# PEMBUATAN DAN KARAKTERISASI *TUBE* SEBAGAI BAHAN BAKU *STENT* JANTUNG DENGAN PEMESINAN BERBASIS *LASER MARKING*

**TUGAS AKHIR**

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


**Disusun Oleh :**

**Nama : Fajar Satria Nur Alif**
**No. Mahasiswa : 20525138**
**NIRM : 2008140240**

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

**2024**

## LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

# PEMBUATAN DAN KARAKTERISASI *TUBE* SEBAGAI BAHAN BAKU *STENT* JANTUNG DENGAN PERMESINAN BERBASIS *LASER MARKING*

**TUGAS AKHIR**


**Disusun Oleh :**

**Nama : Fajar Satria Nur Alif**

**No. Mahasiswa : 20525138**

**NIRM : 2008140240**


Yogyakarta, 12 Desember 2024

Dosen Pembimbing



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

# LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

## PEMBUATAN DAN KARAKTERISASI *TUBE* SEBAGAI BAHAN BAKU *STENT* JANTUNG DENGAN PEMESINAN BERBASIS *LASER MARKING*

**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh :**


**Nama** : **Fajar Satria Nur Alif**

**No. Mahasiswa** : **20525138**

**NIRM** : **2008140240**


Tim Penguji

Donny Suryawan, Ir. S.T., M.Eng., IPP
Ketua
Tanggal : 10 Januari 2025

Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP
Anggota I
Tanggal : 7 Januari 2025

Irfan Aditya Dharma,S.T., M.Eng., Ph.D
Anggota II
Tanggal : 9 Januari 2025

Mengetahui
Ketua Jurusan Teknik Mesin

UNIVERSITAS ISLAM INDONESIA ★ YOGYAKARTA ★ FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI

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

# PERNYATAAN KEASLIAN

Demi Allah yang maha segalanya, dengan ini saya menyatakan bahwakarya ini merupakan hasil kerja saya sendiri kecuali kutipan dan ringkasan yang telah saya cantumkan sumbernya sebagai referensi. Apabila dikemudian hari terbukti bahwa pengakuan saya tidak benarserta 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




Fajar Satria Nur Alif

20525138

# HALAMAN PERSEMBAHAN

Dengan penuh rasa syukur dan cinta, tugas akhir ini saya persembahkan kepada Allah SWT, yang telah memberikan kekuatan, kesehatan, serta bimbingan-Nya sepanjang perjalanan ini. Tanpa rahmat dan izin-Nya, tugas akhir ini tidak akan terselesaikan.

Kepada orang tua dan keluarga, yang selalu memberikan kasih sayang, dukungan, dan doa yang tulus. Terima kasih atas semua pengorbanan dan dorongan yang tak pernah berhenti, serta cinta yang menjadi kekuatan terbesar dalam hidup saya. Tugas akhir ini adalah bentuk kecil dari rasa terima kasih saya atas semua yang telah diberikan.

Saya juga tidak lupa untuk mengucapkan terimakasih yang kepada dosen pembimbing saya bapak Donny Suryawan, Ir., S.T., M. Eng., IPP. yang telah meluangkan waktu, tenaga, dan pikirannya untuk membimbing saya dengan penuh kesabaran dan kebijaksanaan. Terima kasih atas segala ilmu, arahan, dan motivasi yang sangat berharga.

Tak lupa, kepada saudara dan sahabat Teknik Mesin UII yang selalu ada di setiap langkah, baik dalam canda, tawa, maupun saat-saat sulit. Kebersamaan kita selama masa perkuliahan telah memberikan banyak kenangan indah dan semangat dalam menyelesaikan tugas akhir ini.

Akhir kata, saya persembahkan tugas akhir ini kepada program studi Teknik Mesin, tempat dimana saya menimba ilmu dan mengembangkan diri. Semoga tugas akhir ini bisa menjadi awal yang baik untuk langkah saya ke depan dan bermanfaat bagi orang lain.

# HALAMAN MOTO

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

"Barang siapa keluar untuk mencari sebuah ilmu, maka ia akan berada di jalan Allah hingga ia kembali."
(HR Tirmidzi)

“Diantara tanda matinya hati adalah tidak adanya perasaan sedih atas ketaatan yang kau lewatkan, dan tidak adanya perasaan menyesal atas kesalahan yang kau lakukan”
(Ibnu Athaillah)

“Keberhasilan bukanlah milik orang yang pintar. Keberhasilan adalah kepunyaan mereka yang senantiasa berusaha”
(B.J. Habibie)

“Seberat apapun masalah yang kau hadapi di dalam perkuliahan, tetaplah pulang sebagai Sarjana”

# KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH

Segala puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT yang telah melimpahkan rezeki dan rahmat-Nya, sehingga dengan atas izin-Nya laporan Tugas Akhir yang berjudul pembuatan dan karakterisasi *tube* sebagai bahan baku *stent* dengan permesinan berbasis *laser marking* ini dapat berjalan dengan lancar. Sholawat serta salam kita haturkan kepada nabi kita Muhammad SAW yang telah membawa manusia dari zaman jahiliyah menuju zaman yang megah seperti hari ini.

Tugas akhir ini merupakan salah satu syarat yang wajib bagi mahasiswa jurusan Teknik Mesin. Tugas akhir ini dilaksanakan sebagai syarat untuk mendapat gelar sarjana S-1 pada Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia Yogyakarta. Dengan bimbingan, dorongan serta dari berbagai pihak, akhirnya Tugas Akhir ini dapat terselesaikan. Pada kesempatan ini penulis dengan segenap kerendahan hati penulis mengucapkan terimakasih sebesar-besarnya kepada:

1. Bapak Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP selaku ketua jurusan Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia
2. Bapak Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP selaku dosen pembimbing dalam Tugas Akhir ini.
3. Seluruh dosen dan staff karyawan Jurusan Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.
4. Kedua Orang Tua, Keluarga, yang telah mendukung dan selalu memberikan doa kepada penulis.
5. Kepada mahasiswi pemilik NIM 22521064 yang selalu memotivasi dan memberikan semangat penulis untuk segera menyelesaikan studi.
6. Isal, Ichsan, Dzaki, Ziqi, Reza, Erwin, Farel selaku sahabat penulis yang selalu bersedia berada di sisi penulis dikala susah maupun senang.
7. Muhammad Idris Koda selaku teman satu tim Tugas Akhir ini yang telah bekerjasama dengan baik.

8. Teman-teman perjuangan Tongkrongan Surga yang selalu menerima keluh kesah penulis dan selalu berbagi ilmu.
9. Semua teman-teman Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia yang tidak dapat disebutkan satu persatu. Terimakasih atas segala bantuannya.

Semoga semua pihak yang telah membantu penulis selama melaksanakan Tugas Akhir dan selama penyusunan Laporan Tugas Akhir ini mendapatkan balasan yang jauh lebih besar dari Allah SWT dan selalu diberikan kesehatan, dan kemudahan dalam segala urusannya. Penulis menyadari bahwa di dalam penulisan laporan ini masih banyak terdapat kesalahan sehingga jauh dari kata sempurna. Oleh karena itu, penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun untuk mencapai hasil yang lebih baik.

# ABSTRAK

Penyakit jantung koroner (PJK) merupakan penyebab utama kematian di berbagai negara, termasuk Indonesia, dan salah satu metode penanganannya adalah melalui pemasangan *stent* jantung. *Stent* berfungsi sebagai penahan yang menjaga arteri tetap terbuka, mengurangi resiko penyempitan kembali setelah pembesaran pembuluh darah arteri. Kebutuhan *stent* di Indonesia masih sangat bergantung pada impor, sehingga dibutuhkan upaya untuk memproduksi *stent* secara mandiri. Penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan model *stent* jantung menggunakan teknologi *laser marking*, yang memungkinkan pembuatan pola rumit dengan desain yang telah direncanakan.

Alternatif pemesinan pada penelitian yaitu untuk pembuatan *tube* yang bertujuan untuk mengembangkan dan melihat karakter *tube* sebagai bahan baku *stent* jantung menggunakan metode pemesinan berbasis *laser marking*. Proses pembuatan *tube* dilakukan dengan memanfaatkan bahan *stainless steel* 316L melalui metode permesinan, termasuk *face turning* dan pemotongan berbasis *laser marking*. Berdasarkan hasil pengujian, proses *face turning* terbukti lebih efektif dibandingkan *drilling* dalam menghasilkan *tube* dengan dimensi ukuran yang sesuai dengan desain. Proses *face turning* mampu menghasilkan produk *tube*, meskipun masih terdapat kekasaran mikro yang memerlukan proses tambahan seperti *polishing* untuk meningkatkan kehalusan permukaan.

Karakterisasi mikro permukaan *tube* menunjukkan adanya struktur mikro kasar yang dapat memengaruhi kualitas *stent*, terutama dalam proses laser marking dan kekuatan strukturnya. Metode pembuatan *tube* menunjukkan potensi dalam pembuatan tube, yang dengan perbaikan pada tahapan akhir dapat menghasilkan stent yang berkualitas. Hasil penelitian ini diharapkan mampu mengurangi ketergantungan terhadap stent impor serta membuka peluang pengembangan stent jantung buatan dalam negeri.

Kata kunci : Penyakit jantung koroner, *Tube, Stent, Laser Marking*.

# DAFTAR ISI

Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing ..... ii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji ..... iii
Halaman Persembahan ..... v
HALAMAN MOTO ..... vi
Kata Pengantar atau Ucapan Terima Kasih ..... vii
ABSTRAK ..... ix
DAFTAR ISI ..... x
DAFTAR TABEL ..... xii
DAFTAR GAMBAR ..... xiii
Bab 1 PENDAHULUAN ..... 1
1.1 Latar Belakang ..... 1
1.2 Rumusan Masalah ..... 2
1.3 Batasan Masalah ..... 3
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan ..... 3
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan ..... 4
1.6 Sistematika Penulisan ..... 4
Bab 2 TINJAUAN PUSTAKA ..... 5
2.1 Kajian Pustaka ..... 5
2.2 Dasar Teori ..... 10
2.3 *Stent* Jantung ..... 10
2.3.1 Material *Stent* Jantung ..... 11
2.3.2 Pemesinan *Stent* Jantung ..... 12
Bab 3 METODE PENELITIAN ..... 16
3.1 Alur Penelitian ..... 16
3.2 Kriteria Desain ..... 17
3.3 Alat dan Bahan ..... 17
3.4 Pemilihan Bahan ..... 18
3.5 Alternatif Pemesinan Pembuatan *Tube* ..... 19
3.5.1 Proses *Drilling* ..... 19

3.5.2 Proses *Face turning* ..... 21
3.6 Pemilihan Alternatif Proses Pembuatan *Tube* ..... 22
3.7 Proses Pemesinan *Laser Marking* ..... 23
3.7.1 Pembuatan JIG *Rotary* ..... 23
3.7.2 Permesinan *Laser marking* ..... 24
3.7.3 Proses Pembersihan *Stent* Setelah Permesinan *Laser marking* ..... 25
3.8 Metode Pengujian ..... 26
3.8.1 Pengujian Geometri *Tube* ..... 26
3.8.2 Pengujian Kekasaran *Tube* ..... 27
3.8.3 Pengujian Mikro *Tube* ..... 28
Bab 4 HASIL DAN PEMBAHASAN ..... 29
4.1 Hasil Alternatif Pemesinan Pembuatan *Tube* ..... 29
4.1.1 Hasil Proses *Drilling* ..... 29
4.1.2 Hasil Proses *Face turning* ..... 30
4.2 Hasil Pemilihan Alternatif Proses Pembuatan *Tube* ..... 31
4.3 Hasil Proses Pemesinan *Laser Marking* ..... 32
4.3.1 Hasil Pembuatan *JIG Rotary* ..... 32
4.3.2 Hasil Permesinan *Laser marking* ..... 33
4.3.3 Hasil Pembersihan *Stent* Setelah Proses *Laser marking* ..... 35
4.4 Hasil Pengujian ..... 36
4.4.1 Hasil Pengujian Geometri *Tube* ..... 36
4.4.2 Pengujian Kekasaran *Tube* ..... 37
4.4.3 Pengujian Mikro Pada *Tube* ..... 44
4.5 Pembahasan ..... 45
Bab 5 PENUTUP ..... 47
5.1 Kesimpulan ..... 47
5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya ..... 48
Daftar Pustaka ..... 49

# DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Ringkasan Kajian Pustaka ..... 9
Tabel 3. 1 Alat yang digunakan..... 17
Tabel 3. 2 Bahan yang digunakan ..... 18
Tabel 4. 1 Hasil pengukuran bahan baku *stent* jantung..... 36
Tabel 4. 2 Hasil Pengujian Kekasaran bahan baku *stent*..... 43
Tabel 4. 3 Hasil pengujian mikro bahan baku *stent* ..... 44

# DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 *Stent* yang dirancang oleh Dotter ..... 5
Gambar 2. 2 Proses *Face turning* (Pujiyulianto, 2019) ..... 8
Gambar 2. 3 *Stent* jantung ..... 11
Gambar 2. 4 Stainless Steel 316L ..... 12
Gambar 2. 5 Mesin Bubut ..... 13
Gambar 2. 6 *Laser marking* ..... 14
Gambar 3. 1 Diagram alir penelitian ..... 16
Gambar 3. 2 Pipa tubing *stainless* ss 316L 6 mm x 3.5 mm ..... 18
Gambar 3. 3 Poros *Stainless* 316L 4 mm ..... 18
Gambar 3. 4 langkah proses *drilling* ..... 20
Gambar 3. 5 proses *drilling* ..... 20
Gambar 3. 6 langkah *face turning* ..... 21
Gambar 3. 7 Proses *Face turning* ..... 22
Gambar 3. 8 Desain *rotary jig* ..... 23
Gambar 3. 9 3D *model rotary jig* ..... 23
Gambar 3. 10 Desain pada *laser marking* ..... 24
Gambar 3. 11 Proses *laser marking* ..... 24
Gambar 3. 12 Proses pembersihan *stent* ..... 25
Gambar 3. 13 pengujian Geometri *Tube* ..... 26
Gambar 3. 14 Pengujian Kekasaran (garis merah) ..... 27
Gambar 3. 15 Pengujian mikro *tube* ..... 28
Gambar 4. 1 Hasil proses *drilling* ..... 29
Gambar 4. 2 Kegagalan pada proses *face turning* ..... 30
Gambar 4. 3 Hasil proses *face turning* ..... 31
Gambar 4. 4 *JIG rotary* ..... 32
Gambar 4. 5 Hasil Pemesinan laser marking ..... 33
Gambar 4. 6 kegagalan pada model *stent* jantung ..... 34
Gambar 4. 7 *Stent* setelah proses pembersihan ..... 35
Gambar 4. 8 Grafik kekasaran pada spesimen 1 titik 1 ..... 37

Gambar 4. 9 Grafik kekasaran pada spesimen 1 titik 2 ..... 38
Gambar 4. 10 Grafik kekasaran pada spesimen 1 titik 3 ..... 38
Gambar 4. 11 Grafik kekasaran pada spesimen 2 titik 1 ..... 39
Gambar 4. 12 Grafik kekasaran pada spesimen 2 titik 2 ..... 39
Gambar 4. 13 Grafik kekasaran pada spesimen 2 titik 3 ..... 40
Gambar 4. 14 Grafik kekasaran pada spesimen 3 titik 1 ..... 40
Gambar 4. 15 Grafik kekasaran pada spesimen 3 titik 2 ..... 41
Gambar 4. 16 Grafik kekasaran pada spesimen 3 titik 3 ..... 41
Gambar 4. 17 Grafik kekasaran pada spesimen 4 titik 1 ..... 42
Gambar 4. 18 Grafik kekasaran pada spesimen 4 titik 2 ..... 42
Gambar 4. 19 Grafik kekasaran pada spesimen 4 titik 3 ..... 43

# BAB 1
# PENDAHULUAN

## 1.1 Latar Belakang

Penyakit jantung koroner (PJK) adalah penyakit yang disebabkan adanya plak yang menumpuk di dalam arteri koroner yang mensuplai oksigen ke otot jantung (Suryati & Suyitno, 2020). Saat ini di dunia, penyakit arteri koroner merupakan salah satu penyebab kematian manusia terbanyak, ditandai dengan adanya penyempitan arteri akibat plak (Cassar et al., 2009). Menurut statistik dunia, ada 9,4 juta kematian setiap tahun yang disebabkan oleh penyakit kardiovaskuler dan 45% kematian tersebut disebabkan oleh penyakit jantung koroner. Diperkirakan angka tersebut akan meningkat hingga 23,3 juta pada tahun 2030 (Ghani & Novriani, 2016). Di Indonesia salah satu penyakit kardiovaskular yang terus menerus menempati urutan pertama adalah penyakit jantung koroner. Menurut survei *Sample Registration System* angka kematian penyakit jantung koroner 12,9% dari seluruh kematian. Prevalensi penyakit jantung koroner berdasarkan diagnosis dokter yang dilakukan Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) 2013 sebesar 0,5% sedangkan berdasarkan diagnosis dokter atau gejala sebesar 1,5% (Riskesdas, 2013) .

