiri. Sehingga penelitian ini menawarkan salah satu upaya yang dapat dilakukan agar dapat memproduksi ring (*stent*) secara mandiri. Tentunya sebelum masuk ke tahap pembuatan, terlebih dahulu dibutuhkan desain serta analisis produk sebagai tahapan awal. Pembuatan desain dilakukan dapat menjadi gambaran terkait produk yang akan dihasilkan. Pembuatan desain pada penelitian ini dilakukan dengan memanfaatkan perangkat lunak *Computer Aided Design (CAD)* dan *Computer Aided Engineering (CAE)*. Hasil dari penelitian yang telah dilakukan akan menjadi pertimbangan dengan berbagai catatan sebelum dilakukannya proses pembuatan.

Berdasarkan studi terkait ring (*stent*) yang sudah ada sebelumnya, terdapat beberapa cara yang dapat digunakan dalam proses pembuatan ring (*stent*). Yang paling umum adalah pembuatan dengan memanfaatkan *micro laser cutting*. Selain itu, terdapat juga proses manufaktur yang dilakukan dengan memanfaatkan sumber daya yang ada, seperti pembuatan *stent* dengan menggunakan *electrical discharge machining (EDM)*. Serta terdapat juga pembuatan *stent* dengan bangun sederhana yang sudah terbukti dapat diaplikasikan pada *stent* yaitu desain berbentuk belah ketupat. Walaupun desain yang sederhana tetapi pada penelitian sebelumnya sudah terbukti dapat berekspansi.

Pada penelitian studi awal proses *laser marking* sebagai pemesinan alternatif *stent* jantung, *stent* jantung dibuat dengan memanfaatkan *laser marking* sebagai alternatif dikarenakan ketersediaan alat yang ada serta untuk pengadaan yang *laser marking* yang lebih murah jika dibandingkan dengan *mikro laser cutting*. Sebagai perbandingan harga *laser marking* berkisar 20-60 juta, sedangkan untuk *mikro laser cutting* berada pada 3-5 miliar. Oleh sebab itu *laser marking* dipilih sebagai alternatif pemesinan yang digunakan.

1.2 Rumusan Masalah

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

1. Bagaimana membuat desain *stent* jantung berbentuk belah ketupat untuk pemesinan *laser marking*?
2. Bagaimana hasil pemesinan *laser marking* terhadap struktur *stent* jantung?

1.3 Batasan Masalah

Dalam suatu penelitian atau perancangan tidak mungkin untuk dapat menyelesaikan seluruh masalah yang telah dirumuskan pada rumusan masalah. Sehingga diperlukan batasan masalah sebagai pembatas lingkup permasalahan yang dibahas dalam penelitian ini. Terdapat beberapa batasan masalah yang digunakan pada penelitian ini, yaitu :

1. Proses desain menggunakan perangkat lunak solidworks 2022.
2. Stent jantung yang dirancang berbahan stainless steel 316 L
3. Desain yang dibuat berbentuk belah ketupat.

1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Merancang desain *stent* yang dapat dimanufaktur menggunakan mesin *laser marking*.
2. Mengetahui hasil pemesinan *laser marking* .

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Penelitian ini dapat menjadi salah satu referensi pembelajaran mengenai perancangan dan pembuatan *stent* jantung.
2. Hasil penelitian ini dapat menjadi pertimbangan dalam proses pembuatan *stent* jantung.

1.6 Sistematika Penulisan

Bagian ini berisikan mengenai urutan dan sistematika penulisan laporan tugas akhir yang dilengkapi dengan ringkasan isi dari masing-masing bab dalam perancangan ini.

BAB I : PENDAHULUAN

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

BAB II : TINJAUAN PUSTAKA

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

BAB III : METODE PENELITIAN

Pada bagian ini berisikan alur perancangan, kriteria desain serta alat dan bahan yang digunakan dalam proses perancangan.

BAB IV : HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bagian ini berisikan tentang analisis data hasil perancangan yang telah dilakukan untuk mendapatkan suatu kesimpulan.

BAB V : PENUTUP

Pada bagian ini berisikan kesimpulan dari perancangan ini.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kajian Pustaka

Perkembangan teknologi di zaman sekarang yang sangat pesat menghasilkan berbagai keuntungan dalam kehidupan. Salah satunya perkembangan teknologi dalam dunia kesehatan. Hal ini tentunya sangat membantu kehidupan manusia, dikarenakan para pengidap penyakit yang cukup parah dapat memperoleh kembali harapan untuk dapat hidup sehat. Hal ini terjadi juga kepada pasien pengidap penyakit jantung koroner (PJK). Dikarenakan berkat perkembangan teknologi menghasilkan pengobatan alternatif dari PJK. Pengobatan alternatif ini adalah dengan pemasangan *stent* jantung. Pengobatan ini termasuk alternatif jika dibandingkan dengan pengobatan lainnya. Dikarenakan lebih membutuhkan biaya yang lebih sedikit serta waktu operasi pemasangan yang lebih singkat. Oleh karena itu, dalam penelitian studi awal proses *laser marking* sebagai pemesinan alternatif *stent* jantung diperlukan pembahasan terkait penelitian yang sudah lebih dahulu dilakukan sebagai acuan dalam proses penelitian.

Stent jantung pertama kali ditemukan pada tahun 1986 oleh Puel dan Sigwart, *stent* jantung yang dibuat dapat mengembang secara mandiri. Setelah penemuan hebat itu, di tahun 1987 Palmaz dan Schatz mengembangkan *stent* yang dapat dikembangkan menggunakan balon. *Stent* ini yang menjadi *stent* jantung pertama yang disetujui oleh *food and drug administration (FDA)*. Walaupun memiliki penyangga yang tebal dan fleksibilitas yang buruk tetapi sudah dapat mengurangi restenosis. Terbukti dengan uji coba yang diterbitkan pada tahun 1993 (Uji coba BENESTENT dan STRESS). Kemudian dengan perkembangan teknologi, *stent* jantung mengalami perkembangan. Saat ini *stent* jantung terbagi menjadi beberapa jenis. Yang pertama adalah *bare metals stent (BMS)*. BMS adalah jenis *stent* jantung yang pertama digunakan. *Stent* jantung berjenis ini umumnya terbuat dari metal anti karat. Sedangkan untuk jenis kedua adalah *Drug Eluting Stents (DES)*. DES adalah *stent* yang digabungkan dengan

obat yang melapisi struktur *stent*. Sirolimus dan paclitaxel adalah dua obat antiproliferatif yang awalnya digunakan pada DES. DES juga dibuat dengan menggunakan material baja tahan karat. Tetapi dikarenakan kekurangan yang ada pada bahan baja tahan karat, DES dikembangkan menggunakan paduan logam. Paduan logam yang digunakan adalah kobalt, kromium, dan platinum. Polimer ini dibuat dari molekul yang lebih biokompatibel. Selain BMS dan DES terdapat juga jenis *stent* lainnya yaitu, *Bioresorbable Stents (BRS)*. *Bioresorbable Stent* merupakan *stent* yang dapat diserap atau dapat terurai oleh tubuh manusia. BRS lahir akibat keresahan terhadap adanya logam pada pembuluh koroner. Oleh karena itu BRS hadir sebagai solusi atas keresahan tersebut. BRS dapat berfungsi sebagai penahan pembuluh darah selama 12 bulan pertama dan diserap kembali setelah 24 sampai dengan 36 bulan. Hal ini memungkinkan pemulihan diameter luminal normal (Tomberli, dkk., 2018). Dengan banyaknya pengembangan yang terjadi pada *stent* jantung sangat disayangkan di Indonesia belum mampu memproduksi secara mandiri. Melihat tingginya kebutuhan *stent* di Indonesia, seharusnya ketersediaan *stent* tidak bergantung lagi dengan impor. Tetapi dikarenakan sumber daya yang terbatas tentunya pembuatan *stent* di Indonesia masih belum dapat dilakukan. Terkait pengembangan *stent* di Indonesia, *stent* sudah pernah dibuat dengan memanfaatkan mesin *Electrical Discharge Machine (EDM)*.

Terdapat penelitian terdahulu yang juga memiliki keterkaitan dengan penelitian “studi awal proses *laser marking* sebagai pemesinan alternatif *stent* jantung”, penelitian tersebut berjudul “*Desain, Pemodelan, dan Pembuatan Prototype Stent Jantung Menggunakan Electrical Discharge Machine (EDM)*”. Penelitian tersebut berisi tentang pemodelan *stent* jantung yang dilakukan menggunakan *software* ABAQUS 6.11. Material yang digunakan dalam pemodelan *stent* yang berekspansi ini ialah *stainless steel 316L*. Sedangkan untuk material pada balon digunakan *polyetherane*. Untuk bentuk geometri yang digunakan pada pemodelan ini ialah berbentuk belah ketupat. Hasil dari pemodelan ini menunjukkan bahwa *stent* mampu mengalami ekspansi pada tekanan 1.7 MPa dengan nilai *dogbone* sebesar 8%. Serta menghasilkan tegangan von mises sebesar 730 MPa, lebih kecil 10 MPa dari ketahanan maksimal

material yang digunakan. Serta dengan desain berbentuk belah ketupat membuat proses manufakturnya dapat dilakukan dengan EDM (Suryawan, 2017).

Selain penelitian diatas, terdapat juga penelitian lain yang juga membahas mengenai pemodelan *stent* jantung untuk mendukung kemudahan proses manufaktur. Penelitian tersebut berjudul “ *Pemodelan Ekspansi Stent Jantung Dengan Balon Hyper Elastis*”. Penelitian tersebut membahas mengenai pemodelan *stent* jantung dengan menggunakan balon *hyper* elastis sebagai media untuk mengembangkan *stent*. Pemodelan ini menggunakan beberapa variasi tekanan dalam analisis yang dilakukan yaitu, 1 MPa, 1.25 MPa, 1.50 MPa, 1.75 MPa, dan 2 MPa. Dalam pemodelan ini material yang digunakan pada *stent* yaitu *stainless steel 316L*. Sedangkan balon *hyper* elastis dimodelkan menggunakan material *polyurethane*. Perangkat lunak yang digunakan dalam proses pemodelan pada penelitian ini adalah ABAQUS. Dari penelitian ini diperoleh hasil *stent* yang mampu berekspansi dengan baik tetapi masih banyaknya titik konsentrasi tegangan pada desain yang dimodelkan. Hal ini disebabkan oleh gaya tarik pada saat *stent* terdeformasi. Sehingga hal ini menjadi faktor penting sebelum *stent* dapat dimanufaktur (Suryawan & Suyitno, 2017).

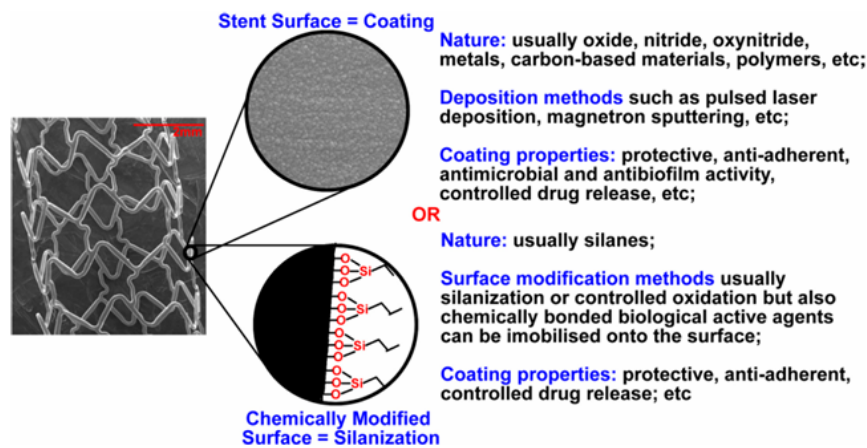
Perkembangan teknologi tidak hanya membuat proses pemodelan *stent* jantung lebih mudah dilakukan tentunya juga membawa perubahan pada proses manufaktur *stent* jantung itu sendiri. Tidak hanya itu, terdapat juga perkembangan mengenai material yang digunakan pada pembuatan *stent* jantung. Seperti dalam penelitian yang berjudul “ *The Development of Design And Manufacture Techniques for Bioresorbable Coronary Artery Stents*”. Penelitian ini membahas mengenai pengembangan teknologi dalam perancangan dan pembuatan *stent* yang dapat diserap secara biologis. Dikarenakan PJK yang menjadi pembunuh manusia diseluruh dunia, *stent* polimer yang dapat diserap telah menarik perhatian. Hal ini dikarenakan dapat mengobati tanpa menghasilkan komplikasi jangka panjang. *Stent* polimer yang dapat diserap terus mengalami pengembangan dalam pemrosesan material, kinerja mekanis, biodegradabilitas, dan teknik pembuatan. Teknik pembuatan *stent* yang sudah banyak dilakukan yaitu, pemotongan laser. Tetapi perkembangan pesat pencetakan 3D menjanjikan inovasi berkelanjutan dan aplikasi luas bahas

biodegradable yang menyediakan teknik baru untuk pembuatan *stent* yang dapat diserap (Wang, L. dkk., 2021).

Dalam perkembangan teknologi pembuatan *stent* jantung di dunia, perkembangan pembuatan *stent* tidak hanya pada material yang digunakan melainkan tentunya hal serupa terjadi pada metode pembuatan *stent* jantung. Contohnya pada penelitian ini yang berjudul “*A Review of Production Technologies and Materials for Manufacturing of CardioVascular Stents*”. Penelitian tersebut membahas mengenai perkembangan teknologi dan material dalam proses pembuatan *stent* jantung. Serta juga untuk memberikan pandangan secara umum mengenai teknologi dalam pembuatan *stent* jantung. Perkembangan teknologi yang sangat mempengaruhi perkembangan cara dalam pembuatan *stent* jantung. Perkembangan ini meliputi material yang digunakan dan pemanfaatan teknologi demi menunjang proses pembuatan *stent*. Dalam perkembangan ini, menyebabkan perubahan dalam proses pembuatan *stent*. Dari *bare metal stents (BMS)*, *drug eluting stent (DES)*, dan *bioresorbable stents (BRS)*. Perkembangan ini juga didukung oleh kemampuan teknologi yang mampu memodelkan *stent* sebelum dilakukannya proses manufaktur atau pembuatan. Dengan memanfaatkan *finite element analysis (FEA)*, yang sangat membantu dalam proses pengoptimalan pemodelan *stent*. Perkembangan pembuatan *stent* jantung juga dapat menggunakan *3D- printing*, yang tentunya dapat mempercepat proses manufaktur dari *stent* jantung itu sendiri. Hal ini didukung dengan material polimer yang sudah termasuk kedalam material yang dapat digunakan untuk tubuh manusia (*biodegradable*). Serta dengan bantuan *finite element analysis (FEA)* dalam pembuatan *stent* jantung dapat diketahui juga karakteristik *stent* yang akan dibuat ketika proses operasi berlangsung (Polanes, Kramberger, & Glodez. 2020).