Banyak upaya untuk perawatan penderita penyakit jantung koroner adalah dengan melakukan operasi *bypass* atau dengan memasang *stent* jantung. Pilihan kedua menjadi alternatif yang banyak digunakan karena biayanya relatif lebih murah dibanding dengan operasi *bypass*. *Stent* merupakan salah satu perlengkapan medis yang sampai saat ini masih bergantung dari impor. Penelitian ini menunjukan salah satu upaya untuk mengurangi ketergantungan impor *stent* yaitu dengan memproduksi secara mandiri (Suryawan, 2016). Pada saat ini penelitian yang sudah ada pembuatan *stent* dapat dilakukan dengan cara *Electrical Discharge Machining (EDM),* namun pembuatan *stent* menggunakan cara tersebut memiliki kekurangan karena bentuk yang akan dibuat menjadi *stent* sangat terbatas, maka dari itu pada penelitian ini akan dilakukan pembuatan *stent* jantung menggunakan

*laser marking* karena dapat dibuat dengan bentuk yang dapat disesuaikan dengan desain yang telah dibuat.

*Stent* adalah penahan  silinder kecil yang tujuan utamanya adalah untuk menghilangkan obstruksi arteri atau untuk mencegah reversibilitas elastis arteri setelah pembesaran pembuluh darah  arteri atau angioplasti balon (Grogan et al., 2012). *Stent* bisa terbuat dari plastik atau logam dan juga dapat dilapisi obat untuk menjaga arteri tetap terbuka. Dalam produksi *stent* jantung, bahan baku berupa *tube* merupakan komponen utama yang sangat penting untuk mendukung proses manufaktur.  Keterbatasan ketersediaan tube dengan spesifikasi yang sesuai menjadi tantangan tersendiri dalam pembuatan *stent*. Sebagai alternatif pembuatan *tube* dilakukan melalui proses pemesinan konvensional menggunakan mesin bubut, dengan menggunakan dua proses, yaitu proses *drilling* dan *face turning*. Proses *drilling* digunakan untuk membuat lubang pada material, sementara *face turning* berfungsi untuk meratakan dan membentuk diameter luar permukaan *tube*. Kedua proses ini menjadi solusi untuk menghasilkan bahan baku *stent*. Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui karakter *tube* hasil pemesinan tersebut, terutama dalam memastikan bahwa bahan baku untuk mendukung produksi *stent* jantung. Penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi dalam pengembangan metode pembuatan bahan baku *tube* sehingga mendukung keberlanjutan proses produksi stent jantung.

Penelitian tentang pembuatan dan karakterisasi *tube* sebagai bahan baku *stent* jantung menggunakan teknologi *laser marking* bertujuan untuk mengetahui keakuratan dan hasil pemotongan pola pada *stent*. Melalui *laser marking*, penelitian ini berfokus pada pembuatan *tube* sebagai bahan baku *stent* jantung sesuai dengan desain yang telah dibuat untuk menciptakan pola yang sesuai untuk di *laser marking*. Hasil penelitian ini diharapkan dapat meningkatkan kualitas produksi *stent* dan pengurangan *stent* impor.

## 1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah disampaikan, maka perlu dirumuskan masalah-masalah apa saja yang dipecahkan/diselesaikan pada penelitian/perancangan ini.

1. Bagaimana alternatif proses pemesinan yang digunakan untuk pembuatan *tube* sebagai bahan baku *stent* jantung
2. Bagaimana karakter hasil pemesinan bubut untuk pembuatan *tube*
3. Bagaimana kemampuan manufaktur bahan baku *tube* untuk pembuatan *stent* jantung dengan menggunakan *laser marking*

## 1.3 Batasan Masalah

Dalam suatu penelitian/perancangan kita tidak mungkin bisa menyelesaikan seluruh masalah yang telah dirumuskan pada rumusan masalah. Sehingga pembatasan masalah ini ditujukan agar ruang lingkup pembahasan dalam penelitian menjadi jelas dan tidak meluas untuk membahas hal- hal yang tidak diinginkan. Terdapat beberapa batasan masalah dari penelitian ini, diantaranya adalah:

1. Jenis bahan yang digunakan untuk pembuatan *stent* jantung 316L
2. Metode pemesinan yang diterapkan bubut (*face turning* dan *drilling)* dan *laser marking*
3. Batasan pada parameter pemesinan yang dilakukan untuk pembuatan *stent* jantung
4. Desain yang digunakan dalam pembuatan *stent*
5. Tidak adanya pengujian biokompatibilitas

## 1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Mengetahui alternatif proses pemesinan yang digunakan untuk pembuatan *tube* sebagai bahan baku *stent* jantung
2. Mengetahui karakter hasil pemesinan bubut untuk pembuatan *tube*
3. Mengetahui kemampuan manufaktur bahan baku *tube* untuk pembuatan *stent* jantung dengan menggunakan *laser marking*

## 1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Pada pembuatan *stent* jantung akan mendorong kualitas pemesinan untuk produksi *stent* dengan pemesinan yang lebih canggih.
2. Mengurangi ketergantungan produk *stent* impor.

## 1.6 Sistematika Penulisan

Bagian ini berisikan mengenai urut-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 perancangan, manfaat perancangan dan sistematika penulisan.

BAB II : TINJAUAN PUSTAKA

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

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

BAB V : PENUTUP

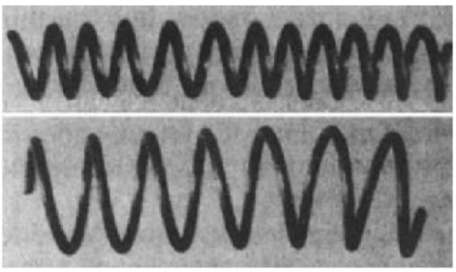
Pada bagian ini berisikan kesimpulan dari Pembuatan Model *Stent* Jantung Menggunakan *Laser marking*

# BAB 2
# TINJAUAN PUSTAKA

## 2.1 Kajian Pustaka

Sejarah perkembangan *stent* jantung dimulai dari inovasi yang diperkenalkan oleh para penemu dalam bidang kardiovaskular untuk mengatasi masalah penyempitan arteri koroner. Salah satu langkah penting dalam bidang ini adalah yang dilakukan oleh Charles Theodore Dotter dan Melvin P. Judkins pada tahun 1964, dimana mereka memperkenalkan teknik angioplasti pertama yang disebut *percutaneous transluminal angioplasty* (Cumberland, 1983) . Teknik ini merupakan upaya non-bedah pertama yang bertujuan untuk memperluas pembuluh darah yang menyempit dengan cara mengembangkan balon di dalam pembuluh darah tersebut. Langkah ini menjadi langkah awal menuju pengembangan *stent* untuk memelihara pembuluh darah tetap terbuka setelah prosedur pelebaran.

Tahun 1969, Dotter mengembangkan teknik lanjutan dengan menggunakan material baja tahan karat untuk membentuk *stent* berbentuk koil yang berfungsi sebagai penahan dalam menjaga struktur pembuluh darah (DOTTER & JUDKINS, 1965). Inovasi ini merupakan langkah awal yang signifikan dalam sejarah pembuatan *stent* vaskular. Dotter dan Judkins berhasil mengembangkan struktur awal *stent* yang dirancang untuk memberikan dukungan mekanis pada dinding arteri dan mencegah penyempitan ulang yang sering terjadi setelah angioplasti. Struktur *stent* koil yang dikembangkan oleh Dotter ini membuka jalan bagi perkembangan desain *stent* yang lebih efektif.



Gambar 2. 1 *Stent* yang dirancang oleh Dotter
(DOTTER & JUDKINS, 1965)

Selain pengembangan material, desain *stent* juga menjadi perhatian utama dalam penelitian yang dilakukan tentang *stent* jantung koroner. Desain *stent* yang terbaik harus mempertimbangkan berbagai aspek biomekanik agar dapat menyesuaikan dengan kondisi anatomis pasien, mengurangi resiko kerusakan pada dinding pembuluh darah, serta memberikan fleksibilitas dan dukungan yang cukup untuk mencegah arteri mengalami penyempitan ulang. Penelitian ini mengklasifikasikan hasil-hasil dari berbagai studi biomekanik mengenai desain *stent*, yang meliputi sifat-sifat geometris seperti ketebalan dinding, jarak antar *strut*, dan bentuk keseluruhan *stent*.

Jurnal yang menjadi dasar dalam kajian pustaka, berjudul "*Evaluation of coronary stents: A review of types, materials, processing techniques, design, and problems*," menguraikan secara menyeluruh sejarah *stent*, mulai dari awal ditemukannya hingga perkembangan material dan desain yang lebih modern. Jurnal tersebut memberikan informasi yang sangat penting mengenai tantangan yang dihadapi dalam proses desain dan produksi *stent* jantung, serta peluang untuk melakukan inovasi lebih lanjut guna meningkatkan kualitas dan efisiensi *stent*. Dalam jurnal ini juga dibahas berbagai masalah yang sering muncul pada penggunaan *stent*, seperti kemungkinan *restenosis* (penyempitan ulang), kompatibilitas material dengan tubuh manusia, serta proses fabrikasi yang memerlukan ketelitian tinggi agar hasil yang diperoleh dapat sesuai dengan standar medis yang berlaku.

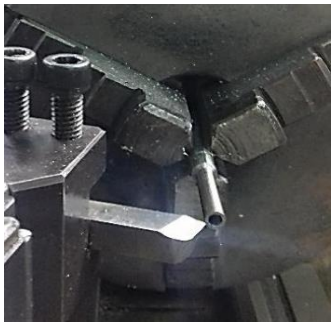
Tahun 1978, Andreas Grüntzig berhasil melakukan *angioplasty* balon pertama kali, sebuah prosedur inovatif yang bertujuan untuk membuka pembuluh darah koroner yang mengalami penyempitan (Grüntzig et al., 1979). Keberhasilan prosedur ini mendorong pengembangan lebih lanjut dalam bidang intervensi kardiovaskular. Melalui teknik *angioplasty* balon, Grüntzig menunjukkan bahwa penyumbatan pembuluh darah dapat diatasi tanpa pembedahan terbuka, sehingga menunjukan alternatif yang lebih aman dan cepat bagi pasien dengan penyakit jantung koroner. Keberhasilan teknik ini menginspirasi Jacques Puel dan Ulrich Sigwart, yang kemudian pada tahun 1986 menemukan *stent* jantung pertama yang mampu mencegah penutupan pembuluh akut dan *recoil* konstriktif lambat yang sering terjadi setelah pembesaran pembuluh darah balon (DIN EN 1993-6:2010-

12 et al. 1987). *Stent* pertama ini memiliki fungsi utama sebagai penahan untuk menjaga pembuluh darah tetap terbuka setelah pelebaran. Penemuan ini menjadi langkah signifikan dalam bidang kardiologi intervensi, dimana *stent* jantung kini menjadi salah satu alat medis yang sangat penting dalam pengobatan penyakit jantung koroner, menunjukan solusi jangka panjang untuk mencegah penyempitan ulang pembuluh darah dan meningkatkan aliran darah ke jantung.

Penelitian tersebut terkait dengan sejarah pengembangan *stent* jantung yang telah mengalami evolusi dari prototipe dasar hingga bentuk modern, dimana desain dan material memiliki peran penting dalam keandalan *stent*. Pendekatan berbasis pemodelan dilakukan untuk menguji parameter desain dalam lingkungan simulasi sebelum *stent* diproduksi. Dalam konteks sejarah yang disebutkan sebelumnya, pemodelan tersebut sejalan dengan upaya awal oleh penemu seperti Dotter, Puel, dan Sigwart, yang berfokus pada peningkatan efektivitas *stent* dalam membuka pembuluh darah dan mempertahankannya tetap terbuka. Dengan kemajuan teknologi, simulasi *Computer-Aided Engineering* (CAE) menunjukan bahwa proses perancangan *stent* menjadi lebih akurat dan efisien. Dalam penelitian berjudul "Pemodelan Ekspansi *Stent* Jantung dengan Balon Hyper-Elastis," pembahasan berfokus pada pemodelan ekspansi *stent* jantung melalui simulasi dan analisis *Computer-Aided Engineering* (CAE) untuk menilai desain *stent* sebelum proses manufaktur dilakukan. Pemodelan ini menjadi tahap penting dalam memastikan bahwa *stent* dapat mengembang dengan baik sesuai dengan spesifikasi desain yang telah ditentukan. Dengan simulasi CAE, desain *stent* dapat dievaluasi dari berbagai aspek, termasuk fleksibilitas, kekuatan struktur, dan respons terhadap gaya eksternal dari balon *hyper-elastis* yang digunakan dalam proses implantasi.

Setelah tahap pemodelan selesai, penelitian ini dilanjutkan dengan proses fabrikasi *stent*, yang mencakup pembuatan dan penyelesaian permukaan (*surface finishing*). Tahap ini sangat penting untuk memastikan bahwa desain *stent* yang telah melalui pemodelan dapat diwujudkan dengan karakteristik fisik yang sesuai. Sebagai referensi tambahan penelitian mengacu pada jurnal "Fabrikasi dan *Surface Finishing Minitube* dengan Mesin Bubut untuk Bahan Baku Ring Jantung," yang berfokus pada prototipe dan proses fabrikasi bahan baku *stent*. Dalam jurnal tersebut, peneliti mengevaluasi proses pembuatan mini*tube* dan teknik

penyelesaian permukaan dengan menggunakan mesin bubut untuk mempersiapkan bahan yang tepat bagi pembuatan *stent*.



Gambar 2. 2 Proses *Face turning* (Pujiyulianto, 2019)

Proses pembuatan *minitube* dilakukan beberapa tahapan pemesinan yang harus dilakukan secara urut untuk memastikan kualitas dari bahan baku *stent* atau ring jantung. Tahap pertama dalam proses ini adalah proses *boring*, yang selanjutnya dilakukan proses *face turning*. Kedua proses ini penting untuk memastikan dimensi dan permukaan ujung *minitube* sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Setelah proses *boring* dan *face turning*, bahan baku dilanjutkan ke tahap pengamplasan (*sanding*) dan *mechanical polishing*.

Setelah semua proses pemesinan selesai, bahan baku ring jantung kemudian melalui pengujian kualitas. Tahap ini mencakup pengujian kekasaran permukaan untuk menilai tingkat kehalusan yang dihasilkan setelah proses pemesinan dan pengujian makro yang bertujuan untuk mengevaluasi struktur keseluruhan dari bahan baku.

Tabel 2. 1 Ringkasan Kajian Pustaka

| Tahun | Judul | Penulis |
|---|---|---|
| 2023 | "*Evaluation of coronary stents: A review of types, materials, processing techniques, design, and problems*," | Ahadi, Fatemeh Azadi, Mohammad Biglari, Mojtaba Bodaghi, Mahdi Khaleghian, Ali |
| 2019 | Fabrikasi dan *Surface Finishing Minitube* dengan Mesin Bubut untuk Bahan Baku Ring Jantung | E. Pujiyulianto |
| 2017 | Pemodelan Ekspansi *Stent* Jantung dengan Balon *Hyper-Elastis* | Donny Suryawan & Suyitno |
| 2008 | *Coating homogeneity in the manufacture of Drug-Eluting Stents* | Gocke, Christian Grabow, N. Schultze, C. Sternberg, K. Schmidt, W Schmitz, K. P. |
| 1983 | *Transluminal expandable nitinol coil stent grafting: Preliminary report* | Dotter, C. T. Buschmann, R. W. McKinney, M. K. Rosch, J. |

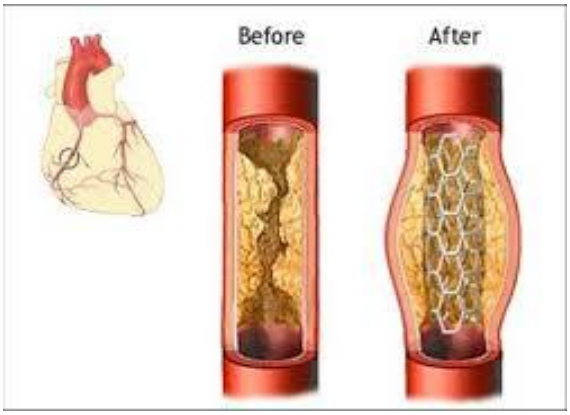
## 2.2 Dasar Teori

Dalam penelitian dan proses fabrikasi pembuatan model *stent* jantung memerlukan beberapa dasar teori untuk melandasi rangkaian proses yang dilakukan. Berikut ini beberapa teori yang melandasi untuk pembuatan dan karakterisasi pembuatan *tube* sebagai bahan baku *stent* dengan pemesinan berbasis *laser marking.*

## 2.3 *Stent* Jantung

*Stent* jantung adalah perangkat medis berbentuk tabung kecil yang memiliki peran penting dalam mengatasi penyempitan atau penyumbatan arteri akibat akumulasi plak pada dinding pembuluh darah. Alat ini, yang juga dikenal sebagai *ring*, dipasang pada arteri koroner untuk membantu membuka area yang mengalami penyempitan. Hal ini dilakukan agar aliran darah menuju otot jantung tetap lancar, mencegah terjadinya gangguan aliran darah yang dapat memicu kondisi berbahaya, seperti serangan jantung. *Stent* atau *ring* ini bekerja dengan cara memperkuat dinding pembuluh darah dari dalam, membantu arteri koroner yang semula tersumbat agar tetap terbuka dalam jangka panjang (Hermawan & Mantovani, 2013).

Prosedur pemasangan *stent* dilakukan melalui teknik kateterisasi menggunakan *kateter balon*. Dalam prosedur ini, *stent* yang telah dipasang pada *kateter balon* dalam kondisi terkompresi dimasukkan melalui arteri dan diarahkan menuju lokasi penyempitan pada arteri koroner. Ketika *stent* mencapai posisi yang tepat di dalam arteri yang menyempit, balon pada *kateter* kemudian dikembangkan. Dengan pengembangan balon ini, *stent* akan mengalami ekspansi, dan sekaligus memperluas pembuluh darah di area yang sebelumnya menyempit. Salah satu aspek penting dari desain *stent* adalah kemampuannya untuk mengalami deformasi plastis; artinya, *stent* dirancang untuk tetap berada dalam kondisi mengembang meskipun balon yang menyebabkan ekspansi telah dikecilkan atau dilepaskan. Dengan demikian, setelah prosedur pemasangan selesai, *stent* tetap dalam posisi terbuka yang memungkinkan darah mengalir dengan bebas melalui arteri koroner, tanpa hambatan (Suryawan, 2016).




Gambar 2. 3 *Stent* jantung

( Sumber : Rumah Pengetahuan. Id 2021)

Pentingnya prosedur ini terletak pada kemampuannya untuk memberikan solusi jangka panjang bagi pasien dengan penyakit arteri koroner. Dengan mempertahankan pembuluh darah agar tetap terbuka, resiko penyumbatan kembali berkurang, dan pasien dapat terhindar dari komplikasi kardiovaskular serius. Proses ini menunjukan alternatif yang kurang invasif dibandingkan operasi *bypass*, yang secara tradisional digunakan untuk mengatasi penyumbatan arteri. *Stent* memiliki berbagai macam bentuk dan jenis material, mulai dari logam hingga material yang dilapisi obat, dengan tujuan membantu mencegah arteri menyempit kembali. Desain dan bahan yang digunakan untuk membuat *stent*, serta teknik pemasangannya, terus mengalami perkembangan agar dapat memberikan hasil terbaik bagi kesehatan pasien.

### 2.3.1 Material *Stent* Jantung

Material logam yang sering digunakan sebagai biomaterial untuk ring jantung adalah titanium, cobalt, dan Stainless steel (316L) (Saraf & Yadav, 2017) dan (Buddy & Allan, 2012). Pertimbangan pemilihan material sebagai material *stent* adalah ketahanan korosi, biokompatibilitas, dan beberapa sifat mekanik yang dimiliki oleh material seperti kekerasan, keuletan, dan kekuatan (Li et al., 2018), dan keseimbangan antara kekuatan dan flexibelitas(Catalano et al., 2017).



Gambar 2. 4 Stainless Steel 316L

Material *stent* memiliki peran yang sangat penting dalam memastikan kualitas, keamanan, serta keberlanjutan *stent* jantung. Bahan yang akan digunakan dalam pembuatan *stent* harus memenuhi kriteria utama yaitu :

1. Biokompatibilitas: Material tidak boleh menimbulkan reaksi negatif atau peradangan pada jaringan tubuh
2. kekuatan mekanik, ketahanan terhadap korosi, dan kemampuan untuk diproduksi dalam bentuk yang presisi.

Dari kriteria di atas bahan yang memenuhi yaitu *Stainless Steel* 316L Stainless steel 316L dipilih sebagai material utama untuk pembuatan *stent* jantung karena biokompatibilitasnya yang baik, ketahanan terhadap korosi, kekuatan mekanis tinggi, dan kemudahan dalam proses pemesinan . Selain itu, stabilitas jangka panjang dan kemampuan pembesaran pembuluh darah nya menjadikan material ini sesuai untuk aplikasi medis

### 2.3.2 Pemesinan *Stent* Jantung

Proses pemesinan dalam pembuatan *stent* jantung memiliki peran penting dalam menghasilkan produk dengan presisi tinggi dan kualitas yang baik. *Stent* jantung memerlukan struktur yang sangat rumit dan halus untuk memastikan fungsinya di dalam tubuh. Beberapa metode pemesinan utama yang digunakan untuk memproduksi *stent* meliputi pembubutan pemotongan laser, pemesinan mikro untuk mengetahui permukaan dari material.

*Stent* yang secara fungsi diperuntukan untuk kebutuhan medis, maka harus ada pengembangan teknologi fabrikasi untuk menghasilkan sifat fisik, kimia dan sifat mekanik yang sesuai (Fang et al., 2013). Tiga faktor utama yang harus

dipertimbangkan dalam mendesain ring adalah aspek medical, engineering, dan manufacturing (Tontowi et al., 2014) dan aspek yang dapat diamati pada ring adalah jenis material, bentuk, proses fabrikasi, dan geometri (Stoeckel et al., 2002)
.

### 2.3.2.1 *Conventional Machining*

Pemesinan konvensional adalah proses pemesinan yang menggunakan alat potong mekanis untuk membuang material dari benda kerja, dengan tujuan membentuk atau menghasilkan dimensi dan bentuk yang diinginkan. Dalam pemesinan konvensional, alat potong secara fisik bersentuhan dengan benda kerja untuk memotong atau mengikis material. Proses ini umumnya memanfaatkan energi mekanik dan biasanya menggunakan mesin-mesin seperti mesin bubut, mesin frais (milling), mesin bor, dan mesin gerinda.



Gambar 2. 5 Mesin Bubut

(Sumber : Lab. Proses Produksi Teknik Mesin UII)

Pada proses pemesinan konvensional pembuatan *tube* ini menggunakan mesin bubut. Pada proses pembuatan *stent* jantung, teknik pemesinan yang digunakan harus tepat untuk memastikan kualitas dan kekasaran permukaan pada *stent* yang dihasilkan. Proses pemesinan konvensional, seperti mesin bubut, digunakan untuk membentuk dan menghaluskan permukaan dasar *stent*. Ring jantung harus memiliki permukaan yang halus, standar kekasaran permukaan ring adalah 0,11 µm – 0,4 µm (Gocke et al., 2008).

Mesin bubut adalah metode pemesinan dengan sistem pemotongan material menggunakan alat potong berputar untuk menciptakan bentuk dan ukuran yang

diinginkan. Dalam konteks pembuatan *stent* jantung, mesin bubut berperan penting dalam menghasilkan dimensi dasar yang presisi pada tabung atau bahan baku *stent*, sehingga siap untuk tahap pemrosesan selanjutnya.

### 2.3.2.2 *Non Conventional Machining*

Pemesinan non-konvensional adalah metode pemesinan yang menggunakan energi selain energi mekanis untuk memotong atau membentuk material. Tidak seperti pemesinan konvensional yang mengandalkan kontak langsung antara alat potong dan benda kerja, pemesinan non-konvensional memanfaatkan berbagai bentuk energi, seperti energi listrik, kimia, termal, atau ultrasonik, untuk menghilangkan material tanpa kontak fisik langsung. Teknik ini dirancang untuk mengatasi keterbatasan pemesinan konvensional, terutama dalam memproses material yang keras, sulit dipotong, atau memiliki geometri yang rumit dan presisi tinggi.

Proses *laser marking* merupakan metode yang digunakan dalam pembuatan *stent* jantung. Teknik ini memanfaatkan energi *laser* yang sangat fokus untuk memotong atau mengukir material dengan presisi tinggi,



Gambar 2. 6 *Laser marking*

(Sumber : Lab. Pusat kreatif dan pengembangan inovasi Teknik Mesin UII)

Berikut merupakan prinsip kerja pemotongan *laser* yang digunakan untuk pembuatan *stent* jantung.

1. Sumber *Laser*

   Proses dimulai dengan sumber *laser* yang menghasilkan sinar laser yang sangat terfokus. Sinar ini diarahkan ke permukaan material *stent* yang ingin dipotong.

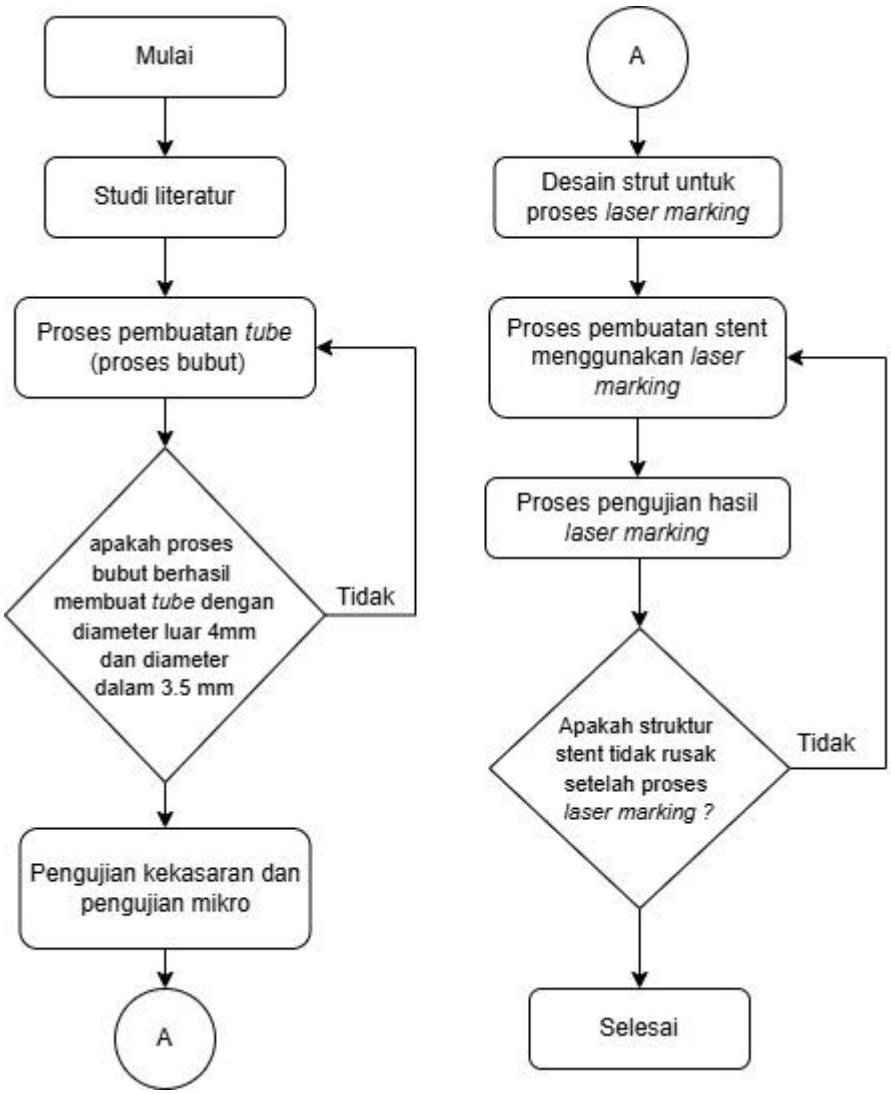
2. Energi *Laser*

Ketika sinar laser mengenai material, energi yang terkonsentrasi menyebabkan material tersebut memanas hingga titik lebur atau titik didih, menguapkan atau mencairkan bagian material yang terkena *laser*.

# BAB 3
# METODE PENELITIAN

## 3.1 Alur Penelitian

Pada Gambar 3.1 merupakan alur penelitian dalam judul pembuatan model *stent* jantung menggunakan *laser marking.*




Gambar 3. 1 Diagram alir penelitian

## 3.2 Kriteria Desain

Sebelum melakukan pembuatan dan karakterisasi *tube* sebagai bahan baku *stent* jantung dengan pemesinan berbasis *laser marking*, perlu menentukan kriteria-kriteria perancangan yang sesuai dengan alat yang akan dibuat. Kriteria tersebut akan dijadikan sebagai acuan dalam pembuatan dan karakterisasi *tube* sebagai bahan baku *stent* yang akan dibuat. Berikut merupakan kriteria desain pembuatan dan karakterisasi *tube* sebagai bahan baku *stent* jantung dengan pemesinan berbasis *laser marking.*

1. Dimensi *tube stent* memiliki panjang 8 – 40 mm
2. Diameter luar *tube* 4 mm dan diameter dalam 3.5 mm
3. Standar kekasaran *tube stent* yaitu 0.11 µm – 0.4 µm.
4. Desain pada *laser marking* berbentuk belah ketupat untuk pembuatan model *stent* pada *tube*.

## 3.3 Alat dan Bahan

Pada penelitian ini, terdapat beberapa alat dan bahan yang digunakan oleh penulis untuk membantu dalam Pembuatan Model *Stent* Jantung Menggunakan *Laser marking,* berikut tabel 3.1 alat dan bahan :

Tabel 3. 1 Alat yang digunakan

| No | Alat | Fungsi |
|---|---|---|
| 1 | Komputer | Untuk mengoperasikan *laser marking* terutama untuk mengatur kecepatan pemakanan serta daya yang dibutuhkan pada *laser marking* |
| 2 | Mesin bubut | Digunakan untuk proses *face turning* dan *drilling* |
| 3 | *Laser marking* | Pembuatan model *stent* jantung |
| 4 | Mikroskop | Pengujian mikro *tube* |
| *5* | *Accretech* | Pengujian kekasaran *tube* |
| 6 | Mata pahat bubut | Untuk pemakanan bahan baku saat proses *face turning* |
| 7 | Mata bor | Untuk pembuatan lubang pada proses *drilling* |

Tabel 3. 2 Bahan yang digunakan

| No | Bahan | Fungsi |
|---|---|---|
| 1 | Poros *stainless steel* 316L | Bahan untuk *tube* yang akan diproses *drilling* |
| 2 | Pipa *tubing stainless* steel 316L | Bahan untuk *tube* yang akan diproses *face turning* |
| 3 | Oli | Pelumas pada saat proses *drilling* |
| 4 | Air *Coolant* | Pendingin saat proses *face turning* |

## 3.4 Pemilihan Bahan

Bahan yang digunakan untuk pembuatan *stent* jantung adalah Stainless Steel 316L. Pada pemilihan bahan ini ada dua bahan yang akan digunakan yaitu Pipa tubing *stainless* ss 316 6 mm x 3.5 mm dan As *Stainless* 316 4 mm.



Gambar 3. 2 Pipa tubing *stainless* ss 316L 6 mm x 3.5 mm



Gambar 3. 3 Poros *Stainless* 316L 4 mm

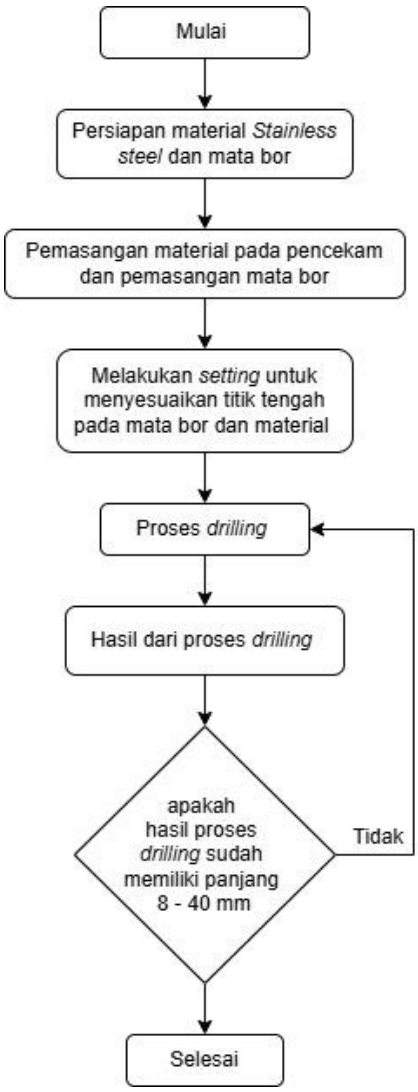
Spesifikasi material tersebut adalah modulus young sebesar 196000 $N/mm^2$, poison rasio sebesar 0.4 dan tegangan luluh sebesar $375N/mm^2$. Pertimbangan pemilihan material sebagai material *stent* adalah ketahanan korosi, biokompatibilitas, dan beberapa sifat mekanik yang dimiliki oleh material seperti kekerasan, keuletan, dan kekuatan.