Dengan banyaknya pengembangan teknologi dalam pembuatan *stent* jantung dari masa ke masa, tentunya perlu diketahui juga mengenai pemanfaatan teknologi tersebut yang membuat banyaknya jenis *stent* yang sudah ada dipasaran. Seperti dalam penelitian ini yang berjudul “*Recent Advances in Manufacturing Innovative Stents*”, didalamnya membahas mengenai jenis-jenis *stent* jantung yang sudah ada, material yang digunakan dalam pembuatan *stent*,

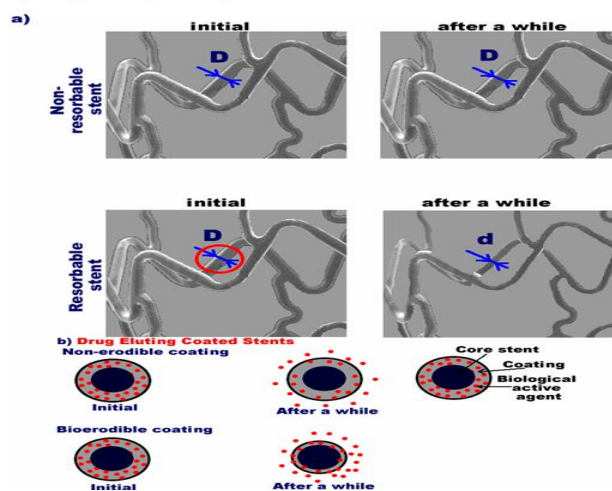
fungsi dari *stent*, dan demonstrasi kondisi *stent* pada saat proses pembuatan dilakukan. Dalam pembuatan *stent* jantung pada generasi pertama, yaitu *bare metals stents (BMS)* bahan yang digunakan adalah *stainless steel 316L*, *cobalt-chromium*, dan *platinum-iridium alloys*. Tetapi dalam penerapan jangka panjang dapat menimbulkan masalah seperti *hyperplasia* dan *in-stent restenosis*. Sehingga berdasarkan hal ini, dikembangkanlah *coated stent* atau *stent* dengan lapisan tertentu. Permukaan *stent* dapat dimodifikasi menggunakan *oxides* dan *nitrides*.



Gambar 2. 1 Permukaan *stent* setelah *coating*.

(Sumber : *Recent Advances in Manufacturing Innovative Stents, 2020*)

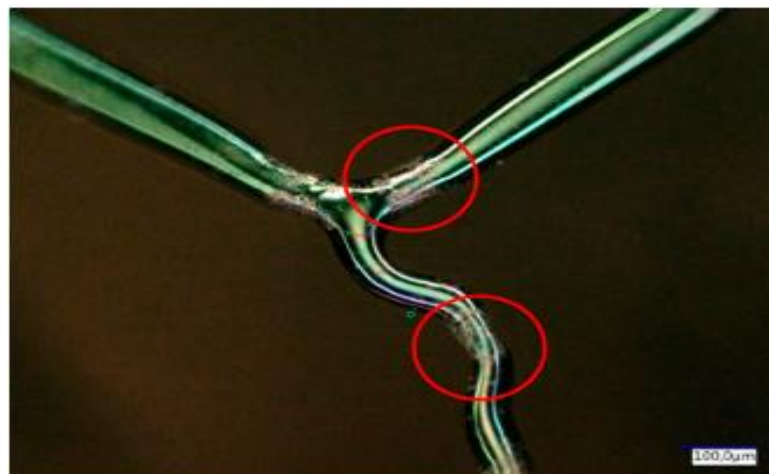
Selain itu terdapat beberapa jenis *coating* yang digunakan pada *stent* jantung yaitu, *organic coating*, *bio-based coating*, dan *inorganic coating*. Selain pengembangan penggunaan *coating* pada *stent* jantung, terdapat juga pengembangan material yang digunakan. Material yang dapat diserap secara biologis menjadi salah satunya. Hal ini dikarenakan penggunaan *stent* dalam jangka panjang tentunya memungkinkan terjadinya masalah. Material yang digunakan dalam pembuatan *stent* untuk dapat diserap oleh tubuh yaitu, Fe, Mg, Zn (*Biodegradable metals*), dan polimer. Material ini dapat diserap oleh tubuh setelah beberapa bulan pemasangan. Hal ini dinilai baik dikarenakan dapat mencegah efek dari pemasangan “benda asing” pada tubuh manusia. Magnesium, iron, dan zinc merupakan material *metals* yang pertama kali digunakan pada pembuatan *stent* jantung yang dapat diserap tubuh ini.



Gambar 2. 2 Stent dengan material yang dapat diserap.

(Sumber : *Recent Advances in Manufacturing Innovative Stents*, 2020)

Selain material dan metode pembuatan, karakter mekanik pada stent jantung juga menjadi faktor penting. Karakter mekanik ini adalah modulus young, yield strength, dan ultimate tensile strength. Dikarenakan ketika stent berekspansi atau terdeformasi maka akan ada bagian yang mengalami perubahan panjang sehingga membuat struktur stent mengecil dibagian yang mengalami perubahan panjang tersebut.



Gambar 2. 3 Penyusutan pada struktur ketika berekspansi

(Sumber : *Recent Advances in Manufacturing Innovative Stents*, 2020)

Stent jantung dari masa ke masa terus mengalami perkembangan, sejak pertama kali stent dibuat sampai dengan stent yang mampu diserap oleh tubuh yang melepaskan agen aktif biologis yang mampu mengendalikan adhesi, diferensiasi sel, dan perkembangan jaringan. Walaupun terjadi perkembangan

pesat dalam teknologi pembuatan stent jantung, belum ada stent yang ideal hingga saat ini. Tetapi permasalahan ini sepertinya akan teratasi dalam waktu dekat jika melihat perkembangan stent beberapa tahun terakhir (Bechhasna, dkk., 2020). Ringkasan kajian pustaka dapat dilihat pada tabel 2.1.

Tabel 2. 1 Ringkasan Kajian Pustaka

Tahun	Judul	Penulis
2016	Pemodelan Ekspansi <i>Stent</i> Jantung Dengan Balon Hyper Elastis	Donny Suryawan & Suyitno
2017	Desain, Pemodelan, Dan Pembuatan Prototype <i>Stent</i> Jantung Menggunakan Electrical Discharge Machine (EDM)	Donny Suryawan & Suyitno
2020	A Review of Production Technologies and Materials for Manufacturing of Cardiovascular Stents	Polanec B, Kramberger J, & Glodez, S.
2020	Recent Advantages in Manufacturing Innovative Stents	Natalia, M Saqib, Horota, Lukaz, Oleg, Oana, Denisa, Zeno, Marin, Anton, Zhilei, Pichugin, Opitz, dan Ecaterina
2021	The Development of Design and Manufacture Techniques for Bioresorbable Coronary Artery Stents	Liang Wang, Li Jiao, Shushuo Pang, Pei Yan, Xibin Wang dan Qiu

2.2 Dasar Teori

Dalam proses mendesain serta pemodelan *stent* jantung untuk pemesinan berbasis *laser marking* yang akan dilakukan, tentunya membutuhkan beberapa teori untuk mendasari seluruh proses yang dilakukan. Berikut ini dilampirkan beberapa teori yang mendasari proses perancangan pemodelan *stent* jantung dan hasil karakterisasi menggunakan *laser marking*.

2.2.1 Penyakit Jantung Koroner

Penyebab utama penyakit jantung koroner (PJK) adalah kelainan miokardium akibat insufisiensi aliran darah koroner yang disebabkan arterosklerosis, disamping banyak faktor lain. Aterosklerosis adalah suatu kondisi ketika arteri besar dan arteri kecil terdapat endapan lemak, trombosit, makrofag, dan leukosit di seluruh lapisan tunika intima yang menuju pada tunika media (Corwin, 2000).

Terdapat tujuh jenis penyakit jantung terpenting yaitu :

1. Penyakit jantung koroner (penyebab 80% kematian yang disebabkan penyakit jantung).
2. Penyakit jantung akibat hipertensi.
3. Penyakit jantung reumatik.
4. Penyakit jantung kongenital.
5. Endokarditis bakterialis.
6. Penyakit jantung sifilitik.
7. Cor pulmonale.

Selain itu, faktor yang mempengaruhi risiko seseorang dapat menderita penyakit jantung ialah usia, jenis kelamin, ras, dan riwayat keluarga. Risiko aterosklerosis koroner meningkat seiring meningkatnya usia. Serta wanita cenderung lebih kebal terhadap penyakit ini sampai tahap menopause, dan kemudian sama rentannya dengan pria. Kemudian orang-orang Amerika-Afrika cenderung lebih rentan jika dibandingkan dengan orang-orang kulit putih. Selanjutnya riwayat keluarga yang telah mengidap penyakit jantung koroner ini terlebih dahulu sebelum umur 50, dapat meningkatkan risiko terjadinya penyakit

ini (Santoso & Setiawan, 2005). Berdasarkan hal-hal diatas, begitu pentingnya penanganan terhadap pasien pengidap penyakit jantung koroner. Dikarenakan juga seringnya penyakit jantung koroner ini menjadi penyebab seseorang mengalami kematian mendadak (Hanafi, dkk. 1997).

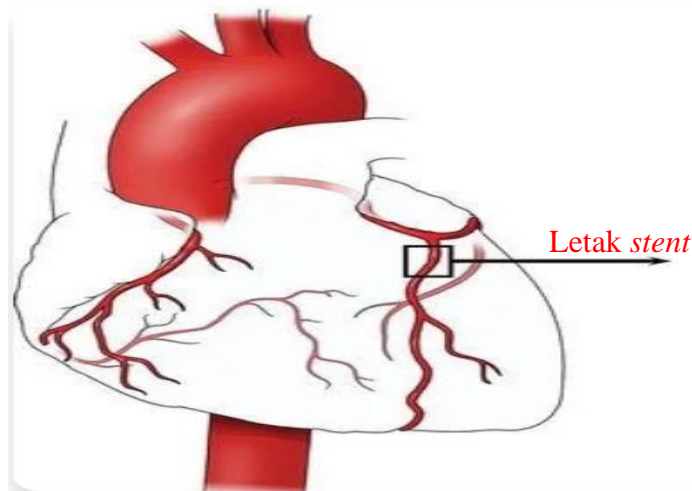
2.2.2 Pengobatan Penyakit Jantung Koroner

Pengobatan atau upaya perawatan terhadap pasien pengidap penyakit jantung koroner (PJK) dapat dilakukan dengan beberapa pilihan. Upaya-upaya yang dapat dilakukan jika penyempitan pada pembuluh darah sudah tidak dapat dikontrol yaitu, transplantasi jantung, operasi *bypass*, dan pemasangan *stent* jantung. Transplantasi dapat dilakukan dengan cara menggantikan jantung pasien pengidap PJK dengan jantung pendonor. Hal ini tentunya sangat sulit dilakukan mengingat jantung hanya bisa diperoleh dari pendonor yang telah mengalami mati otak ataupun meninggal dunia, dengan syarat pasien dan pendonor memiliki golongan darah yang sama. Dan berdasarkan pernyataan Dirut Rumah Sakit Jantung dan Pembuluh Darah Harapan Kita (RSJPDHK) Dr.dr. Iwan Dakota,Sp. JP(K), Mars mengatakan sampai saat ini transplantasi jantung belum pernah dilakukan di Indonesia. Kemudian upaya selanjutnya yang dapat dilakukan pada pasien PJK ialah *bypass*.

Operasi *bypass* arteri koroner adalah jenis operasi jantung untuk pasien yang sudah tergolong parah. Operasi ini dilakukan dengan cara melakukan pembukaan *sternum* untuk mengakses jantung, kemudian digunakan obat untuk membuat jantung berhenti memompa, dan menghubungkan mesin *bypass* kardiopulmoner untuk mempertahankan aliran darah beroksigen ke tubuh pasien selama operasi. Kemudian dilakukan pengambilan saluran arteri dari dalam dinding dada, lengan, atau vena dari kaki. Saluran ini kemudian dicangkokkan pada jantung pasien. Hal ini bertujuan untuk membuat saluran baru agar tidak terjadinya penyempitan (Haris, 2013). Operasi *bypass* dilakukan selama kurang lebih 6 jam. Upaya selanjutnya yang dapat dilakukan bagi pasien PJK yaitu dengan pemasangan *stent* jantung.

Pemasangan *stent* jantung atau juga dikenal dengan PCI (*Percutaneous Coronary Interventio*) merupakan tindakan dengan melakukan pelebaran pada

saluran arteri yang mengalami penyempitan dengan balon, yang kemudian dipasangkan *stent* untuk menahan saluran arteri agar tidak kembali menyempit. Operasi ini dilakukan hanya dengan insisi kecil pada kulit (Aldi, Dkk. 2024). Dengan PCI penyumbatan yang terjadi pada pembuluh darah dapat dihindari dengan segera, sehingga membuat aliran darah dalam arteri menjadi normal seperti sebelumnya, dan kerusakan otot pada jantung dapat diminimalisir (Rosdiwati, 2016).



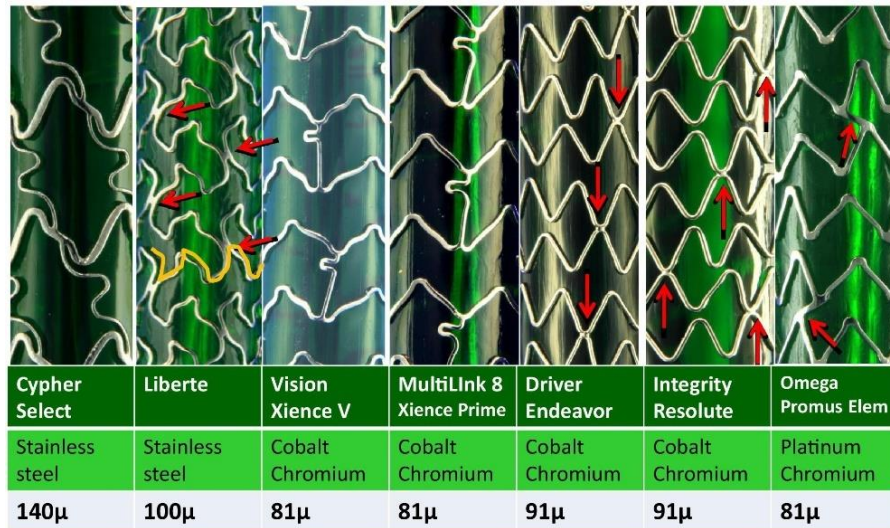
Gambar 2. 4 Letak *stent* jantung

Pemasangan *stent* jantung menjadi pengobatan alternatif jika dibandingkan dengan transplantasi jantung dan operasi *bypass*. Dengan biaya yang lebih murah serta dengan waktu operasi yang jauh lebih singkat. Tetapi ketersediaan *stent* di Indonesia masih sangat bergantung dengan impor.

2.2.3 *Stent* Jantung

Stent atau ring merupakan *tube* kecil yang diletakkan pada saluran arteri koroner yang mengalami penyempitan, hal ini bertujuan untuk membuka kembali aliran darah pada arteri koroner (Hermawan & Mantovani, 2013). *Stent* dirancang untuk dapat terdeformasi pada area plastis sehingga tidak akan kembali pada bentuk semula yang dapat mengakibatkan terjadinya kegagalan (Suryawan, 2017). *Stent* dibuat dengan beberapa material yang sering menjadi pilihan yaitu, *cobalt*, titanium, dan *stainless steel 316L*. Ketiga material tersebut tergolong pada *biomaterial* (Saraf & Yadav, 2018).

Material yang digunakan pada pembuatan *stent* harus memiliki sifat ketahanan terhadap korosi, biokompabilitas, kekerasan, keuletan, dan kekuatan (Li, dkk. 2017). Selain itu *stent* juga harus fleksibel agar dapat berekspansi atau mengembang yang bertujuan untuk menahan arteri koroner dari penyempitan.



Gambar 2. 5 Desain *stent*

(Sumber : *Stent Longitudinal Integrity*, 2011)

2.2.4 Solidworks 2022

Solidworks adalah sebuah perangkat lunak CAD (*Computer Aided Design*), CAM (*Computer Aided Manufactur*), dan CAE (*Computer Aided Engineering*). Perangkat lunak ini dikembangkan oleh perusahaan *Dassault Systemes*. Perangkat lunak ini berfungsi sebagai media bagi para penggunanya untuk membantu proses perancangan, pemodelan, dan pembuatan serta pembuatan gambar teknik untuk suatu produk. Sehingga dapat memudahkan penggunanya. Selain itu *solidworks* juga menyediakan fitur analisis sebagai pendukung dalam proses perancangan suatu produk diantaranya yaitu, *motion analysis*, *static analysis*, *thermal analysis*, *flow analysis*, etc (Durham, 2022).