## 3.5 Alternatif Pemesinan Pembuatan *Tube*

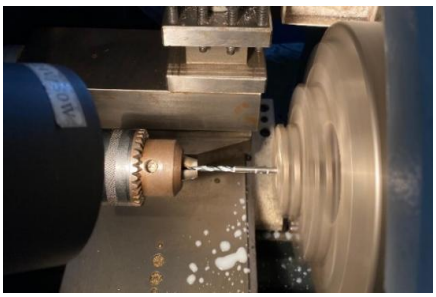
Alternatif pemesinan pembuatan *tube* yaitu proses *drilling* untuk pembuatan *tube* dengan bahan poros *stainless steel* 316L, sedangkan untuk alternatif pemesinan pada pembuatan *tube* dengan bahan pipa *tubing stainless* steel 316L akan dilakukan dengan proses *face turning* yang nantinya dari kedua proses *drilling* dan *face turning* akan dilakukan pemilihan alternatif proses dalam pembuatan *tube.*

### 3.5.1 Proses *Drilling*

Proses *drilling* merupakan salah satu metode pemesinan yang digunakan untuk membuat lubang berbentuk silinder pada material atau benda kerja dengan menggunakan alat potong berupa mata bor (*drill bit*). Proses ini dilakukan menggunakan mesin bor yang bekerja dengan memutar mata bor pada kecepatan tinggi, disertai tekanan ke bawah untuk memotong material secara bertahap hingga menghasilkan lubang yang sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Proses *drilling* dilakukan untuk melubangi bagian tengah material dengan diameter 3,5 mm dan kedalaman 20 mm, yang merupakan bagian penting dalam tahap awal pembuatan *tube stent*. Langkah-langkah *drilling* meliputi persiapan benda kerja berupa material *Stainless Steel 316L*, penentuan titik awal pengeboran menggunakan penandaan untuk memastikan keakuratan posisi lubang, dan pemasangan benda kerja pada ragum mesin bor dengan cekaman yang kuat untuk mencegah pergeseran selama proses berlangsung. Berikut merupakan langkah proses *drilling.*




Gambar 3. 4 langkah proses *drilling*



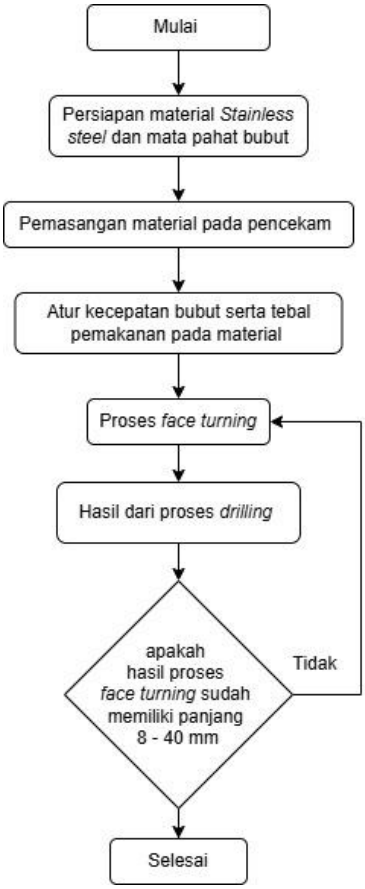
Gambar 3. 5 proses *drilling*

Pada proses *drilling* bahan yang digunakan yaitu as *Stainless* 316L dengan diameter 4 mm dengan mata bor dengan diameter 3.5 mm dengan panjang mata bor 60 mm menggunakan mesin bubut konvensional yang terdapat pada lab. Proses

produksi Teknik Mesin dengan kecepatan putar *spindle* yang digunakan adalah 1800 rpm dengan cairan pendingin menggunakan oli.

### 3.5.2 Proses *Face turning*

*Face turning* merupakan sebuah proses pemesinan yang digunakan untuk pembuatan *stent* jantung yang digunakan meratakan dan menghaluskan permukaan ujung benda kerja yang berbentuk silinder atau tabung, tegak lurus terhadap sumbu rotasi. Proses ini biasanya dilakukan pada mesin bubut, dimana benda kerja dipasang pada *chuck* (cekam) dan diputar, sementara alat potong diarahkan ke permukaan ujung benda kerja. Dengan mengatur kecepatan putaran dan kecepatan pemakanan yang tepat, serta kedalaman potong yang sesuai, alat pemotong akan mengikis lapisan material dari permukaan ujung benda kerja, menghasilkan permukaan yang rata dan halus. Berikut merupakan langkah *face turning*.




Gambar 3. 6 langkah *face turning*



Gambar 3. 7 Proses *Face turning*

*Face turning* umumnya merupakan tahap awal dalam pembuatan *stent* jantung dengan ukuran yang diinginkan yaitu 20mm dengan diameter dalam 3.5 mm dan diameter luar yaitu 4mm. Proses *face turning* dilakukan dengan menggunakan mesin bubut konvensional yang terdapat pada lab. Proses produksi Teknik Mesin dengan kecepatan putar *spindle* yang digunakan adalah 1800 rpm dengan cairan pendingin menggunakan air *coolen*.

## 3.6 Pemilihan Alternatif Proses Pembuatan *Tube*

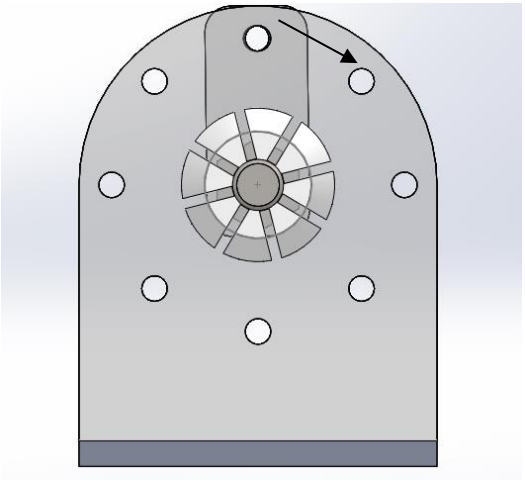
Pemilihan antara proses *drilling* dan *face turning* dalam pembuatan *tube* akan dilakukan berdasarkan kualitas hasil produk yang dihasilkan oleh masing-masing metode. Kriteria utama dalam menentukan proses yang paling sesuai meliputi ketebalan, kehalusan permukaan, dan kesesuaian produk akhir dengan desain fungsional yang diharapkan. Proses *drilling* diharapkan mampu menciptakan lubang yang konsisten di sepanjang material dengan kedalaman tertentu, yang dapat mendukung kebutuhan struktur internal *stent*. Namun, hal ini akan diuji lebih lanjut untuk memastikan hasil permukaan yang cukup halus.

Proses *face turning* akan diuji untuk menilai kemampuannya dalam menghasilkan ujung-ujung yang presisi dan konsisten pada diameter yang direncanakan. Kehalusan dan keseragaman hasil produk menjadi faktor penting karena akan menentukan sejauh mana *stent* dapat berfungsi optimal. Kedua metode ini akan dibandingkan dalam hal tingkat akurasi dimensi, kualitas permukaan, serta kesesuaian keseluruhan dengan spesifikasi *tube stent* yang dibutuhkan. Berdasarkan hasil produk yang dihasilkan dari masing-masing metode, proses yang paling mendekati standar desain dan kualitas *stent* akan dipilih sebagai metode utama dalam penelitian ini.

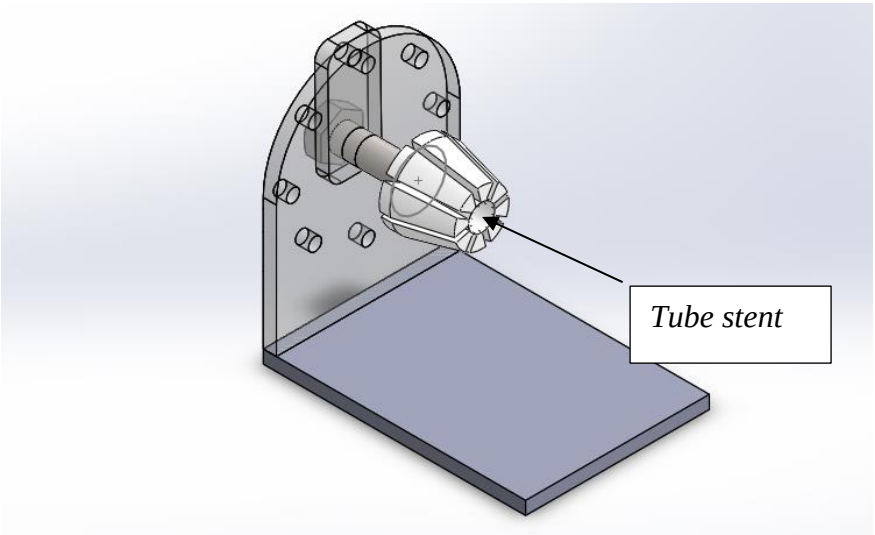
## 3.7 Proses Pemesinan *Laser Marking*

### 3.7.1 Pembuatan JIG *Rotary*

*Jig rotary* adalah jenis *jig* atau alat penuntun pemesinan yang digunakan untuk memegang dan memandu benda kerja dalam posisi berputar atau rotasi selama proses pemesinan. Keunggulan utama jig rotary adalah kemampuannya untuk mempertahankan posisi benda kerja yang presisi selama proses rotasi, sehingga menghasilkan potongan yang konsisten pada titik-titik yang sulit dijangkau dengan metode pemesinan biasa.



Gambar 3. 8 Desain *rotary jig*

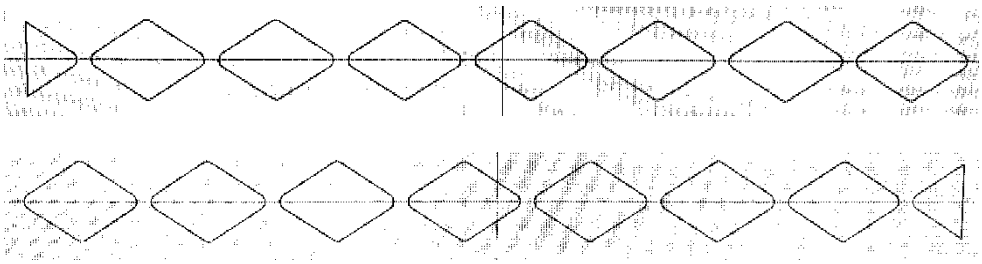



Gambar 3. 9 3D *model rotary jig*

Gambar 3.8 mekanisme pemutaran pada *Jig* ini akan diputar ke kanan sesuai dengan arah panah serta lubang penahan di atas harus sejajar dengan lubang di depannya, serta pada gambar 3.9 tube stent akan di cekam oleh *chuck* sampai *tube* tidak bergerak. *Jig rotary* sering digunakan dalam proses manufaktur yang membutuhkan pemrosesan komponen berulang dengan variasi sudut yang seragam. Berikut merupakan desain *rotary jig* yang akan digunakan untuk pembuatan *rotary jig.*

### 3.7.2 Permesinan *Laser marking*

Proses pembuatan *stent* menggunakan *laser marking* merupakan sebuah proses digunakan untuk pembuatan *stent* jantung karena memudahkan proses manufaktur *stent* dengan pola yang di inginkan sesuai dengan desain *stent*. Pada proses kali ini bahan yang sudah melalui proses *face turning* selanjutnya akan dibuat menjadi *stent* dengan menggunakan *laser marking.* Berikut gambar 3.10 merupakan desain pada *laser marking* untuk pembuatan *stent*



Gambar 3. 10 Desain pada *laser marking*



Gambar 3. 11 Proses *laser marking*

Gambar 3.11 adalah proses pemasangan *tube* pada *rotary jig*, proses penentuan posisi pada *jig rotary* yang tepat sangatlah penting untuk memastikan bahwa pemotongan dan penandaan dengan menggunakan laser dapat dilakukan secara baik. *Rotary jig* berfungsi sebagai alat penahan yang memungkinkan *tube* diputar secara stabil dan seragam selama proses *laser marking*, sehingga desain yang telah direncanakan dapat diaplikasikan secara tepat di seluruh permukaan *tube*. Sebelum memulai proses *laser marking,* langkah awal yang harus dilakukan adalah memastikan bahwa *tube* terpasang dengan benar dan sejajar di tengah-tengah sumbu rotasi pada *jig*. Penyelarasan ini dilakukan dengan menggunakan sinar laser yang diarahkan ke tengah *tube*, yang bertindak sebagai panduan visual untuk memastikan bahwa sumbu laser tepat berada di tengah-tengah *tube*.

Setelah proses *centering* selesai dan posisi *tube* sudah benar-benar terfokus di pusat sinar laser, maka proses *laser marking* dapat dimulai. Sinar laser akan menandai permukaan *stent* secara akurat sesuai dengan pola desain yang telah diprogram sebelumnya. Keselarasan yang tepat ini akan sangat berpengaruh terhadap kualitas akhir dari *stent*, memastikan bahwa seluruh desain tertata dengan sempurna di permukaan *tube* dan memenuhi spesifikasi yang diperlukan.

### 3.7.3 Proses Pembersihan *Stent* Setelah Permesinan *Laser marking*

Proses pembersihan pada *stent* merupakan sebuah metode yang akan digunakan dalam penelitian ini *stent* akan dibersihkan menggunakan *baking soda* setelah proses pemesinan *laser marking*



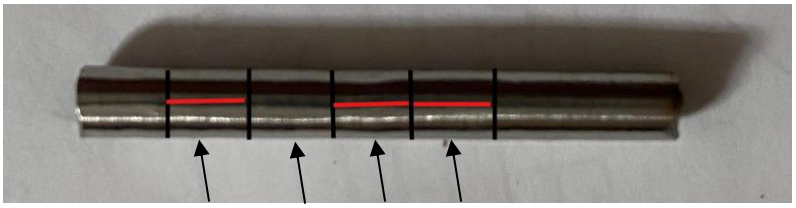
Gambar 3. 12 Proses pembersihan *stent*

Setelah melalui proses *laser marking*, permukaan *stent* sering kali meninggalkan bekas gosong atau residu akibat panas tinggi yang dihasilkan oleh laser. Untuk membersihkan residu ini, *stent* direndam dalam larutan *baking soda*, yang berfungsi sebagai bahan pembersih alami. *Baking soda* mengandung natrium hidrogen karbonat ($NaHCO_3$), yang merupakan senyawa utama dalam baking soda. *Natrium hidrogen karbonat* dikenal juga sebagai *sodium bikarbonat*. Senyawa ini bersifat basa ringan dan memiliki berbagai kegunaan, seperti untuk membersihkan, menghilangkan noda, dan menetralkan asam. Dalam aplikasi pembersihan, natrium hidrogen karbonat efektif untuk menghilangkan residu, minyak, dan bekas gosong pada permukaan logam, termasuk *stent*, tanpa menyebabkan kerusakan pada permukaan halusnya. Setelah direndam, permukaan *stent* disikat dengan lembut menggunakan sikat halus. Sikat halus ini dilakukan untuk pembersihan yang efektif tanpa merusak atau menggores permukaan logam *stent* yang tipis dan sensitif. Proses ini menghilangkan bekas gosong dan mengembalikan tampilan permukaan *stent* menjadi bersih.

## 3.8 Metode Pengujian

### 3.8.1 Pengujian Geometri *Tube*

Pengujian yang akan dilakukan pada tahap selanjutnya adalah pengujian geometri *tube*, yang bertujuan untuk memastikan kesesuaian bentuk dan dimensi dengan spesifikasi desain yang diharapkan. Pengujian ini mencakup pengukuran panjang keseluruhan *tube* untuk memastikan bahwa panjang tersebut sesuai dengan standar yang ditetapkan pada awal perancangan. Selain panjang, titik pengukuran diameter *tube* akan dilakukan pada empat titik yang tersebar di sepanjang *tube* secara merata, yang berfungsi untuk mengevaluasi keakuratan diameter dalam mempertahankan keseragaman dimensi di seluruh permukaan *tube*.

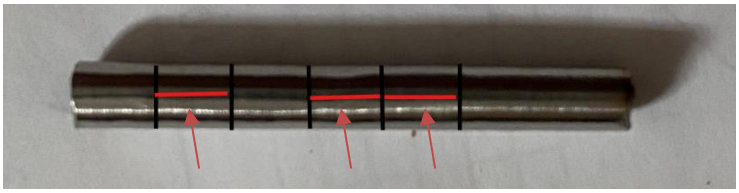


Gambar 3. 13 pengujian Geometri *Tube*

Gambar 3.13 yang akan di uji pada pengujian geometri *tube* yaitu pada tengah garis hitam sebanyak 4 kali pengukuran di 4 titik . Dari keempat titik pengukuran tersebut, akan diperoleh data rata-rata diameter yang dapat mencerminkan keseragaman atau variasi ukuran pada *tube*. Hasil rata-rata diameter ini sangat penting, karena diameter yang seragam adalah salah satu kriteria utama untuk memastikan *tube* dapat berfungsi dengan baik. Dengan data pengukuran ini, evaluasi lebih lanjut terhadap proses manufaktur dapat dilakukan, apakah ada faktor-faktor dalam proses yang mungkin mempengaruhi ketidaksesuaian dimensi, seperti tekanan pada saat pemesinan atau kemungkinan deformasi selama penanganan dan pengukuran.

### 3.8.2 Pengujian Kekasaran *Tube*

Pengujian selanjutnya yang akan dilakukan adalah pengujian kekasaran permukaan pada *tube* di sepanjang tiga garis merah yang telah ditandai pada permukaan *tube*. Setiap garis merah memiliki panjang 5 mm, dan pengujian ini bertujuan untuk mengukur tingkat kekasaran di beberapa titik sepanjang permukaan *tube* secara konsisten. Ring jantung harus memiliki permukaan yang halus, standar kekasaran permukaan ring adalah 0,11 µm – 0,4 µm (Gocke, dkk 2008),



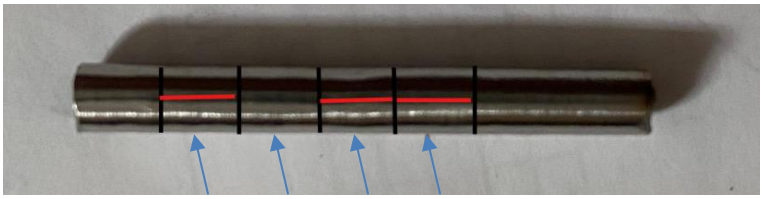
Gambar 3. 14 Pengujian Kekasaran (garis merah)

Pengujian ini bertujuan untuk mengukur kualitas permukaan *tube* setelah proses pemesinan dan *laser marking*, khususnya dalam memastikan permukaan yang dihasilkan sesuai. Pada pengujian ini, tiga garis merah telah ditandai sebagai area pengukuran kekasaran. Setiap garis memiliki panjang 5 mm dan merupakan representasi dari area yang berbeda pada permukaan *stent* untuk mendapatkan data kekasaran yang merata. Pengujian ini akan dilakukan dengan cara mengukur kekasaran di sepanjang setiap garis merah yang sudah ditentukan. Data kekasaran

yang diperoleh diharapkan dapat memberikan gambaran mengenai homogenitas permukaan, serta untuk mengidentifikasi apakah ada variasi kekasaran di sepanjang *tube*. Hasil pengujian kekasaran ini nantinya akan menjadi dasar evaluasi untuk proses fabrikasi yang telah dilakukan. Dengan pengujian ini, diharapkan dapat diperoleh data objektif mengenai kualitas permukaan *tube* yang dihasilkan, yang selanjutnya akan menjadi referensi dalam peningkatan kualitas produk serta validasi terhadap desain dan proses yang telah diterapkan.