2.2.5 Stainless Steel 316L

Perkembangan biomaterial sudah dimulai sejak masa perang dunia, dikarenakan kebutuhan manusia yang bertambah terutama dibidang kesehatan. Biomaterial adalah material yang digunakan untuk menggantikan struktur

biologis yang hilang atau sakit agar fungsinya tetap berjalan. Biomaterial terbagi menjadi dua sifat, yaitu biofungsionalitas dan biokompatibilitas. Biofungsionalitas berkaitan dengan sifat mekanik pada biomaterial. Sedangkan biokompatibilitas berkaitan dengan kemampuan material untuk dapat diterima oleh tubuh (Deshmukh & Kulkarni, 2015). Salah satu material tersebut adalah *stainless steel 316L*. *Stainless steel 316L* termasuk kepada biokompatibel dikarenakan memiliki rentang korosi yang sangat rendah (Kuffiner, dkk.2021). Material ini sudah sering digunakan pada bidang kesehatan. Bahkan *stent* jantung pertama di dunia juga menggunakan material *stainless steel 316L*. *Stainless steel 316L* adalah besi paduan dengan jumlah kromium (Cr) minimal 12%. Beberapa *stainless steel* memiliki kandungan kromium sampai dengan 30%. Komposisi pada material *stainless steel 316L* dapat dilihat pada tabel 2.2

Tabel 2.2 Komposisi stainless steel 316L

(Callister Jr & Rethwisch, 2020)

Komposisi Kimia	Jumlah %
Fe	Min 61.9
C	0.08
Cr	17
Ini	12
Mau	2.5
Mn	2

Stainless steel 316L juga memiliki sifat mekanik yang termasuk kedalam biofungsionalitas, sifat tersebut antara lain, modulus young sebesar 196000 N/mm², poison rasio sebesar 0.4, dan tegangan luluh sebesar 375 N/mm². Serta memiliki kekuatan maksimal sebesar 740 MPa, densitas 7.99 x10⁻⁶ kg/m³, konduktivitas termal 0.0163 W/mmC. Koefisien ekspansi termal 1.59 x 10⁻⁵/C, dan spesifik panas 500J/kgC. (Fikri, 2023. : Suryawan, 2017).

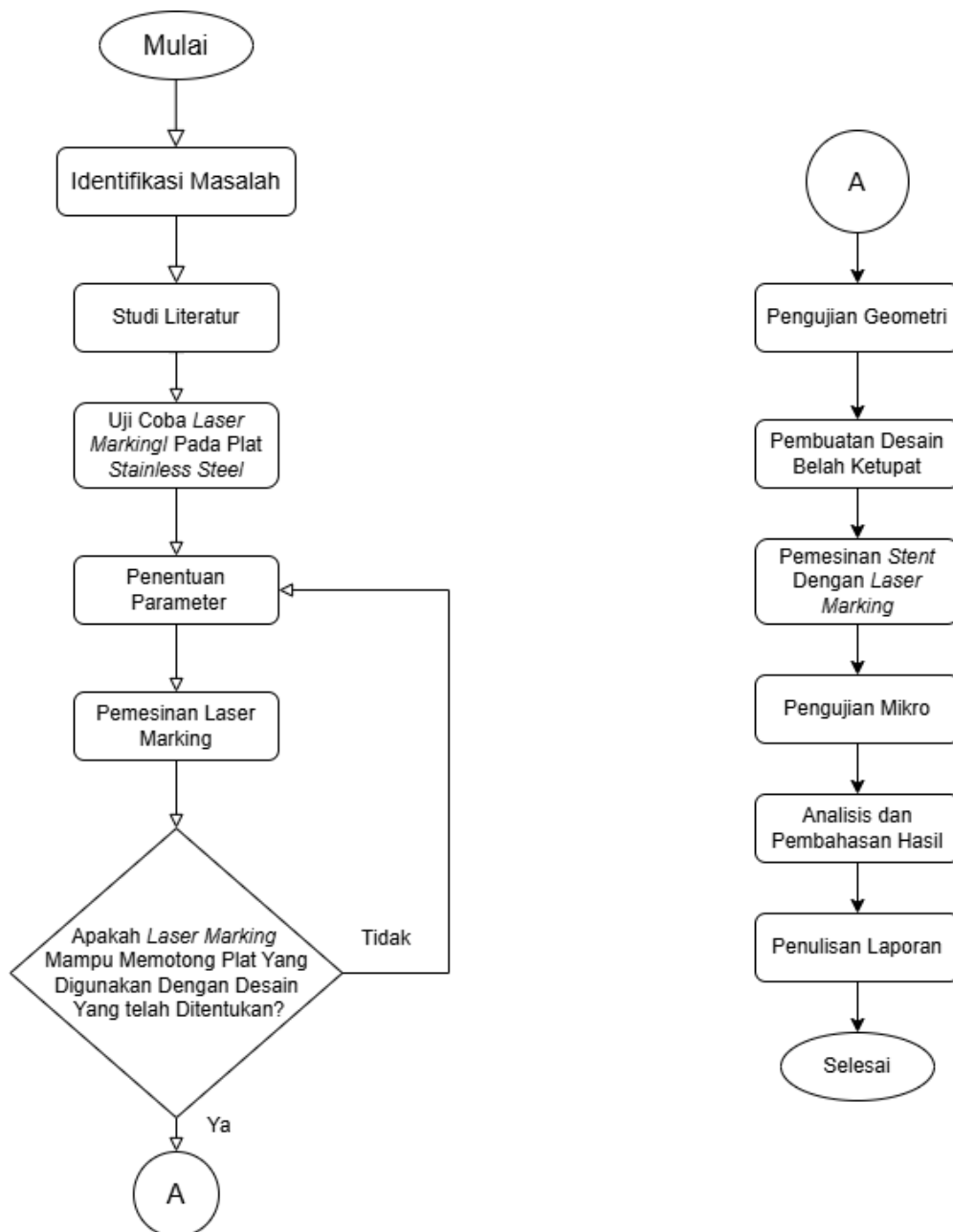
2.2.6 Laser Marking

Laser marking adalah metode baru yang digunakan untuk memberikan tanda atau label yang bertujuan untuk mengidentifikasi suatu produk dengan memanfaatkan energi *laser*. Cara kerja dari *laser marking* adalah dengan menggunakan energi laser yang difokuskan terhadap permukaan dari suatu produk yang diinginkan, sehingga laser dapat menggerus permukaan dari produk tersebut (Toleti, dkk., 2024) . Hal ini dapat terjadi dikarenakan energi laser yang terpusat pada satu titik sehingga menyebabkan suatu permukaan dari produk dapat tergerus atau terpotong. Banyak cara yang dapat digunakan pada saat proses marking antara lain, laser *annealing*, *ink-marking*, *mechanical engraving*, *colaration*, *electro-chemical*, dll. (Qi, dkk., 2003).

BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

Gambar 3.1 memaparkan mengenai alur penelitian dalam penelitian yang berjudul studi awal proses *laser marking* sebagai pemesinan alternatif *stent* jantung.



Gambar 3. 1 Diagram alir penelitian

3.2 Kriteria Desain

Dalam melakukan perancangan suatu produk tentunya dibutuhkan desain dari produk tersebut. Desain yang dibuat harus sesuai dengan kebutuhan. Oleh karena itu, sebelum proses desain dilakukan terlebih dahulu dibutuhkan penentuan kriteria desain. Kriteria desain tersebut akan digunakan sebagai pedoman serta acuan dalam membuat desain produk. Umumnya terdapat dua jenis kriteria yaitu, kriteria *must* dan kriteria *want*. Kriteria *must* merupakan kriteria yang harus dimiliki oleh produk yang akan dibuat, dalam hal ini stent jantung. Sedangkan kriteria *want* merupakan kriteria yang berasal dari keinginan perancang yang ingin ditambahkan pada desain produk yang dibuat. Dibawah ini merupakan kriteria-kriteria yang ada pada proses mendesain stent jantung.

3.2.1 Kriteria *must*

1. Memiliki panjang maksimal 40mm (Suwaidi, J. Dkk, 2000).
2. Memiliki diameter luar 4 mm (Suwaidi, J. Dkk, 2000).
3. Berbentuk Belah Ketupat.
4. Memiliki hasil dengan toleransi ukuran 1%.

3.2.2 Kriteria *want*

1. Kemudahan dalam proses manufaktur dengan pemesinan *laser marking*.

3.3 Peralatan dan Bahan

Tabel 3. 1 Peralatan yang digunakan pada penelitian ini.

No.	Peralatan	Fungsi
1	Laptop	Perangkat utama dalam melakukan desain dan pemodelan.
2	<i>Solidworks</i> 2022	Perangkat lunak yang digunakan untuk melakukan desain dan pemodelan.
3	Jangka Sorong	Untuk mengukur dimensi hasil pemakanan
4	Mikroskop	Untuk melihat hasil pemesinan

5	Laser Marking	Untuk membuat struktur <i>stent</i> jantung.
---	---------------	--

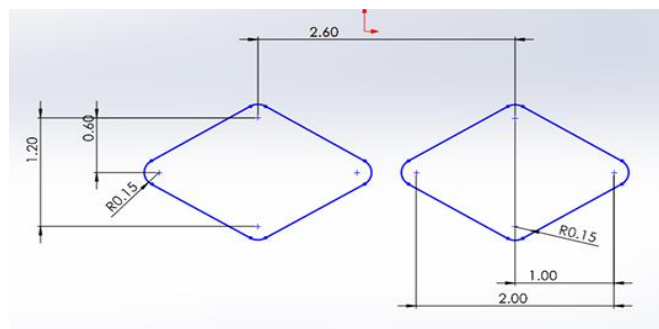
Tabel 3. 2 Bahan yang digunakan pada penelitian ini.

No.	Bahan	Fungsi
1	Plat <i>Stainless Steel 316L</i>	Digunakan untuk mengetahui karakteristik pemakanan laser marking
2	<i>Tube Stainless Steel 316L</i>	Sebagai bahan baku pembuatan <i>stent</i> jantung

3.4 Desain Belah Ketupat

Desain yang dipilih untuk digunakan adalah berbentuk belah ketupat. Pemilihan desain berbentuk belah ketupat pada *stent* dipengaruhi oleh penelitian yang telah dilakukan sebelumnya yang juga menggunakan bentuk belah ketupat sebagai bentuk lubang pada *stent* dan telah terbukti dapat dimanufaktur walaupun penelitian sebelumnya menggunakan pemesinan yang berbeda. Serta simulasi pada penelitian sebelumnya menunjukkan desain belah ketupat adalah bentuk bangun yang paling sederhana yang mampu berekspansi (Suryawan, 2017). Selain itu pemilihan desain berbentuk belah ketupat juga menyesuaikan dengan proses manufaktur yang akan dilakukan dengan *laser marking*. Dan juga pemilihan desain berbentuk belah ketupat mempertimbangkan terkait dengan kemudahan dalam manufaktur.

Pada desain yang dibuat, ukuran belah ketupat yang digunakan yaitu lebar lubang 1.20 mm, panjang lubang 2 mm, jarak antar lubang 2.60 mm, dan fillet 0.15 mm.



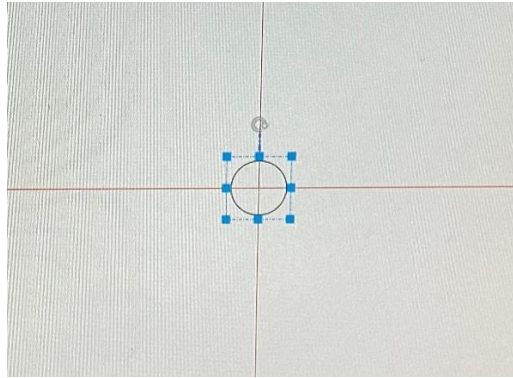
Gambar 3. 2 Sketsa desain belah ketupat

3.5 Pemesinan Menggunakan *Laser Marking*

Pemesinan yang digunakan untuk membuat *stent* jantung adalah berbasis laser marking. Secara singkat laser *marking* merupakan alat untuk menggerus permukaan suatu produk dengan memanfaatkan energi laser. Pemilihan penggunaan *laser marking* sebagai alat yang akan digunakan dalam proses pembuatan dipengaruhi oleh sumber daya yang ada.

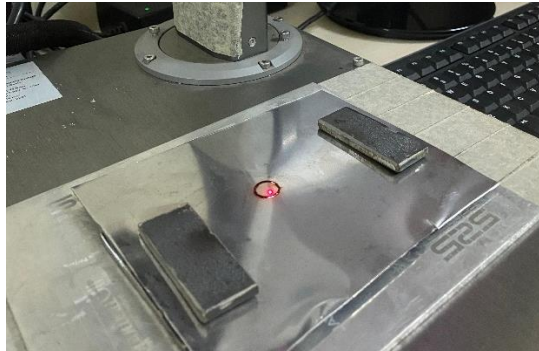
3.5.1 Proses Karakterisasi Hasil Pemesinan *Laser Marking*

Proses Karakterisasi *Laser Marking* merupakan proses percobaan untuk mengetahui karakter dari *laser marking* yang akan digunakan dalam pembuatan *stent* jantung. Serta untuk mengetahui karakter dari hasil pemesinan *laser marking*. Proses ini dilakukan dengan cara membuat desain berbentuk lingkaran, dengan ukuran diameter 10 mm yang kemudian divisualkan pada plat *stainless steel* dengan ketebalan 0.5 mm. Sebelum dilanjutkan dengan proses *laser marking*. Proses ini dilakukan sebanyak 3 kali untuk memperoleh data karakterisasi pemesinan *laser marking*. Desain lingkaran dapat dilihat pada gambar 3.3. Proses karakterisasi dilakukan untuk mengetahui dimensi hasil pemesinan dengan *laser marking* dengan parameter seperti *power* dan *speed* yang telah ditentukan, sehingga dapat dijadikan sebagai acuan dalam proses manufaktur *stent* jantung. Proses ini dapat dilihat pada gambar 3.4. Selain itu, karakterisasi juga bertujuan untuk mengetahui waktu yang dibutuhkan oleh *laser marking* untuk memotong desain lingkaran yang digunakan dan juga untuk mengetahui tingkat keakuratan pemesinan *laser marking* dengan cara mengukur diameter lubang yang dihasilkan oleh *laser marking*. Pengukuran tersebut dilakukan dengan jangka sorong, hasil pengukuran tersebut penting untuk memastikan bahwa lubang yang dihasilkan dapat sesuai dengan desain yang telah dibuat.



Gambar 3. 3 Desain lingkaran

Gambar 3.3 menampilkan desain sederhana yang digunakan dalam proses karakterisasi hasil pemesinan *laser marking*. Desain yang digunakan berbentuk lingkaran dengan diameter 10 mm.



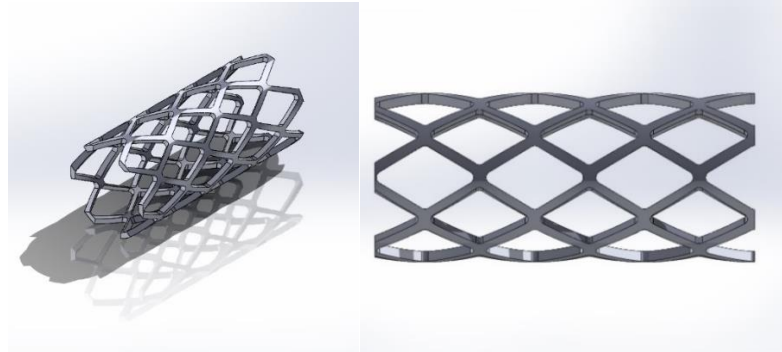
Gambar 3. 4 Proses karakterisasi *laser marking*

Gambar 3.4 menunjukkan proses karakterisasi yaitu pada proses pemesinan dengan *laser marking*. Proses tersebut dilakukan sampai dengan plat *stainless steel* dapat terpotong.

3.6 Desain *Stent*

Desain yang digunakan dibuat dengan memanfaatkan perangkat lunak *solidworks 2022*. Desain yang dibuat mengacu kepada ukuran bentuk belah ketupat yang telah ditentukan sebelumnya. Ukuran belah ketupat yang digunakan yaitu lebar lubang 1.20 mm, panjang lubang 2 mm, jarak antar lubang 2.60 mm, dan fillet 0.15 mm. Berdasarkan ukuran tersebut dibuat desain *stent* jantung yang sesuai dengan ukuran tersebut. Sedangkan untuk dimensi dari desain *stent* jantung yang telah dibuat yaitu, memiliki diameter luar sebesar 4 mm, memiliki diameter dalam 3.5 mm, memiliki panjang 10 mm, dan menghasilkan ketebalan

strut sebesar 0.20 mm. Selain itu desain *stent* jantung yang dibuat memiliki ketebalan struktur sebesar 0.25 mm. Hasil dari desain yang dibuat dapat dilihat pada gambar 3.5 dan 3.6 .

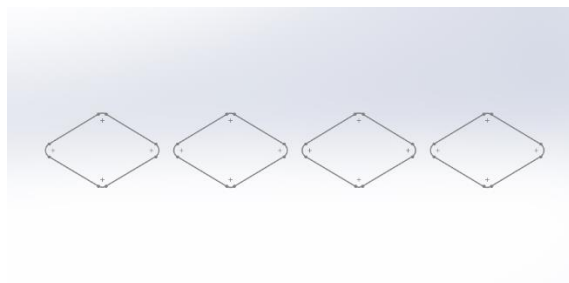


Gambar 3. 5 Desain *stent* jantung

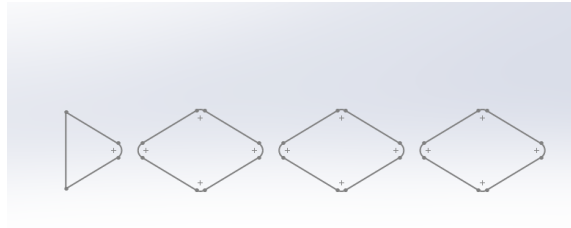
Gambar 3.5 menampilkan desain *stent* jantung yang dibuat dengan menggunakan kriteris desain yang telah ditentukan serta memanfaatkan perangkat lunak *solidworks 2022*.

3.7 Pemesinan *Stent* Jantung

Proses pemesinan menggunakan *laser marking* dilakukan dengan cara berulang-ulang sampai menembus permukaan dari *tube stainless steel 316L*. Hal ini dilakukan dikarenakan ketidakmampuan *laser marking* untuk menembus permukaan *tube* dengan sekali pemakanan.

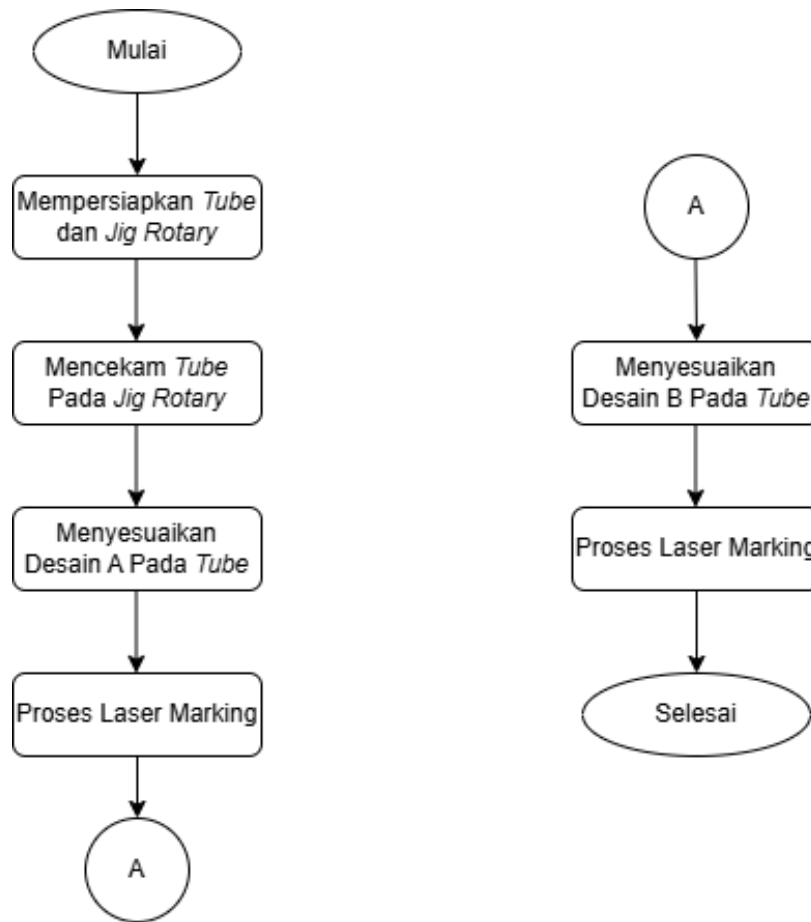


Gambar 3. 6 Desain A



Gambar 3. 7 Desain B

Dalam proses pemesinan dengan *laser marking*, desain yang digunakan adalah desain 2 dimensi. Hal tersebut disebabkan oleh cara pemakanan *laser marking* yang hanya pada satu sisi. Sehingga dibutuhkan desain 2 dimensi. Desain 2 dimensi didapatkan dari sketsa desain *stent* jantung. Proses pemesinan dilakukan dengan bertahap. Yaitu dengan menyelesaikan terlebih dahulu pemakanan disatu sisi kemudian dilanjutkan dengan pemakanan pada sisi lain, hal ini disebabkan bentuk *stent* yang tidak datar melainkan silinder. Selain itu, diperlukan dua desain 2 dimensi untuk proses pemakanan dengan *laser marking*. Dua desain ini didapatkan dari desain *stent* yang telah dibuat. Hal ini disebabkan oleh bentuk struktur *stent* jantung yang tidak sama pada masing-masing sisinya. Untuk desain pertama dapat dilihat pada gambar 3.6. Sedangkan desain kedua dapat dilihat pada gambar 3.7. Desain memiliki spesifikasi ukuran yang sama dengan sketsa pada desain yaitu lebar lubang 1.20 mm, panjang lubang 2 mm, jarak antar lubang 2.60 mm, dan fillet 0.15 mm. Dan menghasilkan *strut* sebesar 0.20 mm. Seluruh proses yang dilakukan serta tahanannya dapat dilihat pada gambar 3.8. Gambar 3.8 menampilkan rangkaian proses yang dilakukan dalam penelitian pada pemesinan *stent* jantung dengan *laser marking*.



Gambar 3. 8 Diagram alir proses pemesinan *stent*

Dikarenakan bentuk permukaan *stent* yang tidak datar, sehingga untuk memudahkan proses pemesinan *stent* dengan *laser marking* dibutuhkan *holder* yang dirancang khusus. *Holder* tersebut tidak hanya berfungsi sebagai penahan *stent* saat dilakukan proses pemesinan melainkan juga dapat diputar 360°. Hal tersebut dibutuhkan agar proses pemesinan dapat disesuaikan dengan desain yang telah dibuat. Desain *holder* atau *jig rotary* yang telah dibuat dapat dilihat pada gambar 3.9. *Jig rotary* dibuat dengan menggunakan akrilik dengan ketebalan 5 mm. Material tersebut digunakan dikarenakan kemudahan dalam pengadaannya serta dalam proses merangkai bagian-bagian yang ada. Sudut putaran yang digunakan pada masing-masing desain yaitu desain A dan desain B sebedar 45° pada *jig rotary*.



Gambar 3. 9 *Jig rotary*

Selain itu, terdapat beberapa parameter yang digunakan dalam proses pemesinan dengan *laser marking*. Parameter tersebut berupa, *power*, *speed*, dan *frequency*. *Power* yang digunakan pada proses pemesinan adalah 100%, sedangkan *speed* yang digunakan adalah sebesar 50 mm/s, dan *frequency* yang digunakan adalah 20 KHz.

3.8 Metode Pengujian

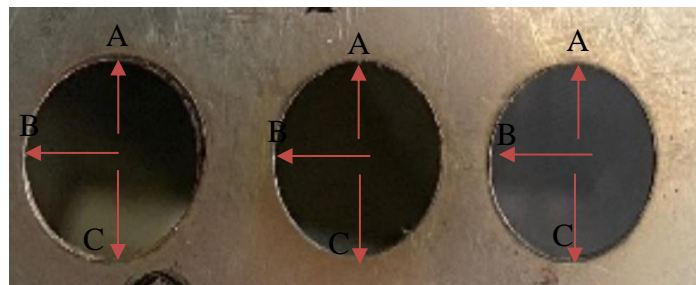
3.8.1 Pengujian Geometri

Pengujian geometri dilakukan setelah proses pemesinan *stent* jantung dengan *laser marking* telah dilakukan. Proses pengujian geometri ini bertujuan untuk mengetahui ukuran geometri yang dihasilkan oleh proses pemesinan dengan *laser marking*. Proses pengujian geometri dilakukan dengan memanfaatkan alat ukur berupa, jangka sorong atau *vernier caliper* dengan tingkat ketelitian 0.02 mm. Proses pengukuran dengan jangka sorong dilakukan pada struktur hasil pemesinan *laser marking*. Untuk mengetahui ukuran diameter pada struktur hasil *laser marking*.

3.8.2 Pengujian Mikro

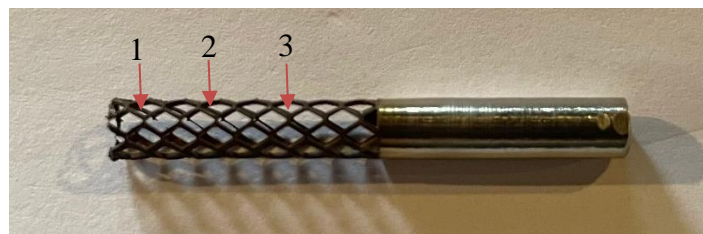
Setelah proses pemesinan dilakukan dengan menggunakan *laser marking*, kemudian dilanjutkan dengan proses pengujian geometri. Tahap selanjutnya adalah proses pengujian mikro. Pengujian mikro dilakukan dengan menggunakan mikroskop, dengan lensa perbesaran 50x. Pengujian mikro bertujuan untuk

melihat struktur yang dihasilkan oleh pemesian *laser marking*. Hal tersebut dilakukan untuk mengetahui bagaimana hasil pemotongan oleh *laser marking*. Proses pengujian mikro dilakukan pada plat *stainless steel* dan pada struktur *stent* jantung. Pada plat *stainless steel*, dilakukan pengamatan pada tiga titik dari masing-masing ketiga lingkaran. Letak ketiga titik dari masing-masing pengamatan pada ketiga lingkaran dapat dilihat pada gambar 3.10.



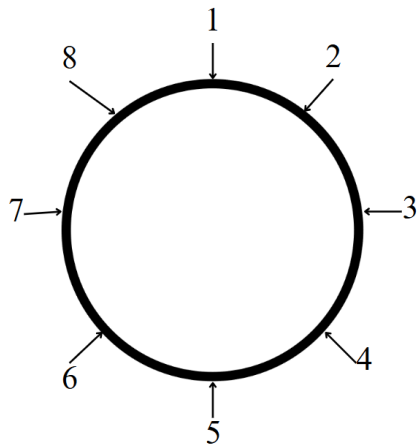
Gambar 3. 10 Letak pengamatan pada lingkaran

Sedangkan pengujian mikro yang dilakukan pada struktur *stent* jantung dilakukan pada tiga titik. Letak pengujian mikro pada struktur *stent* jantung dapat dilihat pada gambar 9.11. Hal tersebut dilakukan untuk mengetahui bagaimana hasil potongan pemesian menggunakan *laser marking*. Serta pengujian mikro juga dilakukan pada struktur *stent* yang mengalami putus atau patah.



Gambar 3. 11 Letak pengujian mikro pada struktur *stent*

Selain itu, dilakukan juga pengamatan pada strut dan jarak antar lubang belah ketupat. Pengamatan masing masing dilakukan pada 8 titik dari struktur *stent* yang dihasilkan. Masing-masing pengamatan tersebut dilakukan pada tiap sisi dari struktur *stent*. Letak pengamatan *strut* dan jarak antar lubang dapat dilihat pada gambar 3.12.



Gambar 3. 12 Letak pengamatan *strut* dan jarak lubang

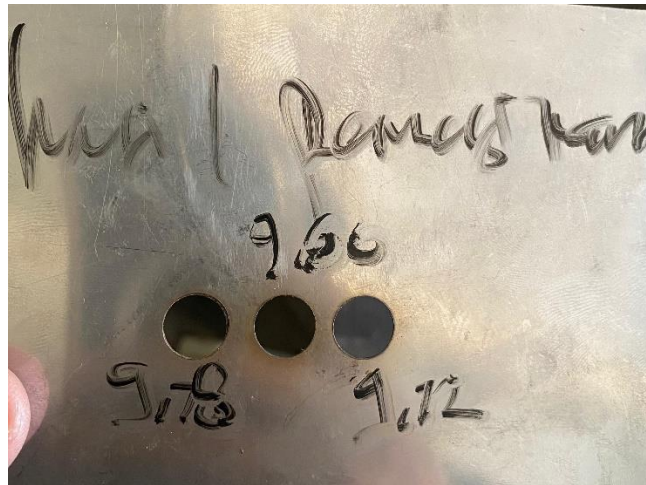
Gambar 3.12 menampilkan letak pengamatan yang dilakukan pada hasil dari pemesinan. Pengamatan dilakukan pada *strut* dan jarak antar lubang. Pengamatan dilakukan masing-masing pada 8 titik.

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Uji Geometri Pemesinan Laser Marking

Pada gambar 4.1 dapat dilihat lubang yang dihasilkan oleh proses pemesinan menggunakan *laser marking*. Terdapat tiga lingkaran yang dibuat pada proses pemesinan awal menggunakan *laser marking*. Lingkaran tersebut asing-masing didesain dengan ukuran diameter 10 mm.



Gambar 4. 1 Lubang hasil *laser marking*.

Setelah proses pemesinan dengan menggunakan *laser marking* telah dilakukan dengan membuat tiga lingkaran tersebut, kemudian dilakukan pengukuran geometri pada lingkaran yang dihasilkan. Selain itu, pada saat proses pemesinan menggunakan *laser marking* dilakukan, durasi yang dibutuhkan oleh *laser marking* sampai dapat membuat lubang lingkaran juga harus diketahui. Oleh karena itu, dilakukan juga pencatatan durasi pemakanan oleh *laser marking*. Hal tersebut bertujuan untuk mengetahui berapa lama waktu yang dibutuhkan oleh *laser marking* hingga menembus plat *stainless steel* setebal 0.5 mm yang digunakan. Hasil pengujian geometri dan durasi laser marking dapat dilihat pada tabel 4.1 berikut.