### 3.8.3 Pengujian Mikro *Tube*

Pengujian selanjutnya yang akan dilakukan adalah pengujian mikro pada *tube* untuk mengevaluasi hasil proses *face turning* terhadap permukaan material. Pengujian ini bertujuan untuk memeriksa secara detail struktur mikro permukaan yang terbentuk setelah proses *face turning*,



Gambar 3. 15 Pengujian mikro *tube*

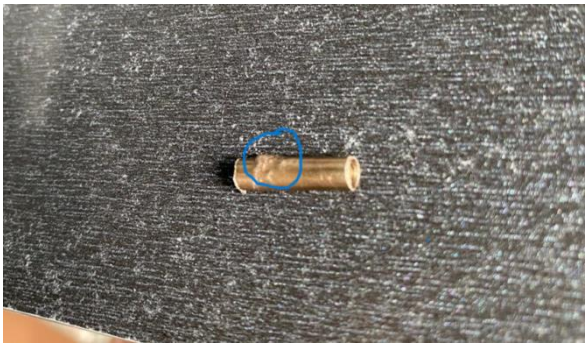
Pengujian mikro akan dilakukan dengan menggunakan mikroskop yang mampu memperbesar struktur permukaan hingga level mikron. Pada tahap ini, gambar permukaan akan diambil dari beberapa titik strategis di sepanjang *tube* untuk memberikan gambaran lengkap tentang hasil pemesinan. Pengujian mikro ini juga akan membantu mengidentifikasi ketepatan proses *face turning* dalam menghasilkan permukaan yang sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan.

# BAB 4
# HASIL DAN PEMBAHASAN

## 4.1 Hasil Alternatif Pemesinan Pembuatan *Tube*

### 4.1.1 Hasil Proses *Drilling*

Proses *drilling* ini bahan yang digunakan yaitu as *Stainless* 316L dengan diameter 4 mm dengan mata bor dengan diameter 3.5 mm dengan panjang mata bor 60 mm menggunakan mesin bubut konvensional yang terdapat pada lab. Proses produksi Teknik Mesin dengan kecepatan putar *spindle* yang digunakan adalah 1800 rpm dengan cairan pendingin menggunakan oli.



Gambar 4. 1 Hasil proses *drilling*

Hasil dari proses *drilling* pada gambar 4.1 menunjukkan adanya kegagalan dalam melubangi poros *Stainless Steel 316L*. Kegagalan ini disebabkan oleh beberapa faktor yang mempengaruhi performa mata bor saat proses pengeboran berlangsung. Mata bor yang digunakan tidak mampu menembus material dengan baik, terutama karena terjadi pengikisan pada mata bor tersebut. Pengikisan ini mengakibatkan mata bor kehilangan ketajamannya, sehingga daya potongnya menurun secara signifikan. Ketika ketajaman mata bor menurun, gesekan antara mata bor dan bahan baku *stent* meningkat. Gesekan berlebihan ini tidak hanya menyebabkan panas, tetapi juga berdampak negatif pada kondisi permukaan material di sekitar lubang yang dibor. Gesekan yang tinggi antara mata bor dan permukaan *Stainless Steel 316L* menyebabkan cacat permukaan, seperti goresan atau permukaan yang kasar. Cacat ini merupakan efek samping dari gaya gesek yang besar akibat ketidaksempurnaan mata bor.

### 4.1.2 Hasil Proses *Face turning*

Proses *Face turning* bahan yang digunakan adalah Pipa tubing *stainless steel* 316L menggunakan mesin bubut konvensional dengan kecepatan 1800 rpm. Terdapat kegagalan yang terjadi pada proses *face turning.*



Gambar 4. 2 Kegagalan pada proses *face turning*

Gambar 4.2 terlihat adanya kegagalan yang terjadi pada proses *face turning*. Kegagalan ini diakibatkan oleh beberapa faktor, terutama terkait dengan pengaturan pencekaman benda kerja yang tidak optimal. Benda kerja tidak dijepit dengan kuat atau tidak sejajar sempurna di dalam *chuck*, sehingga selama proses pemotongan, tekanan pemotongan yang tinggi menyebabkan benda kerja bergeser atau bahkan patah. Selain itu, penggunaan pencekaman yang terlalu kuat juga berkontribusi pada kegagalan ini, karena benda kerja mengalami deformasi atau kerusakan pada material akibat tekanan cekaman yang berlebihan.

Untuk mengatasi kegagalan ini, diperlukan evaluasi mendalam terhadap proses pencekaman dan penyesuaian parameter pemotongan, agar benda kerja dapat dijepit dengan kokoh tanpa menimbulkan deformasi. Hal ini penting untuk memastikan proses *face turning* dapat berjalan dengan lancar. Selain itu, diperlukan juga perhatian khusus terhadap kesejajaran dan posisi benda kerja di dalam *chuck*, serta penggunaan tekanan cekam yang cukup, tidak terlalu kuat, namun cukup untuk menahan benda kerja selama proses pemesinan berlangsung. Setelah evaluasi dilakukan, proses *face turning* akan tetap dilanjutkan dengan penyesuaian yang diperlukan agar kualitas permukaan dan presisi hasil pemotongan dapat tercapai. Langkah ini diharapkan dapat meminimalisir resiko kegagalan dan memberikan hasil yang lebih baik pada produk akhir. Berikut gambar 4.3 hasil proses *face turning*



Gambar 4. 3 Hasil proses *face turning*

Setelah melalui beberapa evaluasi dan penyesuaian terhadap kegagalan yang sebelumnya terjadi, akhirnya proses *face turning* berhasil menghasilkan produk yang sesuai.

## 4.2 Hasil Pemilihan Alternatif Proses Pembuatan *Tube*

Berdasarkan evaluasi hasil yang diperoleh dari kedua metode yang diuji, yaitu *drilling* dan *face turning*, proses *face turning* dipilih sebagai metode utama dalam pembuatan *tube*. Pemilihan ini didasarkan pada keunggulan *face turning* dalam menghasilkan kualitas produk yang lebih sesuai dengan spesifikasi yang dibutuhkan dibandingkan dengan *drilling*, yang mengalami beberapa kendala dan kegagalan. Proses *drilling* memiliki keterbatasan dalam menciptakan permukaan yang halus serta dimensi yang presisi pada *tube*, terutama karena ketidakmampuan mata bor untuk menahan gesekan tinggi pada material stainless steel 316L yang digunakan. Pengikisan pada mata bor menyebabkan ketajaman berkurang, sehingga proses *drilling* tidak dapat mencapai kedalaman dan konsistensi yang diharapkan tanpa merusak material, seperti yang terlihat dari kegagalan pada hasil uji coba sebelumnya. Proses *face turning* menunjukkan hasil yang lebih stabil dan akurat, dengan mampu mencapai panjang lebih dari 20 mm sesuai target yang diinginkan. Dengan menggunakan *face turning*, produk *tube* dapat dihasilkan dengan lebih presisi, serta mengurangi resiko deformasi atau kerusakan material yang dapat mempengaruhi performa *stent* ketika digunakan.

Berdasarkan pertimbangan-pertimbangan di atas, metode *face turning* dipilih sebagai alternatif yang lebih efektif dan andal dalam menghasilkan *tube.*

Pemilihan ini diharapkan tidak hanya memenuhi standar produksi yang ditetapkan, tetapi juga meningkatkan efisiensi proses manufaktur secara keseluruhan. Keputusan untuk menggunakan *face turning* sebagai metode utama dalam pembuatan *stent* diharapkan mampu mendukung keberhasilan penelitian ini dalam mengembangkan metode produksi *stent*.

## 4.3 Hasil Proses Pemesinan *Laser Marking*

### 4.3.1 Hasil Pembuatan *JIG Rotary*

Hasil pembuatan *jig rotary* menunjukkan bahwa desain yang telah dibuat berhasil direalisasikan dengan baik sesuai dengan ukuran yang diinginkan.



Gambar 4. 4 *JIG rotary*

Gambar 4. 4 merupakan hasil dari *rotary JIG* yang telah dibuat dengan menggunakan bahan akrilik dan proses *laser cutting* dengan proses *assembly* menggunakan lem *glue gun* serta penambahan pencekam yang tujuannya untuk menahan *tube* agar tidak bergerak saat proses *laser marking* dilakukan, serta dapat diputar dengan baik dan tidak membuat *tube* bergeser atau bergerak. Pembuatan *jig* rotary adalah memastikan agar sistem pencekaman mampu memegang *tube* dengan kuat dan tepat di posisi tengah, sehingga proses *laser marking* dapat berjalan dengan akurasi tinggi tanpa adanya pergeseran atau getaran yang dapat

mempengaruhi hasil akhir. Dengan mempertimbangkan detail dalam desain, *jig* rotary ini dirancang untuk memberikan rotasi yang halus dan konsisten, memungkinkan pemrosesan pada seluruh permukaan *stent* secara merata.

### 4.3.2 Hasil Permesinan *Laser marking*

Gambar 4.5 merupakan hasil dari proses pemesinan laser marking pada tube stent yang sudah dibuat. Hasil dari proses pemesinan laser marking menunjukkan bahwa model stent dengan desain belah ketupat berhasil dibuat sesuai dengan desain yang diinginkan, di mana pola belah ketupat telah dibuat pada tube stent, menunjukkan kemampuan laser marking dalam menghasilkan detail desain yang sesuai untuk model stent. Berikut merupakan hasil pemsinan laser marking pada 4 tube stent, gambar berikut menunjukan bahwa tube stent telah melewati proses laser marking.



Gambar 4. 5 Hasil Pemesinan laser marking

Gambar 4. 5 memperlihatkan model *stent* yang telah selesai melalui proses *laser marking*, dimana terlihat bahwa model pada permukaannya memiliki jarak antar belah ketupat yang tidak seragam. Ketidaksesuaian jarak antar model ini dapat disebabkan oleh faktor teknis dalam proses pemesinan. Faktor yang mempengaruhi adalah ketidakstabilan kecepatan pemotongan dan fokus *laser* selama proses. Perbedaan kecil dalam kecepatan gerak *laser marking* dapat menyebabkan pergeseran atau perubahan jarak antar pola, terutama pada area yang lebih halus atau detail. Pada fokus *laser* yang tidak konsisten dapat mengakibatkan

ketidaktepatan dalam penempatan pola, sehingga jarak antar lubang menjadi tidak sama.

*Stent* tersebut juga mengalami perubahan warna 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*. Ketika material memanas, terutama pada material tipis seperti yang digunakan untuk *stent*, terjadi ekspansi termal yang bisa mempengaruhi presisi jarak antar pola. *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. Proses pemanasan intens 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.



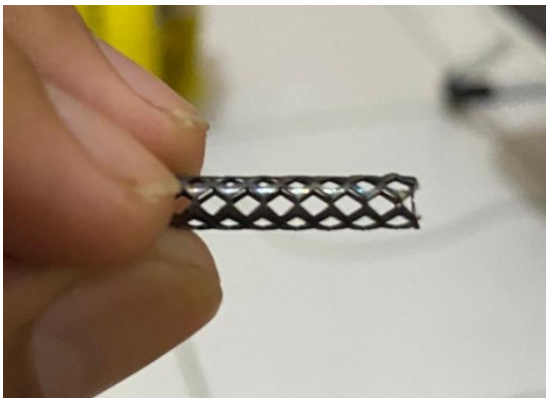
Gambar 4. 6 kegagalan pada model *stent* jantung

Gambar 4. 6 menunjukkan *stent* yang mengalami kegagalan struktural dengan bagian yang patah sebagai hasil dari proses *laser marking*. Kegagalan ini terjadi karena paparan panas yang berlebihan dari *laser*, yang menyebabkan material menjadi terlalu rapuh pada titik-titik tertentu. *Laser marking* yang dilakukan pada *stent* memerlukan ketelitian tinggi dalam pengaturan daya dan durasi agar panas yang dihasilkan tidak merusak struktur *stent*. Intensitas atau waktu paparan *laser* terlalu tinggi, material akan melemah dan mengakibatkan perubahan mikrostruktur yang meningkatkan kerapuhan, sehingga mudah patah.

Ketidaksesuaian dalam distribusi panas dapat mengakibatkan kerusakan pada struktur *stent*, apabila panas dari *laser* tidak tersebar merata, beberapa titik pada *stent* mengalami pemanasan berlebih sementara area lain tetap dalam kondisi lebih dingin. Perbedaan suhu yang ekstrem ini menyebabkan tegangan pada *stent*, sehingga area yang paling panas menjadi lemah dan rentan patah. Ketebalan material yang sangat tipis pada *stent* juga berperan dalam meningkatkan sensitivitas terhadap panas berlebih, sehingga proses *laser marking* yang tidak terkontrol dengan baik dapat mengakibatkan kegagalan struktural seperti yang terlihat pada gambar di atas.

### 4.3.3 Hasil Pembersihan *Stent* Setelah Proses *Laser marking*

Proses pembersihan *stent* menggunakan baking soda bertujuan untuk menghilangkan residu hitam atau gosong yang terbentuk pada permukaan *stent* setelah proses *laser marking*.



Gambar 4. 7 *Stent* setelah proses pembersihan

Setelah dilakukan pembersihan menggunakan baking soda, *stent* di atas terlihat lebih mengkilap dibandingkan kondisi awalnya yang tampak gosong. Meskipun permukaannya sekarang lebih bersih, warna pada material *stent* ini tidak mengalami perubahan. Hal ini disebabkan oleh proses *laser marking* yang sebelumnya diterapkan pada *stent*. Proses *laser marking* bekerja dengan cara memodifikasi lapisan permukaan material melalui pemanasan intens, sehingga warna pada area mengalami perubahan permanen. Meski telah dibersihkan, hasil warna dari *laser marking* tetap bertahan karena telah meresap ke dalam struktur material *stent* tersebut sehingga warna tetap sama.

## 4.4 Hasil Pengujian

### 4.4.1 Hasil Pengujian Geometri *Tube*

Berikut merupakan tabel hasil pengukuran pengujian geometri untuk pengukuran diameter *stent* yang dilakukan pada 4 titik *stent*.

Tabel 4. 1 Hasil pengukuran bahan baku *stent* jantung

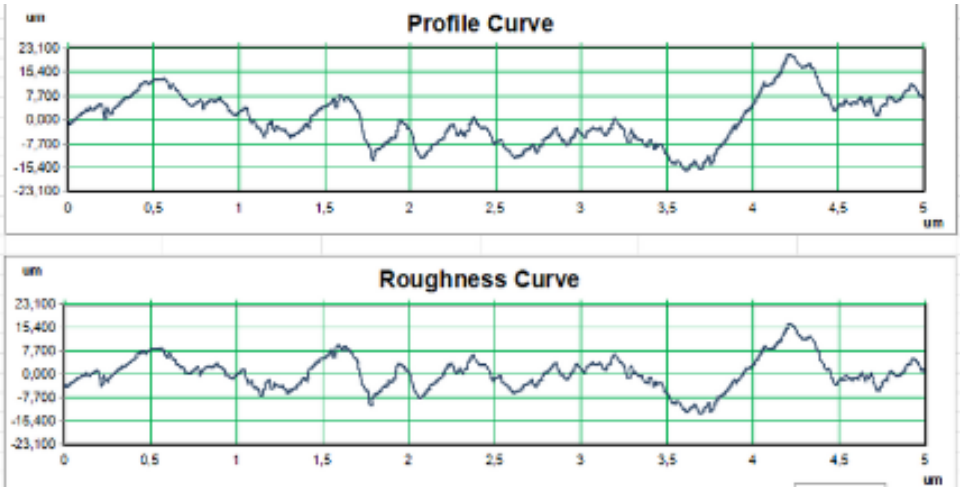
| Spesimen | panjang | Titik 1 | Titik 2 | Titik 3 | Titik 4 | Rata rata | Toleransi |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 25,60 mm | 4,32 mm | 4,20 mm | 4,20 mm | 4,30 mm | 4,30 mm | + 0,30 mm |
| 2 | 32,11 mm | 3,80 mm | 3,92 mm | 3,90 mm | 4,10 mm | 3,93 mm | - 0,07 mm |
| 3 | 28,30 mm | 4,20 mm | 4,30 mm | 4,20 mm | 4,20 mm | 4,25 mm | + 0,25 mm |
| 4 | 31.32 mm | 4,00 mm | 4,08 mm | 4,12 mm | 4,08 mm | 4,07 mm | + 0,07 mm |

Berdasarkan hasil pengukuran yang tercantum pada tabel, proses bubut yang telah dilakukan menunjukkan hasil yang mendekati ukuran diameter yang diinginkan untuk aplikasi pembuatan *tube*. Panjang spesimen berada dalam kisaran 25.6 hingga 32.1 mm. Perbedaan diameter antara spesimen 1 hingga 4 dapat dijelaskan oleh beberapa faktor yang mempengaruhi hasil akhir proses bubut. Faktor pertama adalah variasi pada ketebalan atau sifat material bahan baku. Material logam yang digunakan memiliki ketidakseragaman dalam ketebalan atau komposisi yang menyebabkan variasi kecil pada hasil pemotongan. Hal ini terjadi pada material berdinding tipis seperti bahan *stent*, dimana ketebalan atau sifat material sangat mempengaruhi hasil bubut, terutama ketika material mengalami tegangan dari pemotongan. Faktor kedua adalah tekanan cekam atau *chuck* yang berbeda selama proses bubut. Tekanan yang diberikan saat menjepit benda kerja pada mesin bubut memiliki dampak signifikan, terutama pada material yang berbentuk silinder atau pipa dan memiliki ketebalan dinding yang tipis. Tekanan

cekam terlalu kuat,menyebabkan benda kerja mengalami deformasi atau kerusakan, sedangkan tekanan terlalu lemah, benda kerja dapat bergeser selama proses pemotongan, hal ini menyebabkan perbedaan ukuran pada diameter hasil akhir. Ketajaman dan kondisi alat potong yang digunakan berperan besar dalam kualitas hasil bubut. Alat potong yang digunakan mulai aus atau dan menyebabkan hasil gaya pemotongan yang lebih tinggi, sehingga memberikan tekanan berlebih pada benda kerja dan menghasilkan perbedaan dalam ukuran diameter. Kondisi tersebut dapat mengurangi kehalusan permukaan, sehingga hasil bubut menjadi tidak konsisten dari satu spesimen ke spesimen lainnya. Alat potong yang aus atau kurang tajam menyebabkan perbedaan ukuran pada material.