Tabel 4. 1 Hasil karakterisasi *laser marking*

Desain	Ukuran Desain (mm)	Ukuran Hasil Pemesinan (mm)	Durasi Pemakanan (menit)
Lingkaran 1	10	9,78	33 menit 02 detik
Lingkaran 2	10	9,60	35 menit 20 detik
Lingkaran 3	10	9,72	45 menit 21 detik

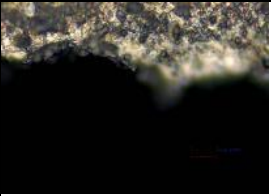
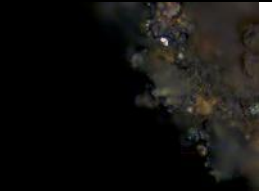
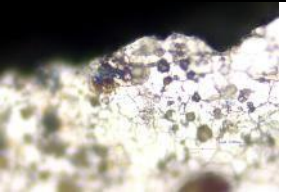

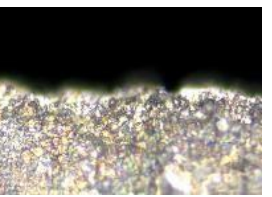



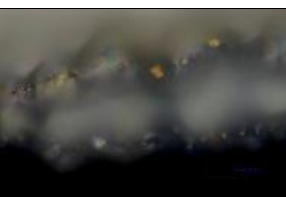
Setelah dilakukan proses karakterisasi *laser marking* kemudian dilanjutkan dengan pengukuran hasil pemesinan. Berdasarkan hasil pengukuran dari proses laser marking yang dapat dilihat pada tabel 4.1, terdapat perbedaan antara ukuran desain awal dan hasil ukuran lubang pemesinan oleh *laser marking*. Ukuran diameter desain lubang lingkaran adalah sebesar 10 mm, namun hasil setelah pemesinan laser marking menunjukkan bahwa diameter lubang yang dibuat oleh pemesinan *laser marking* lebih kecil dibandingkan desain awal. Pada lingkaran pertama, diameter lubang hasil dari pemesinan laser marking adalah sebesar 9,78 mm atau lebih kecil 0,22 mm dibandingkan dengan desain awal, sedangkan lubang lingkaran kedua berukuran 9,60 mm atau lebih kecil 0,40 mm dan ukuran diameter lubang lingkaran ketiga adalah sebesar 9,72 mm atau lebih kecil 0,28mm. Perbedaan antara ukuran desain awal dan hasil pemesinan oleh *laser marking* dapat disebabkan oleh beberapa faktor, seperti tingkat daya laser, kecepatan pemakanan, sifat termal material, serta kemungkinan terjadinya penyusutan material akibat panas yang dihasilkan selama proses laser marking. Selain itu, waktu yang dibutuhkan untuk proses pemakanan juga bervariasi pada setiap lingkaran. Pada lingkaran pertama, proses pemakanan memerlukan waktu

33.02 menit, sedangkan lingkaran kedua membutuhkan 35.20 menit dan lingkaran ketiga memakan waktu yang lebih lama, yaitu 45.21 menit. Berdasarkan data ini, rata-rata durasi pemakanan laser marking untuk ketiga sampel adalah sekitar 37.81 menit.

4.2 Hasil Pengujian Mikro *Laser Marking*

Berikut merupakan tabel hasil dari pengujian mikro pada hasil *laser marking* dengan plat *stainless steel* yang akan menjadi acuan pada pembuatan medel stent.

Tabel 4. 2 Hasil pengujian mikro pada karakterisasi laser marking

Lingkaran	Titik A	Titik B	Titik C
1			
2			
3			

Setelah dilakukannya proses karakterisasi pemesinan *laser marking*, kemudian hasil dari pemesinan tersebut di uji dengan mikroskop. Hal ini bertujuan untuk mengetahui hasil dari pemotongan yang dilakukan oleh *laser marking*. Pengujian ini dilakukan pada 3 bagian dari masing-masing lubang lingkaran. Berdasarkan hasil pengujian mikro tersebut, didapatkan hasil yang disajikan pada Tabel 4.2. Pada tabel tersebut dapat dilihat bahwa permukaan hasil

pemotongan masih tampak kasar dan memiliki bentuk yang bergerigi di setiap titik pengamatan (Titik 1, Titik 2, dan Titik 3).

Hasil pemotongan tersebut dipengaruhi oleh banyaknya pengulangan yang dibutuhkan oleh *laser marking* untuk dapat menembus atau memotong plat yang digunakan. Selain itu, hal ini disebabkan juga oleh daya laser. Walaupun pada kenyataannya daya yang digunakan pada *laser marking* sudah maksimal atau 100%. Selain itu, pada tabel diatas dapat terlihat juga permukaan hasil pemotongan yang berwarna gelap. Warna gelap tersebut seharusnya tidak ada dikarenakan material yang digunakan tidak berwarna demikian. Hal ini disebabkan oleh suhu tinggi atau panas yang dihasilkan oleh *laser marking* yang berulang-ulang melakukan pemakanan pada permukaan *stainless steel* yang digunakan. Hasil pemesinan oleh *laser marking* dapat dilihat pada gambar 4.1. Pada gambar tersebut juga sudah dapat terlihat bahwasanya pada bagian-bagian yang mengalami kontak dengan *laser* cenderung berwarna gelap jika dibandingkan dengan permukaan yang tidak mengalami kontak dengan laser.

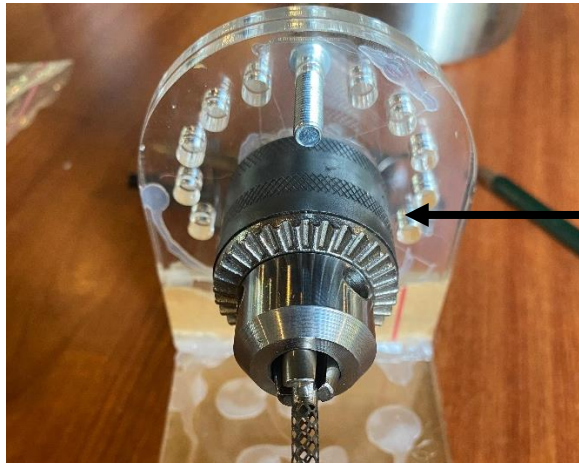
4.3 Hasil Pemesinan *Stent* Jantung

Gambar 4.2 memperlihatkan hasil model *stent* yang telah selesai melalui proses *laser marking*, pada gambar tersebut terlihat bahwa model pada struktur yang dihasilkan memiliki jarak antar belah ketupat yang tidak sama dan juga terlihat warna gelap pada struktur *stent* yang dihasilkan. Ketidaksesuaian jarak antar model desain ini dapat terjadi dikarenakan oleh faktor teknis dalam proses pemesinan.



Gambar 4. 2 Hasil model *stent* menggunakan *laser marking*

Faktor yang mempengaruhi adalah ketidakstabilan kecepatan pemotongan dan fokus laser selama proses pemesinan dilakukan. Pergeseran kecil pada struktur *jig rotary* atau *holder* dalam proses pemesinan *laser marking* dapat menyebabkan pergeseran atau perubahan jarak antar pola, terutama pada kedua ujung struktur *stent* yang dibuat. Letak pergeseran pada *jig rotary* dapat dilihat pada gambar 4. 3.



Gambar 4. 3 Letak dan arah pergeseran yang terjadi

Gambar 4.3 menampilkan pergeseran yang terjadi dalam proses pemesinan *stent* jantung serta arah pergeseran yang terjadi, sehingga dapat menyebabkan proses pemesinan menjadi tidak konsisten. Pada fokus laser yang tidak konsisten dapat mengakibatkan ketidaktepatan dalam penempatan pola model desain, sehingga jarak antar lubang menjadi tidak sama. Serta ketidaktepatan dalam pemutaran *holder* yang dilakukan juga dapat mempengaruhi hal tersebut. Selain itu, panas yang dialami oleh struktur *stent* yang diakibatkan oleh paparan laser yang berulang-ulang juga mempengaruhi ketelitian yang dihasilkan. Hal ini disebabkan ketika material memanas, terutama pada material tipis seperti yang digunakan dalam pembuatan *stent*, terjadi ekspansi termal yang bisa mempengaruhi presisi jarak antar pola. *Stent* tersebut juga mengalami perubahan warna yang cenderung gelap pada permukaan material. Hal yang menyebabkan perubahan warna adalah sifat material *stainless steel* yang dapat mengalami ekspansi atau perubahan kecil pada permukaannya saat terkena suhu tinggi dari proses *laser marking*. *Stent* tersebut juga menunjukkan perubahan warna menjadi lebih gelap atau gosong di sekitar area

yang terkena laser marking. Warna gosong ini adalah hasil dari proses oksidasi pada permukaan material stainless steel akibat paparan panas tinggi dikarenakan *laser marking*. Proses pemanasan yang terus berulang dan terus menerus pada material yang dihasilkan oleh *laser marking* dapat memicu reaksi kimia pada permukaan material, sehingga terbentuk lapisan oksida yang mengubah warna asli *stainless steel* menjadi lebih gelap.



Gambar 4. 4 Kegagalan pada struktur *stent*

Gambar 4.4 menampilkan kegagalan pada saat proses pemesinan *stent* jantung dilakukan dengan menggunakan *laser marking*. Kegagalan tersebut berupa struktur yang putus serta pola desain yang tidak sempurna. Hal tersebut dapat terjadi dikarenakan suhu panas yang dialami dan juga ketidaktepatan penempatan pola desain. Ketidaktepatan penempatan pola desain dipengaruhi oleh *jig rotary*. *Jig rotary* yang digunakan dalam proses pemesinan beberapa kali menghasilkan *backlash*. Sehingga menyebabkan pergeseran pada proses pemesinan. Backlash tersebut dapat terjadi dikarenakan lem yang digunakan sebagai perekat tidak mampu menahan panas yang dihasilkan oleh pemesinan *laser marking*, sehingga mengizinkan pergeseran yang tidak diinginkan pada struktur *stent*.

4.3.1. Durasi Pemesinan

Hasil dari proses pembuatan model *stent* menggunakan *laser marking* disajikan dalam tabel 4.3. Tabel tersebut menunjukkan berapa banyak pemakanan yang dilakukan untuk menembus *tube stainless steel 316L* dan berapa lama waktu yang dibutuhkan untuk masing-masing desain. Kemudian pemakanan yang dilakukan dijumlahkan untuk mengetahui total pemakanan untuk membuat satu struktur *stent* jantung.

Tabel 4. 3 Hasil pemakanan *laser marking*

Desain	Pemakanan Laser Marking	Waktu yang diperlukan
A 1	710	5 menit 49 detik
B 1	1000	12 menit 23 detik
A 2	845	8 menit 10 detik
B2	810	8 menit 16 detik
A 3	1010	12 menit 31 detik
B 3	820	6 menit 05 detik
A 4	870	8 menit 36 detik
B 4	630	4 menit 36 detik
Total	6.695	66 menit 43 detik
Rata-rata	837	8 menit 34 detik

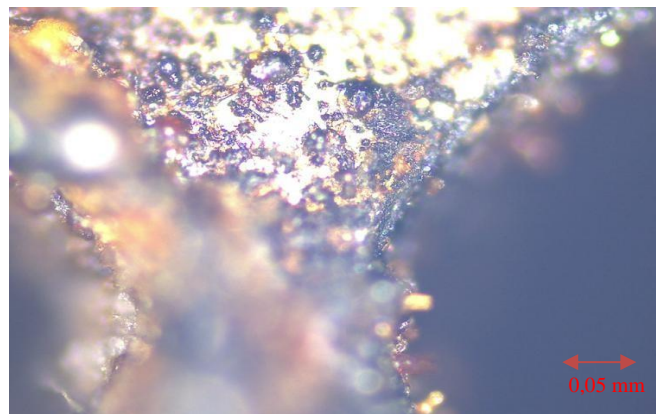
Berdasarkan data hasil pemakanan laser marking yang dapat dilihat pada tabel 4.3, terdapat beberapa perbedaan yang cukup signifikan dalam jumlah pemakanan dan durasi waktu yang dibutuhkan pada setiap baris model desain. Jumlah pemakanan yang paling sedikit adalah 630 dan pemakanan terbanyak yaitu 1010 kali, tentunya pemakanan ini dihitung sampai struktur dapat terpotong sepenuhnya pada tiap baris desain. Pemakanan yang dilakukan menghasilkan durasi waktu pemakanan yang beragam. Mulai dari yang paling cepat yaitu 4 menit 36 detik hingga yang paling lama 12 menit 31 detik. Waktu yang dibutuhkan dalam pembuatan struktur *stent* lebih singkat jika dibandingkan dengan waktu yang dibutuhkan oleh *laser marking* untuk menembus plat *stainless steel* pada saat proses karakterisasi dilakukan. Hal ini tentu saja disebabkan oleh ketebalan material yang digunakan pada struktur *stent* dan plat berbeda. Pada struktur *stent*, ketebalan material yang digunakan adalah 0,25 mm sedangkan pada plat *stainless steel* adalah 5 mm. Oleh sebab itu waktu yang dibutuhkan menjadi lebih singkat.

Perbedaan ini menunjukkan bahwa meskipun setiap model diproses menggunakan metode dan alat yang sama, hasil akhirnya tidak sepenuhnya sama. Beberapa faktor yang menyebabkan pemakanan serta waktu yang berbeda adalah perbedaan dalam ketebalan atau kekerasan material pada masing-masing baris model desain. Material yang lebih tebal atau lebih keras biasanya membutuhkan lebih banyak pemakanan untuk mencapai hasil yang sesuai dengan spesifikasi.

Serta faktor lain yang dapat mempengaruhi hasil adalah posisi fokus laser dan kondisi alat. Perubahan kecil dalam posisi fokus dapat mempengaruhi keefektifan pemotongan, yang berakibat pada kebutuhan pemakanan yang lebih banyak atau waktu pemesinan yang lebih lama.

4.3.2. Hasil Pemesinan Stent

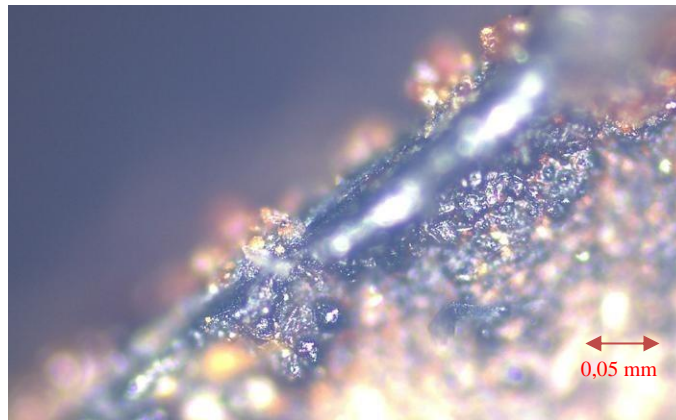
Hasil dari proses pemesinan struktur *stent* oleh *laser marking* yang telah dilakukan, dilanjutkan dengan analisis akurasi yang dihasilkan oleh *laser marking*. Hal ini dilakukan dengan bantuan mikroskop untuk melihat dengan jelas hasil dari pemesinan *laser marking* yang telah dilakukan.



Gambar 4. 5 Hasil Potongan 1

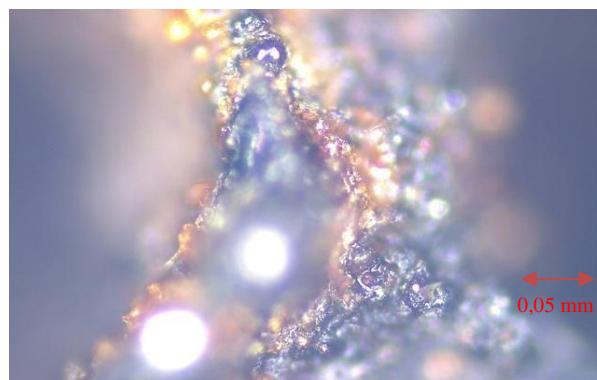
Gambar 4.5 yang menampilkan hasil potongan setelah proses pemesinan menggunakan *laser marking*. Pada gambar tersebut dapat dilihat bahwa hasil pemotongan dengan menggunakan *laser marking* masih menghasilkan struktur yang tidak rapi, dikarenakan permukaan yang dihasilkan masih bergerigi. Hal ini

dikhawatirkan dapat mengganggu atau menyebabkan kegagalan pada proses pengaplikasian *stent*.