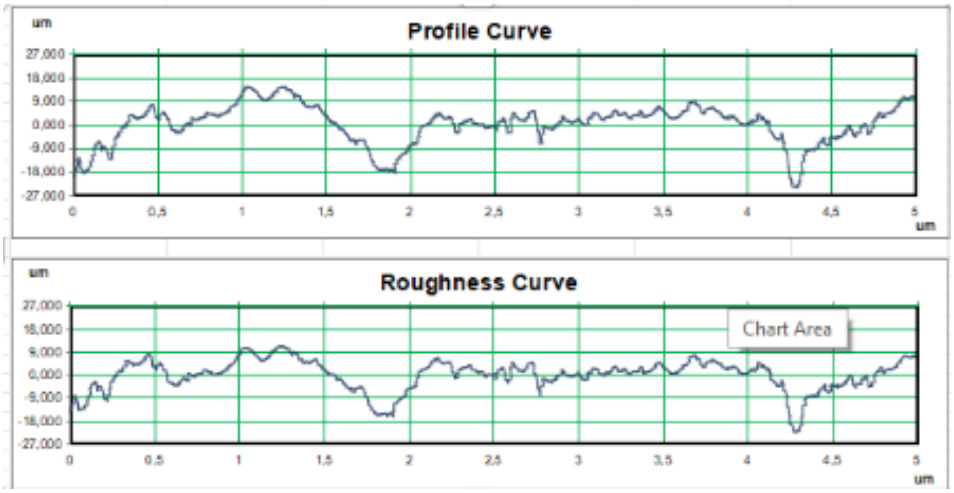
### 4.4.2 Pengujian Kekasaran *Tube*

a) Pengujian Kekasaran pada spesimen 1



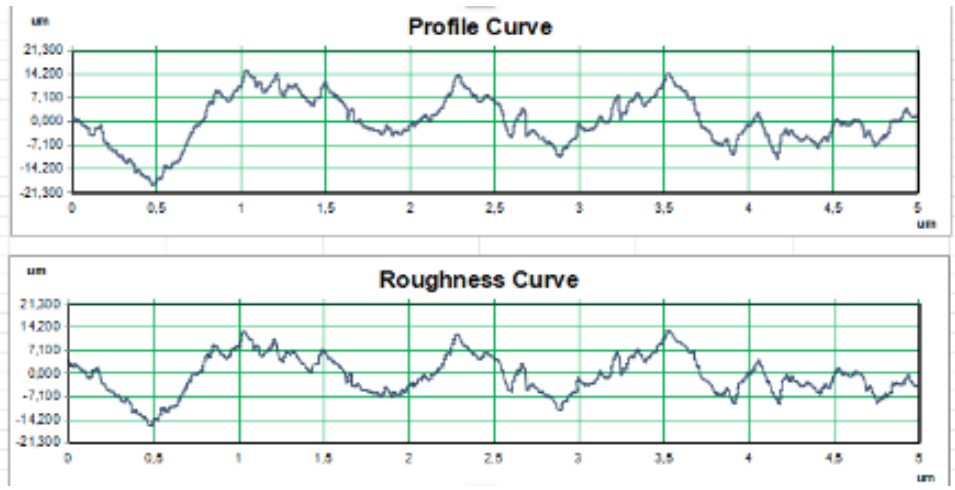

Gambar 4. 8 Grafik kekasaran pada spesimen 1 titik 1

Gambar 4. 8 menunjukan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* telah dilakukan menggunakan *Accretech*, dan data yang diperoleh disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve* seperti yang ditunjukkan. Berdasarkan pengukuran, nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) adalah 4.157 µm.




Gambar 4. 9 Grafik kekasaran pada spesimen 1 titik 2

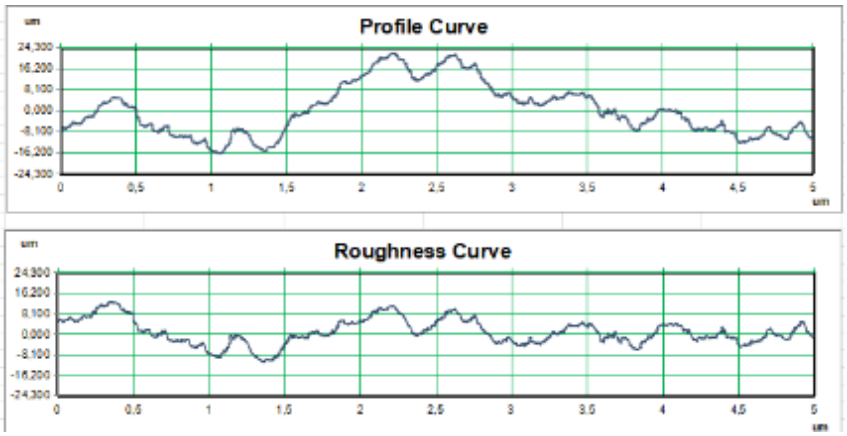
Gambar 4. 9 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 4.167 µm.




Gambar 4. 10 Grafik kekasaran pada spesimen 1 titik 3

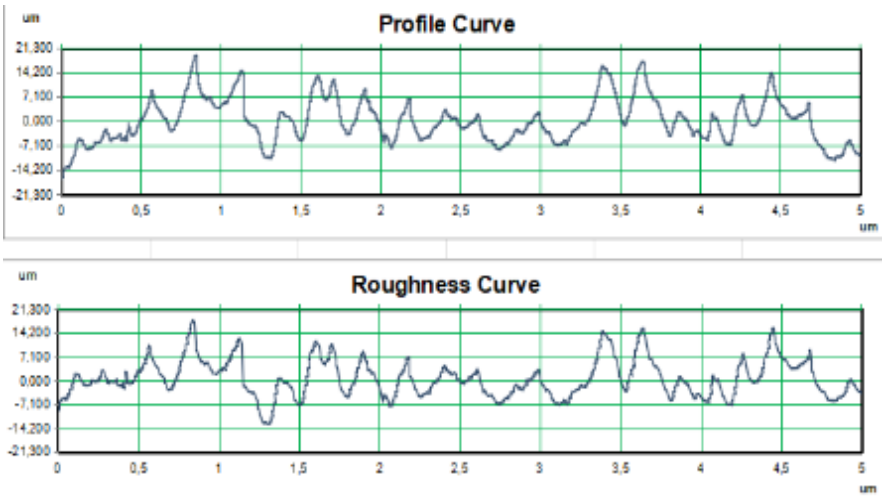
Gambar 4. 10 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 5.146 µm.

b) Pengujian kekasaran pada spesimen 2



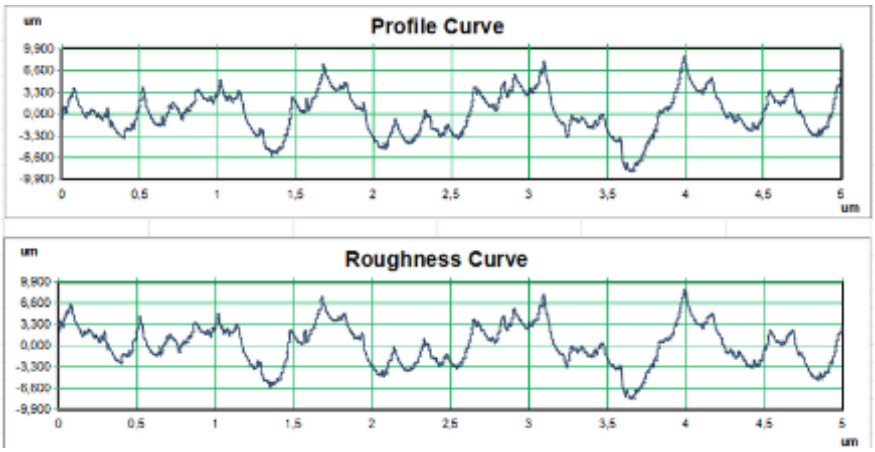

Gambar 4. 11 Grafik kekasaran pada spesimen 2 titik 1

Gambar 4. 11 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 4.011 µm.




Gambar 4. 12 Grafik kekasaran pada spesimen 2 titik 2

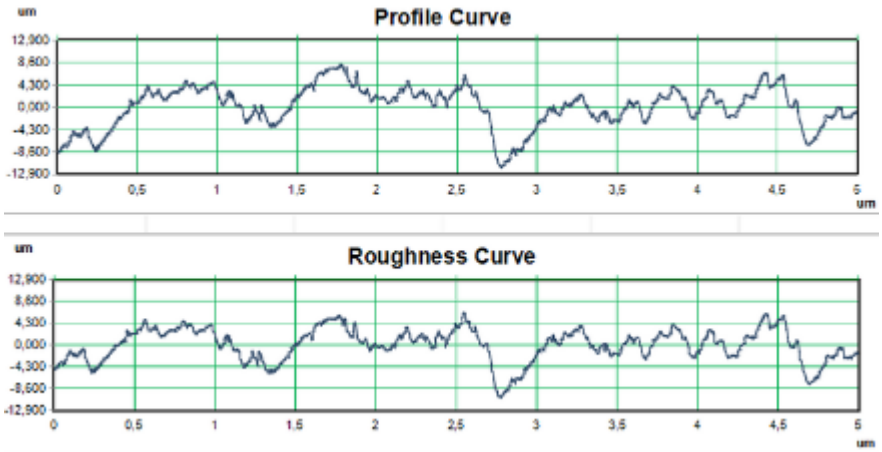
Gambar 4. 12 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 4.378 µm.




Gambar 4. 13 Grafik kekasaran pada spesimen 2 titik 3

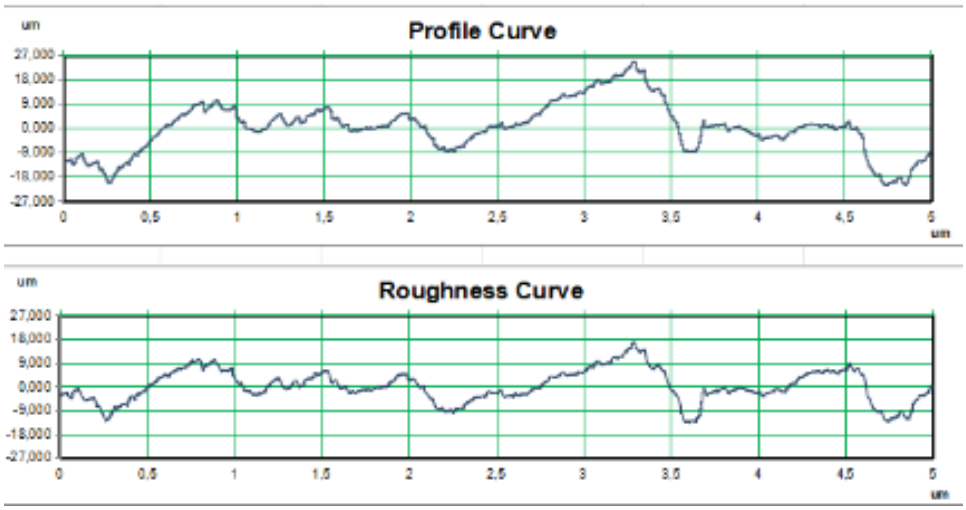
Gambar 4. 13 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 2.650 µm

c) Pengujian kekasaran pada spesimen 3



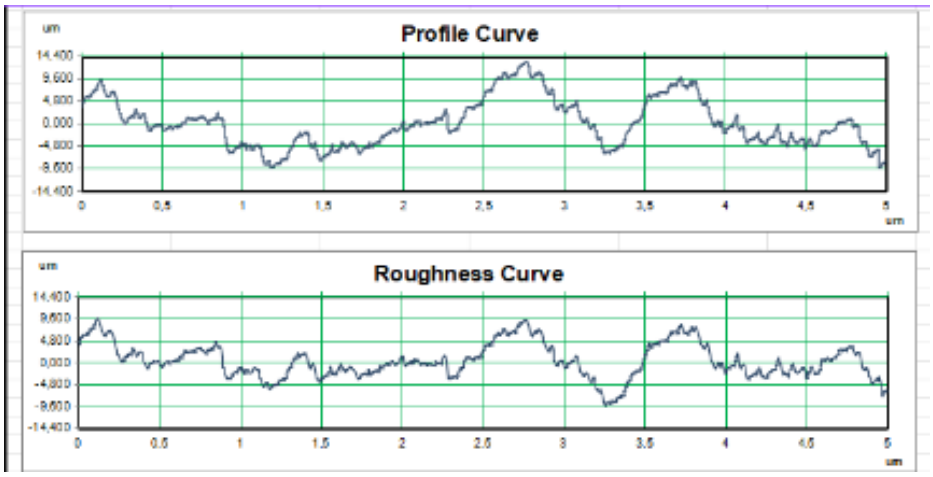

Gambar 4. 14 Grafik kekasaran pada spesimen 3 titik 1

Gambar 4. 14 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 2.569 µm.




Gambar 4. 15 Grafik kekasaran pada spesimen 3 titik 2

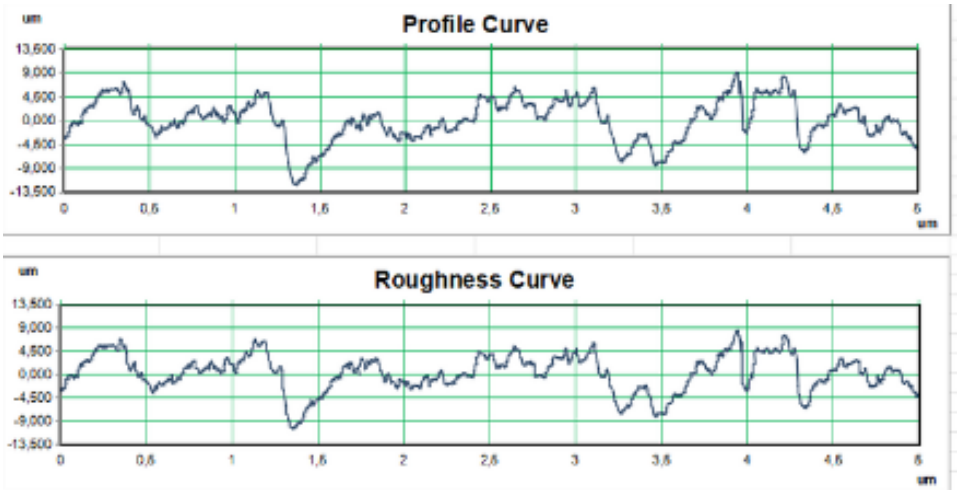
Gambar 4. 15 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 4.942 µm




Gambar 4. 16 Grafik kekasaran pada spesimen 3 titik 3

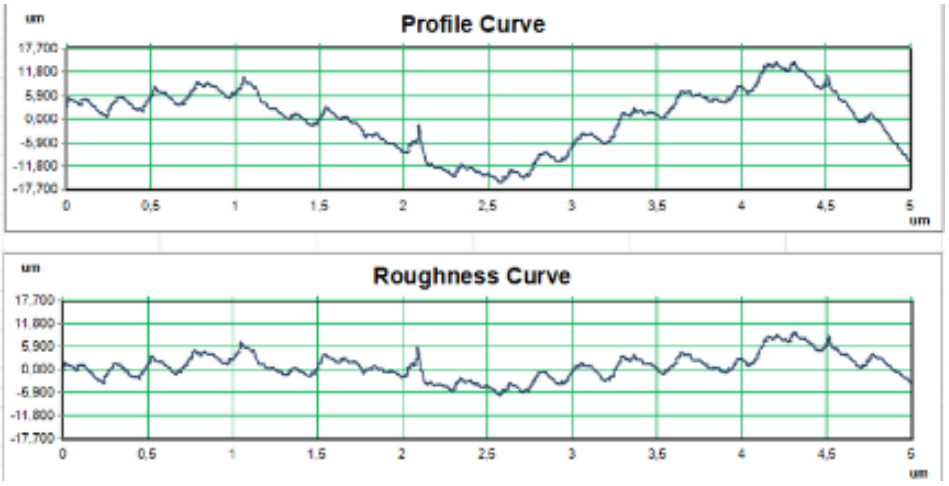
Gambar 4. 16 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 2.934 µm.

d) Pengujian kekasaran spesimen 4



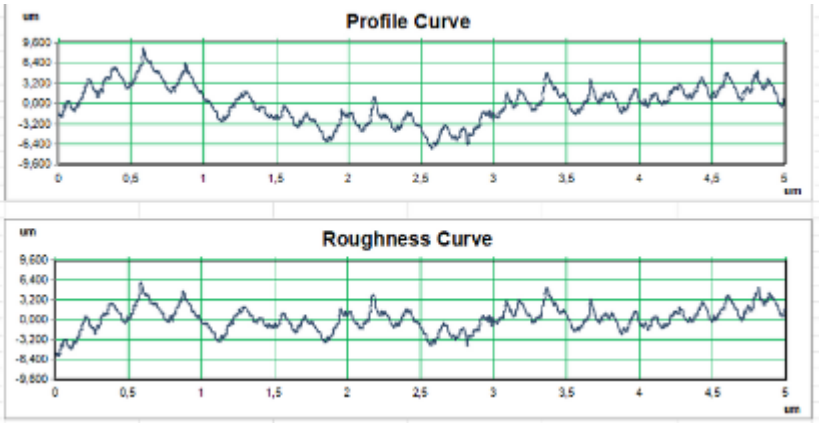

Gambar 4. 17 Grafik kekasaran pada spesimen 4 titik 1

Gambar 4. 17 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 2.844 µm.




Gambar 4. 18 Grafik kekasaran pada spesimen 4 titik 2

Gambar 4. 18 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 2.579 µm.




Gambar 4. 19 Grafik kekasaran pada spesimen 4 titik 3

Gambar 4. 19 merupakan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube* dan data hasil pengujian disajikan dalam bentuk *Profile Curve* dan *Roughness Curve*. Dari hasil pengukuran menggunakan profilometer, diperoleh nilai rata-rata kekasaran permukaan (*Ra*) sebesar 1.530 µm.

Hasil pengukuran kekasaran permukaan bahan baku *stent* setelah melalui berbagai tahap pemrosesan ditampilkan dalam tabel berikut. Data ini memberikan gambaran mengenai tingkat kehalusan permukaan yang dicapai, yang penting dalam memastikan bahwa proses *face turning* atau pemakanan permukaan telah dilakukan dengan baik . Berikut hasil pengujian kekasaran pada tabel dibawah

Tabel 4. 2 Hasil Pengujian Kekasaran bahan baku *stent*

| Spesimen | Titik 1 | Titik 2 | Titik 3 |
|---|---|---|---|
| 1 | 4,157 µm | 4,167 µm | 5,146 µm |
| 2 | 4,011 µm | 4,378 µm | 2,650 µm |
| 3 | 2,569 µm | 4,942 µm | 2,934 µm |
| 4 | 2,844 µm | 2,579 µm | 1,530 µm |

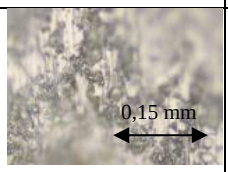
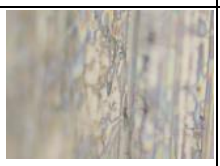
Berdasarkan hasil uji kekasaran permukaan yang ditampilkan dalam tabel, dapat dilihat bahwa nilai kekasaran permukaan *tube* pada beberapa titik pengukuran masih berada dalam rentang yang cukup tinggi, yaitu antara 1,530 µm hingga 5,146 µm. Proses pembuatan bahan baku *stent* ini menggunakan mesin bubut konvensional dengan kecepatan putaran 1800 rpm. Mesin bubut konvensional ini memiliki keterbatasan dalam mencapai kehalusan permukaan

yang optimal, terutama untuk komponen berukuran kecil dan kompleks seperti bahan baku *stent*. Penggunaan mesin bubut konvensional dengan kecepatan yang relatif rendah berdampak pada kualitas akhir permukaan bahan baku *stent*, karena pemotongan yang dihasilkan kurang presisi dan menghasilkan tekstur permukaan yang kasar. Metode yang lebih tepat untuk pembuatan bahan baku *stent* ini seharusnya menggunakan teknologi *high-speed machining* (*HSM*). *HSM* memiliki kemampuan untuk beroperasi pada kecepatan potong yang jauh lebih tinggi, sehingga dapat mengurangi nilai kekasaran dan menghasilkan permukaan yang lebih halus serta seragam. Keunggulan *HSM* dalam proses pemesinan memiliki kontrol yang lebih baik terhadap permukaan material, meminimalkan goresan dan deformasi akibat proses pemotongan, serta mencapai standar kehalusan yang lebih tinggi.

### 4.4.3 Pengujian Mikro Pada *Tube*

Berikut merupakan tabel hasil dari pengujian mikro pada bahan baku *stent* setelah proses *face turning.*

Tabel 4. 3 Hasil pengujian mikro bahan baku *stent*

| Spesimen | Titik 1 | Titik 2 | Titik 3 | Titik 4 |
|---|---|---|---|---|
| 1 |   |  |  |  |
| 2 |  |  |  |  |
| 3 |  |  |  |  |
| 4 |  |  |  |  |

Dari hasil pengujian mikro pada *tube* yang disajikan dalam tabel 4.3 di atas untuk pengukuran pada mikroskop dengan Panjang pengukuran 0,15 mm pada setiap titik pengukuran di setiap spesimen, terlihat bahwa struktur mikro pada permukaan *tube* masih tergolong kasar. Pengamatan dilakukan pada empat titik berbeda untuk setiap spesimen, dan hasil menunjukkan adanya variasi permukaan diantara titik-titik tersebut. Struktur yang kasar ini bisa dilihat dari penampakan permukaan yang tidak rata dan menunjukkan kontur yang beragam. Pada titik-titik tertentu, terlihat adanya tekstur permukaan yang tidak seragam, yang dapat mempengaruhi kualitas akhir *stent*, terutama dalam hal kekuatan dan juga proses *laser marking*. Keadaan struktur yang kasar ini dapat disebabkan oleh proses manufaktur awal yang belum optimal, seperti pada saat proses *face turning stent* yang kurang halus atau perlakuan permukaan yang kurang seperti penambahan proses *polishing* pada permukaan *stent*.

## 4.5 Pembahasan

Berdasarkan hasil pengujian kekasaran permukaan pada *tube stent*, terlihat bahwa nilai kekasaran yang dihasilkan masih berada di atas standar kekasaran permukaan untuk *stent* jantung, yaitu 0,11 µm – 0,4 µm. Hal ini menunjukkan bahwa proses pemesinan konvensional yang dilakukan dengan kecepatan putaran mesin relatif rendah, yaitu sebesar 1800 rpm, belum mampu menghasilkan permukaan yang cukup halus sesuai dengan standar tersebut. Kecepatan pemesinan yang rendah ini menyebabkan tingkat pemotongan material tidak maksimal, sehingga permukaan material tetap memiliki permukaan yang kasar.

*Tube* yang sudah dilakukan proses mesin konvensional bubut terdapat sedikit perbedaan pada dimensi diameter luar *tube* dibandingkan dengan spesifikasi yang diharapkan, yaitu 4 mm. Perbedaan ini disebabkan oleh keterbatasan proses pemesinan konvensional menggunakan mesin bubut dengan kecepatan relatif rendah, terutama untuk material berbentuk kecil seperti *tube stent*. Mesin bubut konvensional menghasilkan hasil yang kurang presisi dibandingkan dengan pemesinan kecepatan tinggi (*high-speed machining*), sehingga perlu evaluasi lebih lanjut untuk meningkatkan akurasi dimensi tube sebelum masuk kedalam proses *laser marking,*

Proses *laser marking* untuk menghasilkan pola belah ketupat telah dilakukan secara senter terhadap permukaan luar *tube*. Untuk memastikan keakuratan, garis tengah pada *tube* dibuat terlebih dahulu sebagai acuan selama proses *marking*, sehingga pola belah ketupat dapat terbentuk tepat di tengah *stent*. Meskipun terdapat beberapa kendala dalam mencapai hasil maksimal, proses pembuatan *stent* ini menunjukkan bahwa sebagian besar kriteria desain telah terpenuhi, dan evaluasi lebih lanjut diperlukan untuk menyempurnakan kualitas akhir produk.

Setelah proses *laser marking*, model belah ketupat pada tube stent berhasil dibuat sesuai desain yang diharapkan. Pola belah ketupat terlihat jelas dan menunjukkan keberhasilan penerapan *laser marking* pada permukaan *tube*. Ada beberapa kendala yaitu terdapat perbedaan jarak antar pola belah ketupat yang tidak seragam di sepanjang tube stent. Hal ini disebabkan oleh ketidakhomogenan ukuran *tube stent*, yang seharusnya memiliki diameter luar sebesar 4 mm, tetapi hasil proses *face turning* tidak mencapai dimensi yang tepat. Ketidaktepatan ini terjadi karena proses pemesinan konvensional menggunakan kecepatan yang relatif rendah dan adanya keterbatasan dalam pengaturan presisi alat potong. Diameter yang tidak konsisten ini menyebabkan permukaan tube menjadi tidak sepenuhnya sejajar dengan pusat rotasi pada *jig rotary* selama proses laser marking, sehingga memengaruhi keseragaman jarak antar pola belah ketupat.

# BAB 5
# PENUTUP

## 5.1 Kesimpulan

Bariku merupakan kesimpulan dari pembuatan dan karakterisasi *tube* sebagai bahan baku *stent* jantung dengan pemesinan berbasis *laser marking* :

a. Metode pemesinan dan proses pembuatan pada penelitian ini berhasil mengembangkan proses pembuatan tube stainless steel 316L menggunakan metode pemesinan face turning dan laser marking untuk menghasilkan stent jantung. Proses face turning terbukti lebih unggul dibandingkan drilling dalam menghasilkan tube dengan diameter yang sesuai, meskipun memerlukan langkah tambahan seperti polishing untuk memperbaiki kekasaran mikro pada permukaan.
b. Hasil karakterisasi dan kualitas produk karakterisasi mikro menunjukkan bahwa permukaan tube masih memiliki struktur yang kasar, yang dapat memengaruhi kualitas dan kekuatan struktural stent, khususnya dalam proses laser marking. Langkah perbaikan diperlukan untuk memastikan tube memenuhi standar kualitas yang diharapkan.
c. Kontribusi dan peluang pengembangan hasil penelitian ini diharapkan dapat mengurangi ketergantungan pada stent impor sekaligus membuka peluang pengembangan stent jantung buatan dalam negeri dengan kualitas tinggi, mendukung kemandirian di bidang medis.

## 5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya

Pada pembuatan dan karakterisasi *tube* sebagai bahan baku *stent* permesinan berbasis *laser marking* terdapat beberapa saran untuk menghasilkan produk *stent* yang lebih baik, Adapun saran untuk penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut.

a. Melakukan optimasi parameter *laser marking*, seperti kecepatan pemotongan, frekuensi, dan jumlah pemakanan laser, guna memperoleh hasil pemotongan yang lebih halus dan seragam.
b. Menerapkan teknologi pemesinan berkecepatan tinggi atau *high-speed machining* dalam proses pembuatan bahan baku *stent*. Teknologi ini dapat menghasilkan permukaan yang lebih halus dan meningkatkan presisi dimensi, sehingga memperbaiki kualitas hasil *laser marking*. Selain itu, *high-speed machining* juga dapat mengurangi ketidaksempurnaan permukaan yang muncul akibat proses pemesinan konvensional.
c. Menambahkan proses *electropolishing* pada tahap akhir untuk memperhalus permukaan *stent* setelah proses *laser marking*. Proses ini efektif dalam meratakan permukaan mikro serta menghilangkan gerigi atau sisa material yang mungkin terbentuk selama pemotongan laser

# DAFTAR PUSTAKA


Buddy, R., & Allan, S. H. (2012). 済無No Title No Title No Title. *Penambahan Natrium Benzoat Dan Kalium Sorbat (Antiinversi) Dan Kecepatan Pengadukan Sebagai Upaya Penghambatan Reaksi Inversi Pada Nira Tebu*.

Cassar, A., Holmes, D. R., Rihal, C. S., & Gersh, B. J. (2009). Chronic coronary artery disease: Diagnosis and management. *Mayo Clinic Proceedings*, *84*(12), 1130–1146. https://doi.org/10.4065/mcp.2009.0391

Catalano, G., Demir, A. G., Furlan, V., & Previtali, B. (2017). Use of Sheet Material for Rapid Prototyping of Cardiovascular Stents. *Procedia Engineering*, *183*, 194–199. https://doi.org/10.1016/j.proeng.2017.04.019

Cumberland, D. C. (1983). Percutaneous transluminal angioplasty: A review. *Clinical Radiology*, *34*(1), 25–38. https://doi.org/10.1016/S0009-9260(83)80373-0

DOTTER, C. T., & JUDKINS, M. P. (1965). Percutaneous Transluminal Treatment of Arteriosclerotic Obstruction. *Radiology*, *84*(January 1962), 631–643. https://doi.org/10.1148/84.4.631

Fang, G., Ai, W. J., Leeflang, S., Duszczyk, J., & Zhou, J. (2013). Multipass cold drawing of magnesium alloy minitubes for biodegradable vascular stents. *Materials Science and Engineering C*, *33*(6), 3481–3488. https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.04.039

Ghani, L., & Novriani, H. (2016). Dominant Risk Factors for Coronary Heart Disease in Indonesia. *Buletin Penelitian Kesehatan*, *44*(3), 153–164.

Gocke, C., Grabow, N., Schultze, C., Sternberg, K., Schmidt, W., & Schmitz, K. P. (2008). Coating homogeneity in the manufacture of drug-eluting stents.

*IFMBE Proceedings*, *22*, 2240–2243. https://doi.org/10.1007/978-3-540-89208-3_536

Grogan, J. A., Leen, S. B., & McHugh, P. E. (2012). Comparing coronary stent material performance on a common geometric platform through simulated bench testing. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *12*, 129–138. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.02.013

Grüntzig, A. R., Senning, Å., & Siegenthaler, W. E. (1979). Nonoperative Dilatation of Coronary-Artery Stenosis. *New England Journal of Medicine*,*301*(2),61–68. https://doi.org/10.1056/nejm197907123010201

Hermawan, H., & Mantovani, D. (2013). Process of prototyping coronary stents from biodegradable Fe-Mn alloys. *Acta Biomaterialia*, *9*(10), 8585–8592. https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.04.027

Li, J., Yang, Y., Ren, Y., Dong, J., & Yang, K. (2018). Effect of cold deformation on corrosion fatigue behavior of nickel-free high nitrogen austenitic stainless steel for coronary stent application. *Journal of Materials Science and Technology*, *34*(4), 660–665. https://doi.org/10.1016/j.jmst.2017.10.002

Pujiyulianto, E. (2019). Fabrikasi dan Surface Finishing Minitube dengan Mesin Bubut untuk Bahan Baku Ring Jantung. *Journal of Mechanical Design and Testing*, *1*(1), 35–46. https://doi.org/10.22146/jmdt.v1i1.46743

Riskesdas. (2013). Riset Kesehatan Dasar (RISKESDAS) 2013. *Laporan Nasional 2013*, 1. http://www.dof.gov.my/en/c/document_library/get_file?uuid=e25cce1e-4767-4acd-afdf-67cb926cf3c5&groupId=558715

Saraf, A. R., & Yadav, S. P. (2017). Fundamentals of bare-metal stents. In *Functionalised Cardiovascular Stents*. Elsevier Ltd.

https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100496-8.00002-0

Stoeckel, D., Bonsignore, C., Duda, S., & Dunitz, M. (2002). *Stoeckel2002*. *11*(4), 137–147.

Suryati, T., & Suyitno, S. (2020). Prevalence and Risk Factors of the Ischemic Heart Diseases in Indonesia: a Data Analysis of Indonesia Basic Health Research (Riskesdas) 2013. *Public Health of Indonesia*, *6*(4), 138–144. https://doi.org/10.36685/phi.v6i4.366

Suryawan, D. (2016). *Pemodelan Ekspansi Stent Jantung Dengan Balon Hyper-Elastis (Donny Suryawan dkk) PEMODELAN EKSPANSI STENT JANTUNG DENGAN BALON HYPER-ELASTIS*.