Gambar 4. 6 Hasil Potongan 2

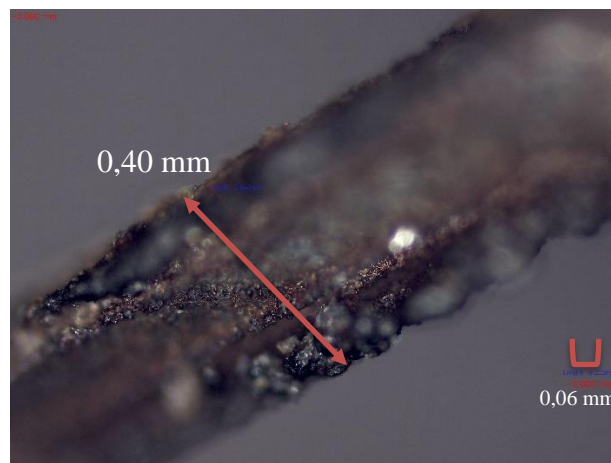
Gambar 4.6 yang juga menampilkan hasil potongan setelah proses pemesinan menggunakan *laser marking*. Pada gambar tersebut dapat dilihat bahwa hasil pemotongan dengan menggunakan *laser marking* masih menghasilkan struktur yang tidak rapi, dikarenakan permukaan yang dihasilkan masih bergerigi. Hal ini dikhawatirkan dapat mengganggu atau menyebabkan kegagalan pada proses pengaplikasian *stent*. Tetapi tidak semua bagian menghasilkan struktur yang bergerigi masih terdapat bagian yang terpotong dengan rapi.



Gambar 4. 7 Hasil Pemotongan pada titik 3

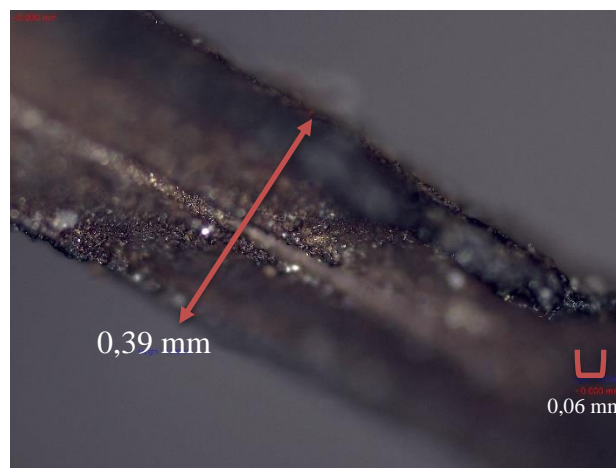
Hasil pengujian mikro pada proses pemotongan *laser marking* yang ditampilkan pada Gambar 4.5 hingga Gambar 4.7 menunjukkan bahwa permukaan hasil pemotongan masih tampak kasar dan tidak rata pada setiap titik yang diamati. Struktur permukaan yang terlihat bergerigi dan kasar ini mengindikasikan bahwa pemotongan yang dihasilkan oleh *laser marking* tidak

rapi. Permukaan yang kasar dan tidak sempurna ini dapat disebabkan oleh kondisi material yang sulit dipotong dengan menggunakan daya *laser marking*, serta adanya residu panas yang menumpuk selama proses pemotongan dan juga adanya panas yang dihasilkan oleh pemesinan dengan *laser marking*. Selain itu, variasi dalam ketebalan dan kerapatan material juga dapat mempengaruhi hasil akhir pemotongan, sehingga menghasilkan perbedaan ukuran pada permukaan.



Gambar 4. 8 Strut 1

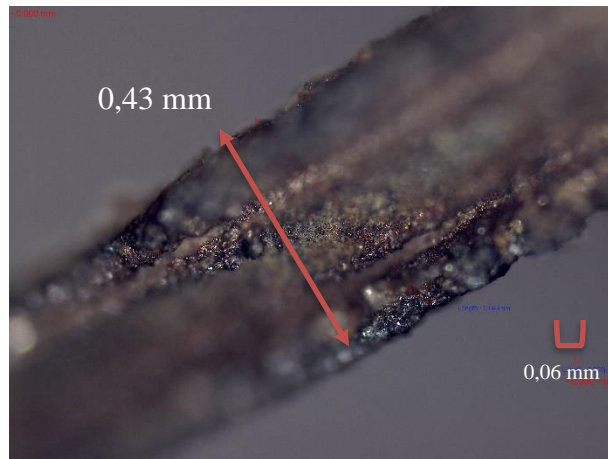
Gambar 4.8 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,40 mm. Sedangkan pada desain yang dibuat ukuran *strut* adalah sebesar 0,20 mm.



Gambar 4. 9 Strut 2

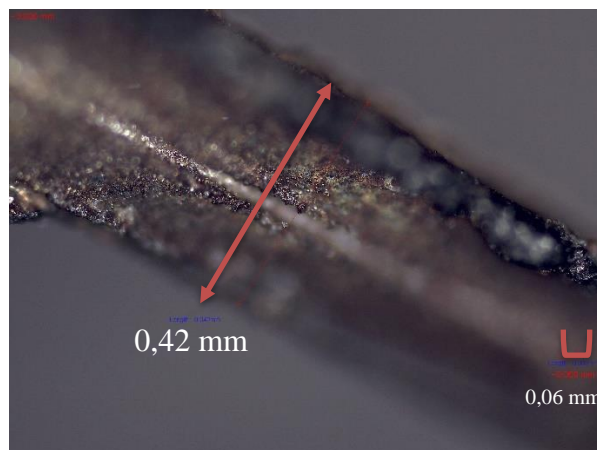
Gambar 4.9 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,39

mm. Sedangkan pada desain yang dibuat ukuran *strut* adalah sebesar 0,20 mm. Gambar tersebut diperoleh dengan mikroskop perbesaran 10 x



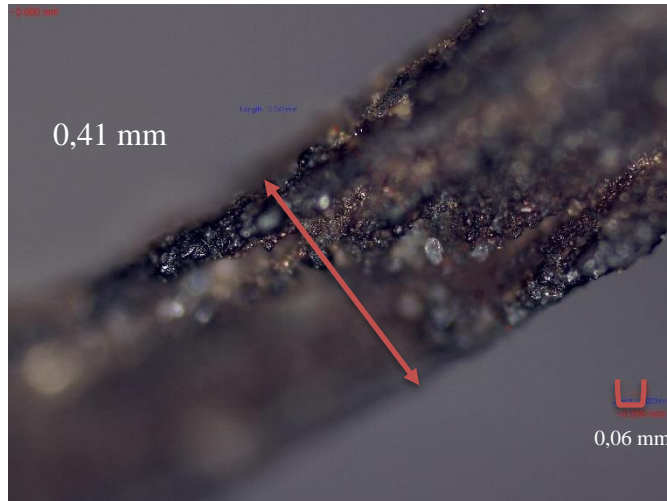
Gambar 4. 10 Strut 3

Gambar 4.10 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,43 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut sudah sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,20 mm. Gambar tersebut diperoleh dengan mikroskop perbesaran 10x



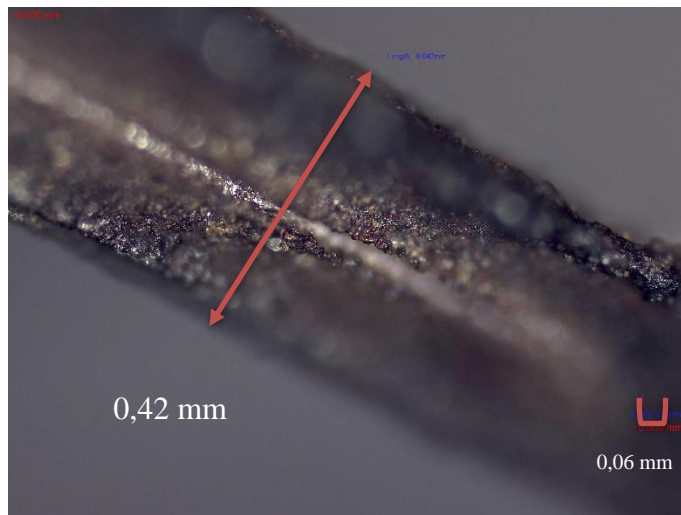
Gambar 4. 11 Strut 4

Gambar 4.11 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,42 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,20 mm.



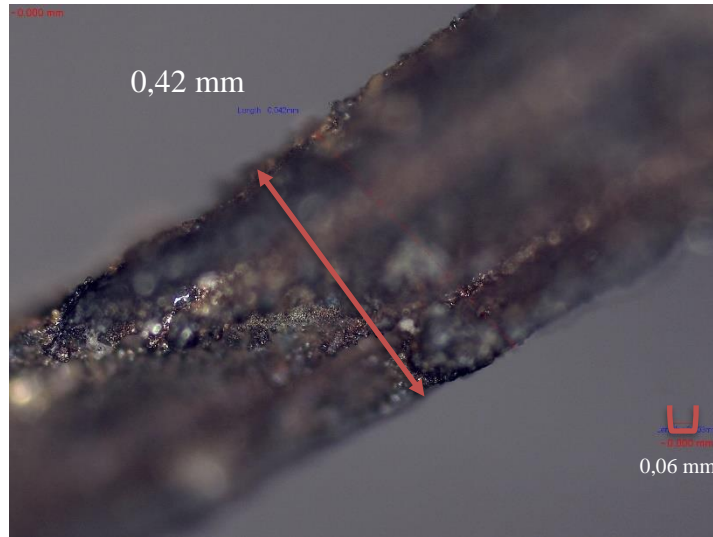
Gambar 4. 12 *Strut 5*

Gambar 4.12 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran *strut* sebesar 0,41 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,20 mm.



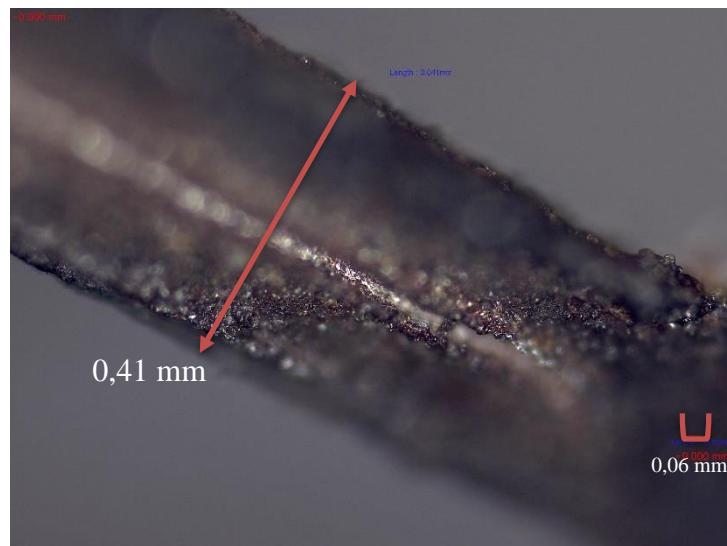
Gambar 4. 13 *Strut 6*

Gambar 4.13 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran *strut* sebesar 0,42 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,20 mm.



Gambar 4. 14 *Strut 7*

Gambar 4.14 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,42 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,20 mm.



Gambar 4. 15 *Strut 8*

Gambar 4.15 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,41 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,20 mm.

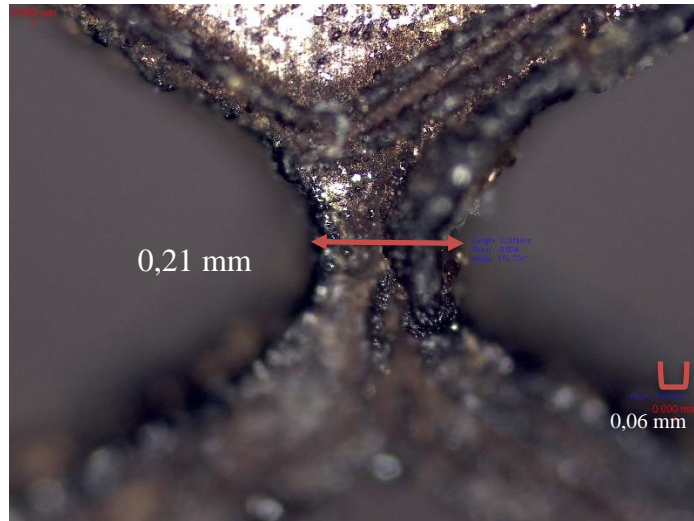
Hasil uji mikro yang dilakukan setelah proses *laser marking* selesai dilakukan menunjukkan adanya variasi ketebalan *strut* yang dihasilkan. Hasil tersebut dapat dilihat pada gambar 4.8 hingga gambar 4.15. Dengan hasil pengukuran pada masing-masing *strut* berkisar pada 0,39-0,43 mm. Hal tersebut menunjukkan bahwa hasil pemesinan *laser marking* lebih besar 0,19-0,23 mm dari ukuran sebenarnya. Hasil dari pengamatan pada *strut* dapat dilihat pada tabel 4.4

Tabel 4. 4 Hasil pengamatan pada *strut*

<i>Strut</i>	Ukuran Desain (mm)	Ukuran Hasil (mm)
1	0,20	0,40
2	0,20	0,39
3	0,20	0,43
4	0,20	0,42
5	0,20	0,41
6	0,20	0,42
7	0,20	0,42
8	0,20	0,41
Rata-rata		0,4125

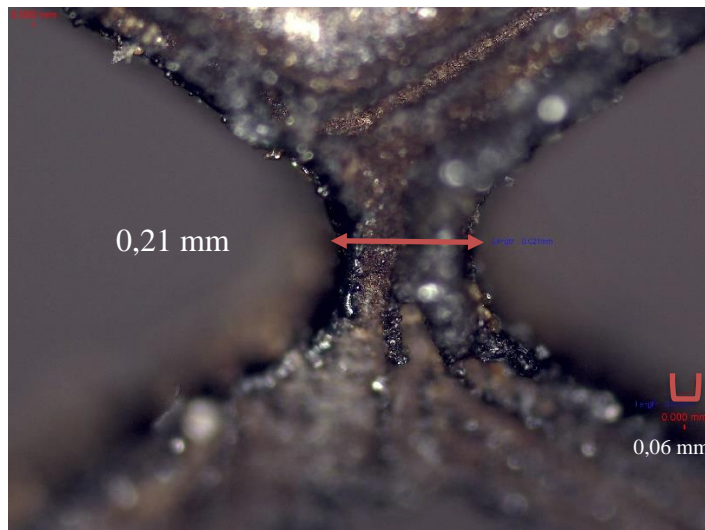
Berdasarkan pada tabel 4.4 dapat diketahui bahwa hasil dari pemakanan laser marking menghasilkan *strut* dengan rata-rata yaitu 0,4125 mm. Hal tersebut lebih besar 0,2125 mm jika dibandingkan dengan desain *strut* yang dibuat.

Selain pengamatan yang dilakukan pada *strut* dari struktur *stent* yang dihasilkan, dilakukan juga pengamatan pada jarak antar lubang belah ketupat pada struktur *stent*. Hal tersebut dilakukan untuk mengetahui ukuran jarak antar lubang belah ketupat yang dihasilkan oleh pemesinan *laser marking*. Hasil dari pengamatan tersebut dapat dilihat pada gambar dibawah ini.



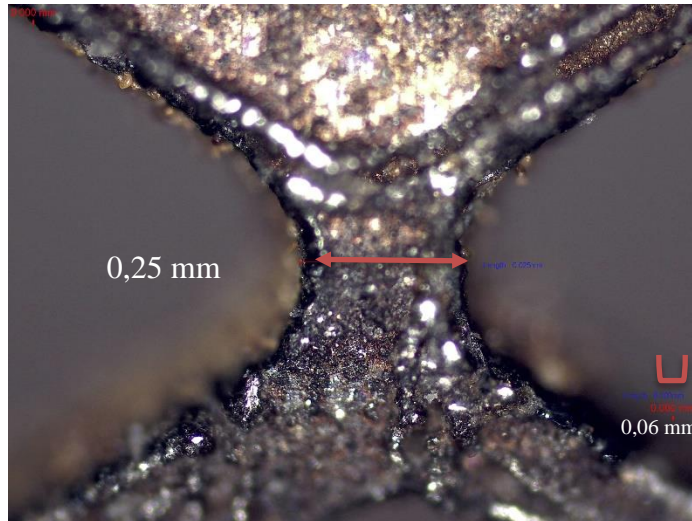
Gambar 4. 16 Jarak antar lubang 1

Gambar 4.16 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,21 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,60 mm.



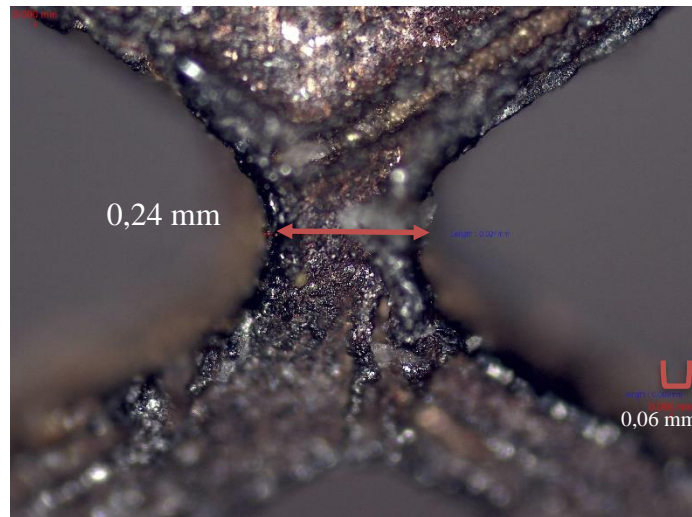
Gambar 4. 17 Jarak antar lubang 2

Gambar 4.17 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,21 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,60 mm.



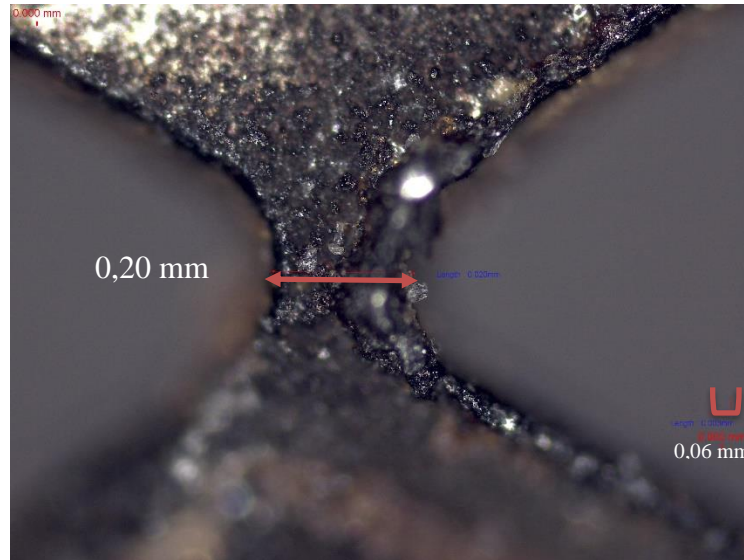
Gambar 4. 18 Jarak antar lubang 3

Gambar 4.18 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,25 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,60 mm.



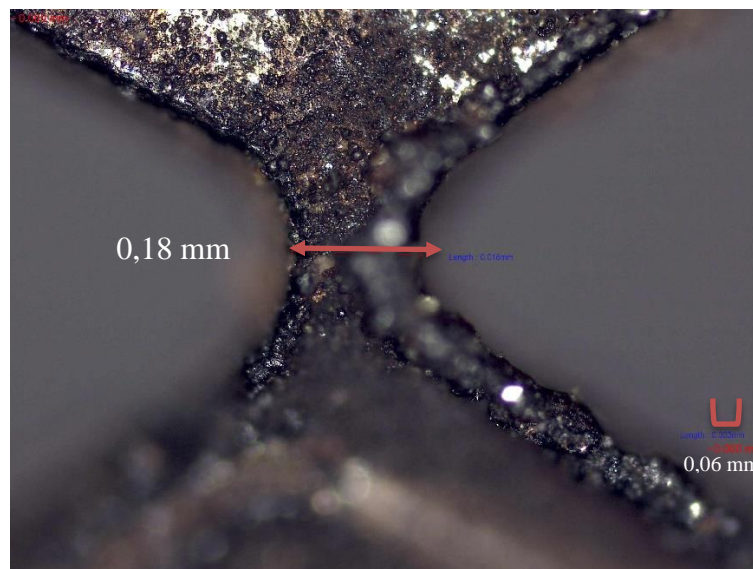
Gambar 4. 19 Jarak antar lubang 4

Gambar 4.19 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,24 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,60 mm.



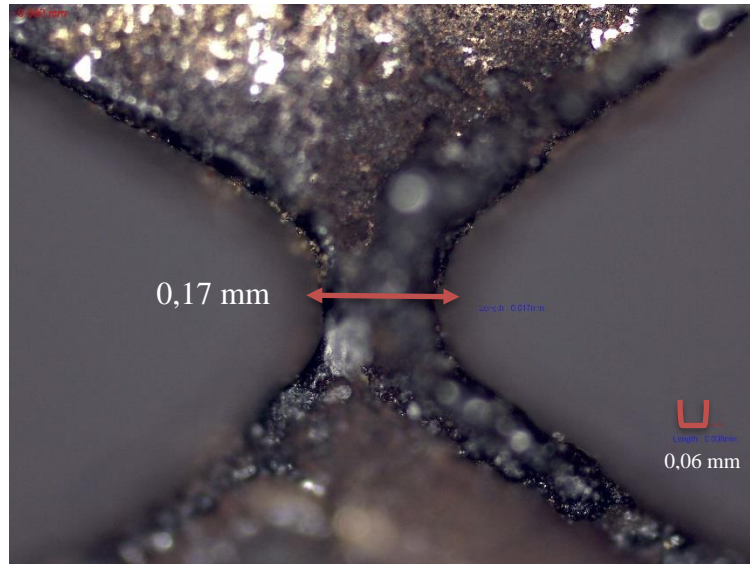
Gambar 4. 20 Jarak antar lubang 5

Gambar 4.20 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,20 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,60 mm.



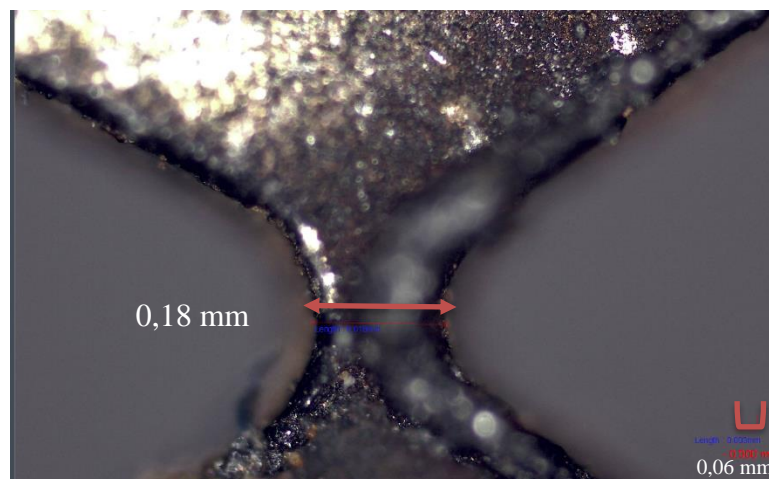
Gambar 4. 21 Jarak antar lubang 6

Gambar 4.21 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,18 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,60 mm.



Gambar 4. 22 Jarak antar lubang 7

Gambar 4.22 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,17 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,60 mm.



Gambar 4. 23 Jarak antar lubang 8

Gambar 4.23 yang menampilkan ketebalan pada *strut* yang dihasilkan melalui proses pemesinan *laser marking*, menghasilkan ukuran strut sebesar 0,18 mm. Ukuran *strut* pada gambar tersebut tidak sesuai dengan desain yang dibuat yaitu *strut* berukuran adalah sebesar 0,60 mm. Hasil dari pengamatan pada jarak antar lubang dapat dilihat pada tabel 4.5.

Tabel 4. 5 Hasil pengamatan jarak antar lubang

No.	Ukuran desain (mm)	Ukuran Hasil (mm)
1	0,60	0,21
2	0,60	0,21
3	0,60	0,25
4	0,60	0,24
5	0,60	0,20
6	0,60	0,18
7	0,60	0,17
8	0,60	0,18
Rata-rata		0,205

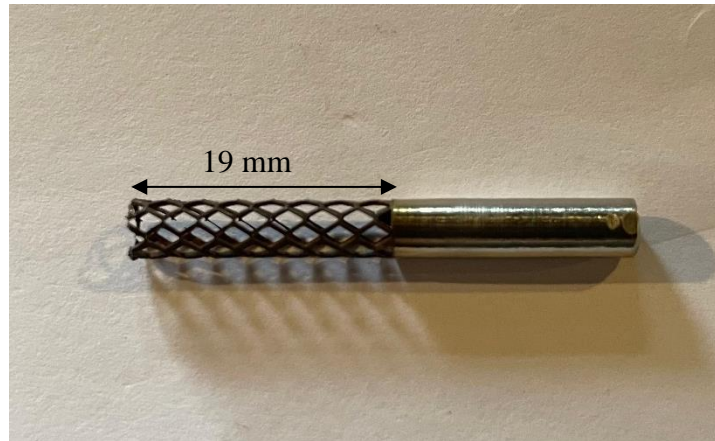
Berdasarkan pada tabel 4.5 didapatkan hasil ukuran jarak antar lubang yang dilakukan pengamatan mendapatkan rata-rata 0.205 mm. Hal tersebut berbeda 0,395 mm jika dibandingkan dengan ukuran pada desain yang telah dibuat yaitu, 0, 60 mm.

Perbedaan ketebalan strut yang terjadi disebabkan oleh beberapa faktor teknis yang saling mempengaruhi. Salah satu faktor utama adalah jumlah pemakanan laser yang berbeda-beda pada tiap bagian. Kemudian variasi dalam jumlah pemakanan juga dapat mempengaruhi ukuran yang dihasilkan. Dan juga tentunya paparan suhu panas yang dialami material dalam proses pemesinan *laser marking* mengambil peran dalam hal tersebut. Selain itu, ketebalan material *tube* yang digunakan sebagai bahan baku *stent* tidak sempurna. Ketebalan material yang tidak konsisten ini menyebabkan respon material terhadap panas laser menjadi bervariasi, pada area dengan ketebalan lebih tipis akan mengalami proses pemotongan yang lebih cepat dibandingkan area yang lebih tebal, sehingga mempengaruhi hasil akhir jarak antar *strut*. Faktor lain dalam perbedaan jarak ini adalah intensitas pemanasan pada tiap *strut* yang tidak merata. Setiap *strut* mungkin mengalami paparan panas yang berbeda-beda selama proses *laser marking* berlangsung, baik karena perbedaan posisi, durasi paparan, maupun arah penyinaran. Akibatnya, terjadi penumpukan panas yang berbeda pada tiap *strut*, yang berpotensi menyebabkan deformasi mikro pada material dan mempengaruhi akurasi serta keseragaman jarak antar *strut*. Serta faktor-faktor tersebut juga

membuat proses pemesinan dalam pembuatan lubang tidak terjadi secara bersamaan. Kombinasi faktor diatas menunjukkan bahwa proses *laser marking* memerlukan optimisasi yang lebih jauh.

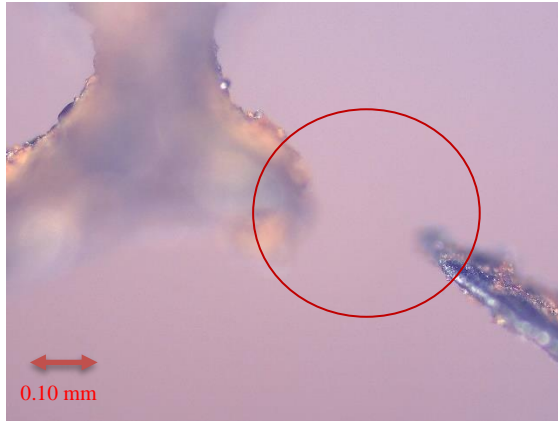
4.4 Pembahasan

Stent jantung yang didesain dengan bentuk belah ketupat mampu dimanufaktur dengan memanfaatkan pemesinan berbasis *laser marking*. Pemesinan oleh *laser marking* mampu memotong material yang digunakan dengan bentuk yang diinginkan., walaupun tidak dalam proses yang singkat. Proses pemesinan yang dilakukan dengan *laser marking* perlu pengulangan sampai dengan material terpotong dengan bentuk yang diinginkan. Selain itu waktu yang dibutuhkan juga cukup lama. Waktu yang dibutuhkan untuk membuat *stent* jantung melalui pemesinan *laser marking* yaitu 66 menit. Waktu yang diperoleh tersebut merupakan total durasi pemesinan *laser marking*. Sedangkan pada prosesnya, struktur *stent* beberapa kali didiamkan akibat suhu tinggi yang dialami oleh struktur *stent* selama proses pemesinan. Hal tersebut dilakukan dikarenakan untuk menghindari pemuaiian berlebih yang terjadi akibat suhu panas yang dialami oleh struktur secara terus menerus. Bahkan beberapa kali struktur *stent* memiliki kecenderungan kearah luluh akibat panas tersebut, walaupun tidak sampai kepada material berubah bentuk menjadi cair. Oleh karena itu, struktur *stent* beberapa kali didiamkan terlebih dahulu untuk menurunkan suhu sampai pada temperatur ruangan sebelum proses pemesinan dapat dilanjutkan. Selain itu, lem atau perekat yang digunakan pada struktur *holder* juga beberapa kali mencair kembali yang tentunya diakibatkan oleh hantaran panas dari struktur *stent* selama proses pemesinan dilakukan. Hasil pemesinan dapat dilihat pada gambar 4.24.



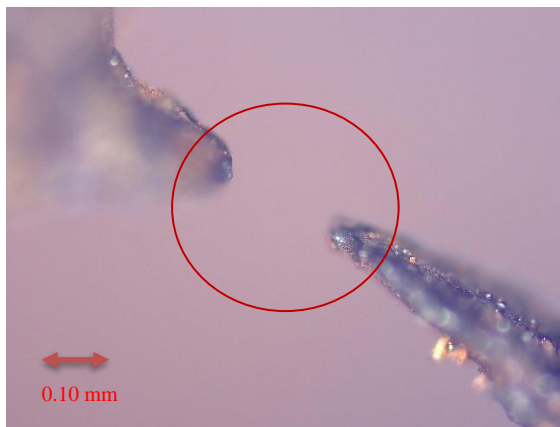
Gambar 4. 24 *Stent* hasil pemesinan *laser marking*

Walaupun pemesinan *stent* dapat dilakukan dengan proses *laser marking*, masih terdapat beberapa kekurangan yang terjadi pada hasil dari proses pemesinan yang dilakukan. Kekurangan ini meliputi terdapat ketebalan *strut* yang tidak sama, terdapat beberapa struktur yang mengalami kegagalan yaitu *strut* yang putus, dan permukaan yang berwarna gelap atau gosong akibat proses pemesinan yang telah dilakukan. Variasi ketebalan struktur *stent* atau *strut* yang dihasilkan dapat terjadi dikarenakan beberapa faktor. Salah satunya adalah ketidaktepatan peletakan desain per barisnya yang mengakibatkan terdapat variasi ketebalan *strut* yang dihasilkan. Hal tersebut dapat diminimalisir dengan penggunaan *jig rotary* atau *holder* yang lebih baik dibandingkan dengan yang telah dibuat sehingga peletakan desain perbarisnya dapat dioptimalkan. Faktor selanjutnya adalah suhu panas yang dialami struktur *stent* selama proses pemesinan dilakukan. Suhu panas tinggi yang dialami oleh struktur *stent* dihasilkan dari konsentrasi laser yang berulang kali selama proses pemesinan. Hal tersebut dapat menjadi penyebab beberapa struktur *stent* mengalami kegagalan atau putus. Kegagalan tersebut dapat dilihat pada gambar 4.25 sampai gambar 4.28.



Gambar 4. 25 Kegagalan 1 pada struktur

Gambar 4.25 dapat dilihat terjadinya kegagalan berupa putus pada struktur *stent* atau pada *strut stent* jantung yang dibuat. Dapat dilihat pada bagian yang mengalami kegagalan, bagian tersebut terlebih dahulu meruncing sebelum putus. Serta pada bagian lainnya dapat dilihat *strut* yang menggulung, hal tersebut dapat terjadi dikarenakan suhu tinggi oleh pemesinan *laser marking* yang berulang-ulang.



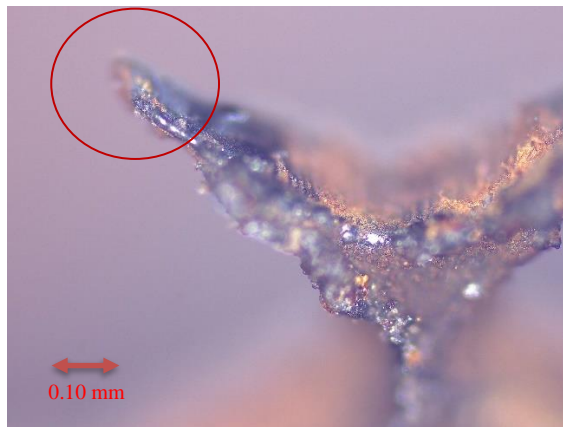
Gambar 4. 26 Kegagalan 2 pada struktur

Gambar 4.26 juga menampilkan kegagalan pada struktur *stent* jantung. Seperti halnya kegagalan pada gambar 4.25, sebelum putus struktur terlebih dahulu mengalami perubahan ukuran atau meruncing sebelum benar-benar terputus. Selain disebabkan suhu, hal tersebut juga bisa disebabkan oleh pergeseran kecil yang terjadi pada saat proses pemesinan *laser marking* berlangsung.



Gambar 4. 27 Kegagalan 3 pada struktur

Gambar 4.27 juga dapat dilihat adanya kegagalan pada *strut* yang dihasilkan oleh pemesinan dengan *laser marking*. Selain kegagalan yang terjadi, dapat dilihat juga struktur *stent* yang tidak terpotong sesuai dengan desain yang dibuat.



Gambar 4. 28 Kegagalan 4 pada struktur

Gambar 4.28 menampilkan kegagalan keempat pada struktur *stent* jantung yang telah dibuat. Kegagalan tersebut dapat terjadi dikarenakan proses pemesinan *laser marking* yang dilakukan berulang kali sehingga panas yang dihasilkan serta pergerakan laser yang mengalami pergeseran.

Seperti yang terlihat pada gambar diatas, dapat diketahui bahwa *stent* mengalami penyusutan sebelum terjadinya kegagalan. Selain itu, struktur *stent* juga mengalami pemuaihan yang mengakibatkan kegagalan pada struktur *stent* yang ditampilkan diatas. Hal tersebut dapat diminimalisir dengan cara memberi jeda waktu pada saat proses pemesinan dilakukan, sehingga suhu panas yang dialami menjadi tidak terlalu tinggi. Kemudian faktor ketidaktepatan peremnsinan

yang diakibatkan *holder* atau *jig rotary* juga mengambil peran dalam kegagalan yang terjadi. Penggunaan *jig rotary* memiliki peran dalam kegagalan yang terjadi, dikarenakan *jig rotary* yang digunakan sebagai penahan dan juga sebagai patokan untuk peletakan pola desain sebelum dilanjutkan dengan proses *laser marking*. Dikarenakan *jig rotary* yang dibuat belum optimal, pada proses pemesinan dilakukan terdapat beberapa kali pergeseran yang diakibatkan ketidaktahanan *jig rotary* yang dibuat terhadap suhu panas yang dihasilkan selama proses pemesinan dilakukan. Sehingga diperlukannya optimasi pada *jig rotary*, dengan demikian hal tersebut dapat dihindarkan. Selain itu perputaran yang dilakukan pada *jig rotary* juga menghasilkan *backlash*. *Backlash* tersebut dapat terjadi diakibatkan terdapat kelonggaran pada struktur pemutar *jig rotary*. Sehingga juga menyebabkan pergeseran pada struktur *stent*, hal tersebut juga menyebabkan ketidaktepatan pada saat proses pemesinan *stent* dilakukan dengan *laser marking*. Proses perputaran dengan memanfaatkan *jig rotary* tersebut dilakukan dengan cara memutar searah jarum jam. Serta masing-masing putaran dilakukan dengan jeda 45°. Sehingga akan menyulitkan jika masih terdapat *backlash* pada saat proses perputaran dilakukan. Demi menghindari hal tersebut, diperlukan *jig rotary* yang tahan terhadap panas yang dihasilkan oleh *laser marking* dan juga memiliki struktur yang lebih kokoh.

Selain hal diatas, diperlukannya juga proses karakterisasi yang lebih mendalam. Agar dapat diketahui dengan pasti karakter hasil dari pemesinan menggunakan *laser marking*. Sehingga dengan diketahuinya karakter dari hasil pemesinan *laser marking* dapat dilakukan penyesuaian dalam proses manufaktur yang dilakukan. Seperti halnya menyesuaikan ukuran desain yang dapat ditambahkan atau dikurangi dari desain aktual berdasarkan karakter hasil pemesinan *laser marking*. Dengan dilakukannya hal tersebut *stent* jantung yang dihasilkan dapat menjadi lebih sesuai dengan ukuran pada desain yang dibuat.

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan pada studi awal proses Laser Marking Sebagai Pemesinan Alternatif *Stent* Jantung dapat diperoleh kesimpulan sebagai berikut :

1. Hasil desain *stent* jantung dengan lubang berbentuk belah ketupat yang dibuat mampu dimanufaktur dengan pemesinan *laser marking*. Hasil tersebut sesuai dengan kriteria desain yang mengutamakan kemudahan dalam proses manufaktur dengan mesin *laser marking*.
2. Hasil pengujian mikro pada hasil pemesinan oleh *laser marking*. Menampilkan beberapa struktur yang mengalami variasi ketebalan. Hal tersebut dapat dihindarkan dengan memberi jeda waktu pada proses pemesinan dilakukan, dan penggunaan *jig rotary* yang lebih optimal.

5.2 Saran Penelitian Selanjutnya

Pada penelitian desain dan pemodelan *stent* jantung untuk pemesinan berbasis laser marking ini masih terdapat beberapa saran agar menjadi lebih baik, saran tersebut adalah sebagai berikut :

1. Membuat desain dan pemodelan dengan variasi bentuk bangun sederhana.
2. Membuat desain dan pemodelan dengan variasi material yang digunakan.

DAFTAR PUSTAKA

- Aldi, F, R, N., Erwin . & Sari, N, Y. 2024. Jantung Koroner Post Percutaneous Coronary Intervention (PCI). *Jurnal Keperawatan Profesional (JKP)*. Universitas Riau, Pekanbaru.
- Beshchasna, N., Saqib, M., Kraskiewicz, H., Wasluk, L. Kuzmin, O., Duta, C, O., Ficai, D., Ghizdavet, Z., Marin, A., Ficai, A., Sun, Z., Pichugin, F, V., Opitz, J., & Andronescu, E. 2020. Recent Advances in Manufacturing Innovative Stents. *Pharmaceutics*. MDPI
- Callister Jr, W. D., & Rethwisch, D. G. 2020. *Fundamentals of Materials Science and Engineering : an integreted approach*.
- Corwin, E. 2000. *Handbook of Pathophysiology*, alih bahasa, Brahm U.Pendti ; Endah P ed.,. Jakarta 2000 hal 352-71
- David Chua Sn, Mac Donald BJ, Hashmi MSJ. 2002. Finite Element simulation of Stent Expansion, *Journal of Materials Processing Technology* : 120 :335-40.
- Durham, Phil. 2022. *What is SolidWorks?.* Technia (US).
- Deshmukh, R. M., & Kulkarni, S. S. 2015. *International Journal of Current Engineering and Technology A Review in Biomaterials in Orthopedic Bone Plate Application*. 2587.
- Esghi, N, M. H. Hojjati, M. Imani, A. M. Goudarzi. Finite Element Analysis of Mechanical Behaviour of A Coronary Stent. *Procedia Engineering* 10 3056-3061.
- Fikri, A. 2023. *Pemodelan Tegangan dan Regangan pada Bone PLate Dengan Menggunakan Material Stainless Steel 316L*.
- Hanafi., Muin Rahman., & Harun. 1997. *Ilmu Penyakit Dalam Jilid 1*. Jakarta : Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia, hal 1082-108.
- Hermawan, H., & Mantovani, D. (2013). Processing of prototyping Coronary Ring from Biodegradable Fe-Mn Alloys. *Acta Biomateriala*, 9(10), 8585-8592.

- John, A. Webber, B., & Mark, W. I. 2011. Stent Longitudinal Integrity. American College of Cardiology Foundation. Expedited Publication : Clinical Research
- Kuffner, B. H. B., Capellato, P., Ribeiro, L. M. S., Sachs, D., & Silva, G. 2021. Production and characterization of a 316L stainless steel biocomposite using the functionally graded materials.
- Li, J., Yang, Y., Ren, Y., Dong, J., & Yang, K. 2017. Effect of Cold Deformation on Corrosion Fatigue Behavior of Nickel-Free High Nitrogen Austenitic Stainless Steel for Coronary Ring Application. *Material Science and Technology*.
- Mayasari, D A., Sriwijaya, R., & Sunanrityas, S. 2018. Analisis Geometri Sambungan Strut Pada Stent Jantung Menggunakan Metode Elemen Hingga. Yogyakarta : Program Studi Bioteknologi. Sekolah Pasca Sarjana UGM.
- Mahardika, M. & Hanggayuh. 2014. Analisis Finite Element Pada Struktur Mesin Micromilling dengan Material Aluminium, Cast Iron, Steel, dan Stainless Steel. Fakultas Teknik UGM: Yogyakarta.
- Polanec, B., Kramberger, J. & Glodez, S. 2020. A Review of Production Technologies and Materials for Manufacturing of cardiovascular Stents. *Advances in Production Engineering & Management*. University of Maribor. Slovenia : Faculty of Mechanical Engineering.
- Pujyulianto, E., & Suyitno. (2019). Fabrikasi dan Surface Finishing Minitube dengan Mesin Bubut untuk Bahan Baku Ring Jantung. Yogyakarta : Fakultas Teknik UGM.
- Qi, J., Wang, K. L., & Zhu, Y. M. 2003. A study on the laser marking process of stainless steel. *Journal of Materials Processing Technology*.
- Rebecca, H., Beth, C., & David, H, T., 2013. Coronary Artery bypass grafting. *Annals of Cardiothoracic Surgery*. National Library of Medicine US.
- Rosdiwati, I. 2016. Kualitas hidup Pasien Pasca Bedah Pintas Arteri Koroner (BPAK). *Jurnal Keperawatan Padjajaran*.
- Safri, Z. (2018). ' Management of coronary artery disease', *IOP Conference Series : Earth and Environmental Science*, 125.





- Santoso, M., & Setiawan, T. 2005. Penyakit Jantung Koroner. SMF Penyakit Dalam. Jakarta : Fakultas Kedokteran Ukrida.
- Saraf, A. R., & Yadav, A. P. (2018). Fundamental of Bare Metal Ring. Functionalized Cardiovascular Ring. Amerika : Woodhead Publishing,
- Suryawan, D. & Suyitno (2019). Pemodelan Ekspansi *Stent* Jantung Dengan Balon *Hyper – Elastis*. Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada. Yogyakarta.
- Suryawan, D. (2017). Desain, Pemodelan, dan Pembuatan Prototype Ring Jantung Menggunakan Electrical Discharge Machining (EDM). Yogyakarta : Fakultas Teknik UGM.
- Toleti, K. S., Yarrakula, S. Modupalli, N., Thangaraju, S., Anandakumar, S., & Natarajan, V. 2024. Optimization of laser engraving labeling conditions using response surface methodology and its impact on quality characteristics of dragon fruit peels. Food and Humanity.
- Tomberli, B., Mattesini, A., Baldereschi, G, & DiMario, C. 2018. A Brief History of Coronary Artery Stents. Division of structural interventional cardiology. Careggi University Hospital. Italy : Crossmark.
- Wang, L., Jiao, L., Pang, S., Yan, P., Wang, X., & Qiu, T. 2021. The Development of Design and Manufacture Techniques for Bioresorbable Coronary Artery Stents. 3D Bioprinting and Biofabrication. MDPI : Beijing.
- Yudha, K, A. 2017. Design Improvisation and Finite Element Analysis of Lift for People with disability Using Hydraulic Powered Movement System. Departement of Mechanical Engineering. UII. Yogyakarta.

LAMPIRAN 1

PROSES PERSIAPAN PEMESINAN




LAMPIRAN 2
DATA DIAMETER *TUBE*

Spesimen	panjang	Titik 1	Titik 2	Titik 3	Titik 4	Rata rata	Gambar
1	25.6 mm	4.32 mm	4.20 mm	4.20 mm	4.30 mm	4.3 mm	
2	32.1 mm	3.80 mm	3.92 mm	3.90 mm	4.10 mm	3.93 mm	
3	28.3 mm	4.20 mm	4.30 mm	4.20 mm	4.20 mm	4.25 mm	
4	31.3 mm	4 mm	4.08 mm	4.12 mm	4.08 mm	4.07 mm	

LAMPIRAN 3

DATA KEKASARAN PERMUKAAN *TUBE*

Inspection certificate					
Serial No.		Comment		Measuring date	12.09.2024
WorkPiece name		Inspector		Measuring time	09:19:24
Measuring condition					
Measurement type	Roughness measurement	Cutoff value	2.5mm	As filter	2.5um
Calculation standards	ISO1997/2009	Type of filter	Gaussian	Unit	mm/um
Evaluation length	5.00mm	Measuring range	500.0um		
Measuring speed	0.30mm/s	Form removal	Straight		
Measuring Results					
Pt	38.593	Rq 2	5.318		
Ra	4.485	Rz	29.084		
Ra 1	5.361	Rz 1	27.623		
Ra 2	3.609	Rz 2	30.505		
Rq	6.053				
Rq 1	6.789				