Tontowi, A. E., Adani, R. A., Setyanintyas, I. S., & Taufiq, N. (2014). Analysis of User Acceptability Factors for Optimum Design of Coronary Stent. *International Conference on Biomedical Engineering, Technology and Application, November*, 1–6. https://doi.org/10.13140/2.1.1885.2805

# LAMPIRAN

## Inspection certificate

ACCRETECH

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| 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 | λs filter | 2.5um |
| Caluculation 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 | 4157 | Rz | 29.064 | | |
| Ra_1 | 5.361 | Rz_1 | 27.623 | | |
| Ra_2 | 3.609 | Rz_2 | 30.505 | | |
| Rq | 6.053 | | | | |
| Rq_1 | 6.789 | | | | |

## Inspection certificate

ACCRETECH

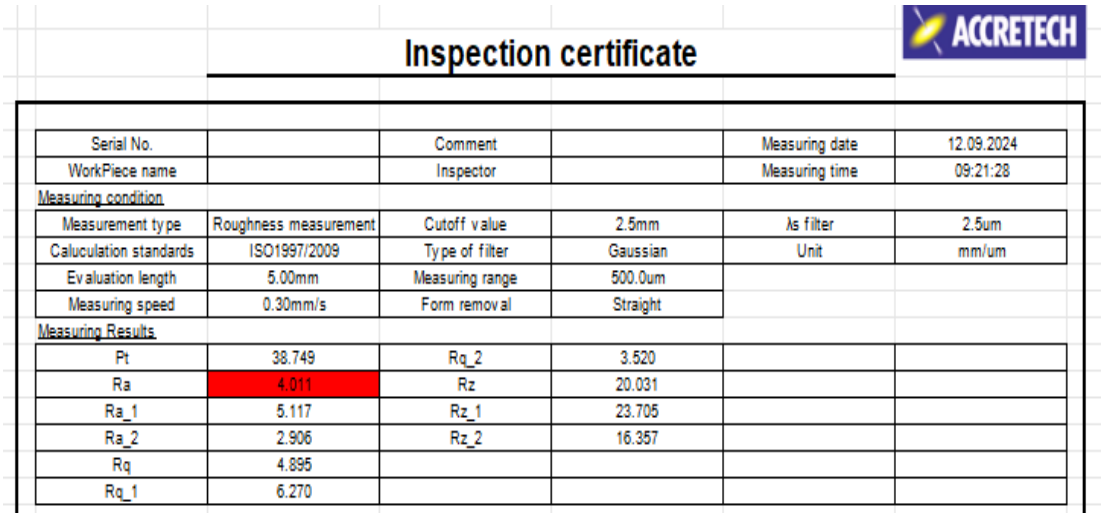
| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 12.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 09:18:34 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation standards | 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 | 37.581 | Rq_2 | 6.284 | | |
| Ra | 4.167 | Rz | 24.838 | | |
| Ra_1 | 3.594 | Rz_1 | 19.854 | | |
| Ra_2 | 4.739 | Rz_2 | 29.821 | | |
| Rq | 5.321 | | | | |
| Rq_1 | 4.358 | | | | |

## Inspection certificate

ACCRETECH

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 12.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 09:20:12 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation 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 | 34.685 | Rq_2 | 5.375 | | |
| Ra | 5.146 | Rz | 26.875 | | |
| Ra_1 | 5.797 | Rz_1 | 28.965 | | |
| Ra_2 | 4.495 | Rz_2 | 24.785 | | |
| Rq | 6.121 | | | | |
| Rq_1 | 6.867 | | | | |

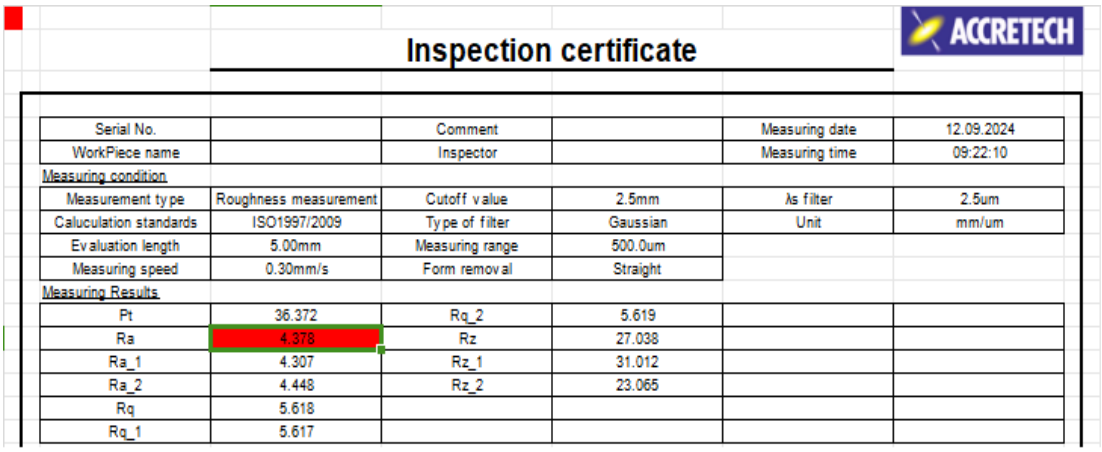
Hasil pengujian kekasaran spesimen *tube* 1



**Inspection certificate**

ACCRETECH

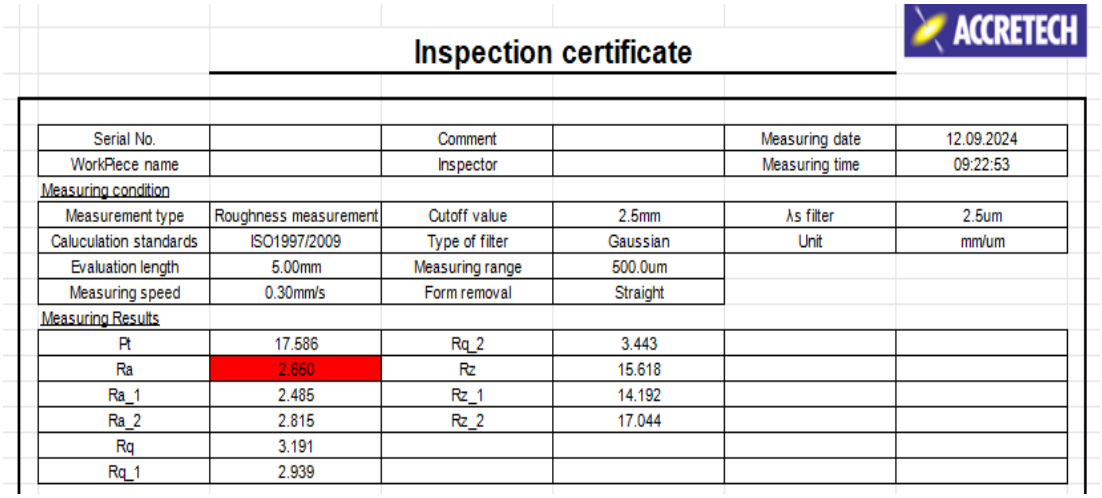
| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 12.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 09:21:28 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation standards | 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 | 38.749 | Rq_2 | 3.520 | | |
| Ra | 4.011 | Rz | 20.031 | | |
| Ra_1 | 5.117 | Rz_1 | 23.705 | | |
| Ra_2 | 2.906 | Rz_2 | 16.357 | | |
| Rq | 4.895 | | | | |
| Rq_1 | 6.270 | | | | |



**Inspection certificate**

ACCRETECH

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 12.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 09:22:10 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation 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 | 36.372 | Rq_2 | 5.619 | | |
| Ra | 4.378 | Rz | 27.038 | | |
| Ra_1 | 4.307 | Rz_1 | 31.012 | | |
| Ra_2 | 4.448 | Rz_2 | 23.065 | | |
| Rq | 5.618 | | | | |
| Rq_1 | 5.617 | | | | |



**Inspection certificate**

ACCRETECH

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 12.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 09:22:53 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation 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 | 17.586 | Rq_2 | 3.443 | | |
| Ra | 2.650 | Rz | 15.618 | | |
| Ra_1 | 2.485 | Rz_1 | 14.192 | | |
| Ra_2 | 2.815 | Rz_2 | 17.044 | | |
| Rq | 3.191 | | | | |
| Rq_1 | 2.939 | | | | |

Hasil pengujian kekasaran spesimen *tube* 2

## Inspection certificate

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 06.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 10:11:17 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation 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 | 19.914 | Rq_2 | 3.573 | | |
| Ra | 2.569 | Rz | 14.252 | | |
| Ra_1 | 2.418 | Rz_1 | 11.617 | | |
| Ra_2 | 2.719 | Rz_2 | 16.888 | | |
| Rq | 3.217 | | | | |
| Rq_1 | 2.861 | | | | |

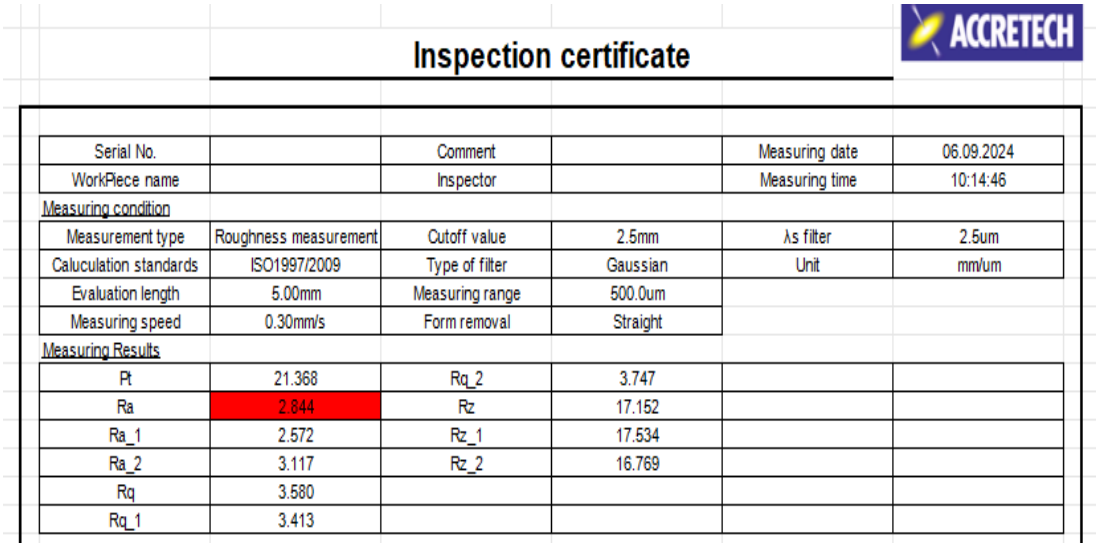
## Inspection certificate

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 06.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 10:12:43 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation 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 | 45.791 | Rq_2 | 6.950 | | |
| Ra | 4.942 | Rz | 26.883 | | |
| Ra_1 | 4.203 | Rz_1 | 23.446 | | |
| Ra_2 | 5.681 | Rz_2 | 30.321 | | |
| Rq | 6.069 | | | | |
| Rq_1 | 5.189 | | | | |

## Inspection certificate

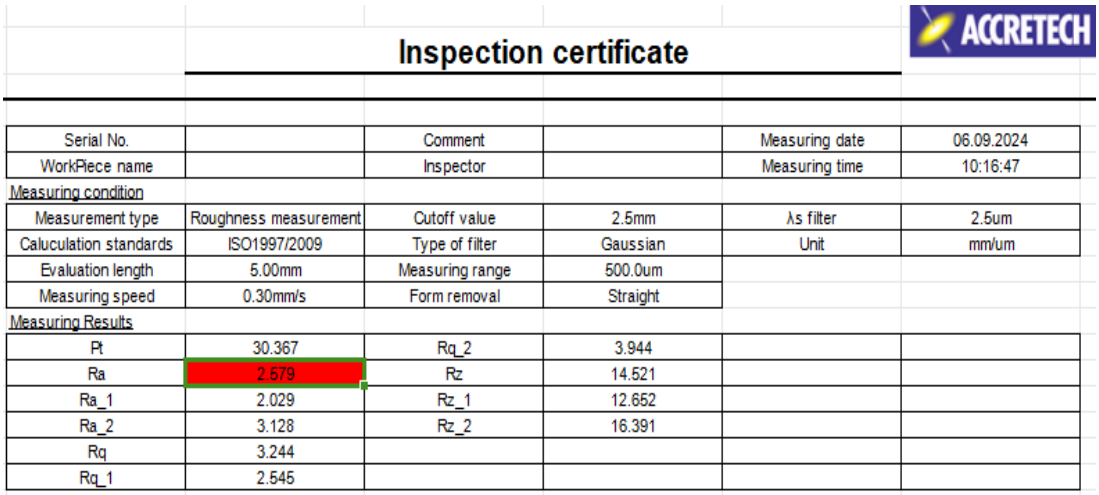
| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 06.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 10:13:52 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation standards | ISO1997/2009 | Type of filter | Gaussian | Unit | mm/um |
| Evaluation length | 5.00mm | = | 500.0um | | |
| Measuring speed | 0.30mm/s | Form removal | Straight | | |
| Measuring Results | | | | | |
| Pt | 22.691 | Rq_2 | 4.423 | | |
| Ra | 2.934 | Rz | 17.123 | | |
| Ra_1 | 2.228 | Rz_1 | 15.587 | | |
| Ra_2 | 3.640 | Rz_2 | 18.658 | | |
| Rq | 3.683 | | | | |
| Rq_1 | 2.943 | | | | |

Hasil pengujian kekasaran spesimen *tube* 3



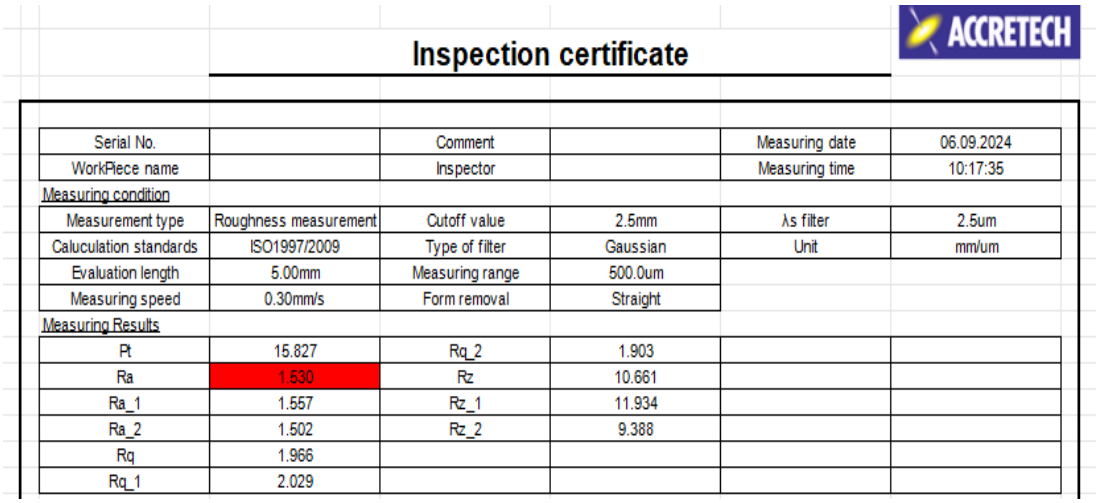
**Inspection certificate**

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 06.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 10:14:46 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation 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 | 21.368 | Rq_2 | 3.747 | | |
| Ra | 2.844 | Rz | 17.152 | | |
| Ra_1 | 2.572 | Rz_1 | 17.534 | | |
| Ra_2 | 3.117 | Rz_2 | 16.769 | | |
| Rq | 3.580 | | | | |
| Rq_1 | 3.413 | | | | |



**Inspection certificate**

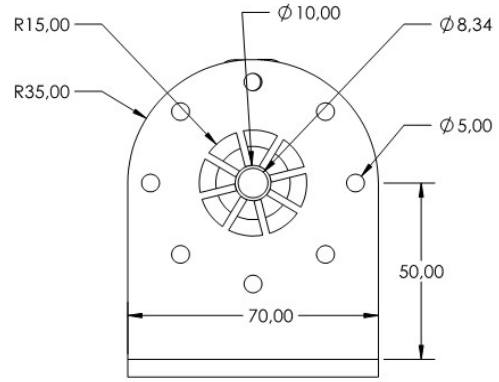
| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 06.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 10:16:47 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation standards | 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 | 30.367 | Rq_2 | 3.944 | | |
| Ra | 2.579 | Rz | 14.521 | | |
| Ra_1 | 2.029 | Rz_1 | 12.652 | | |
| Ra_2 | 3.128 | Rz_2 | 16.391 | | |
| Rq | 3.244 | | | | |
| Rq_1 | 2.545 | | | | |

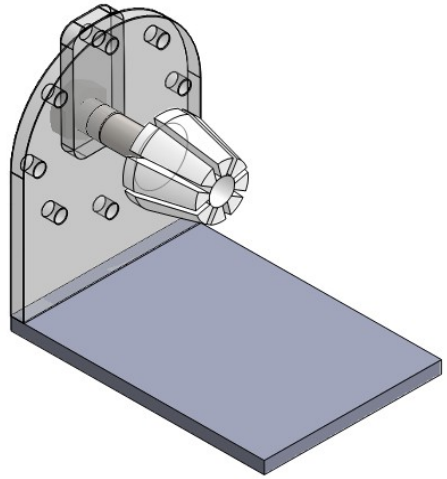


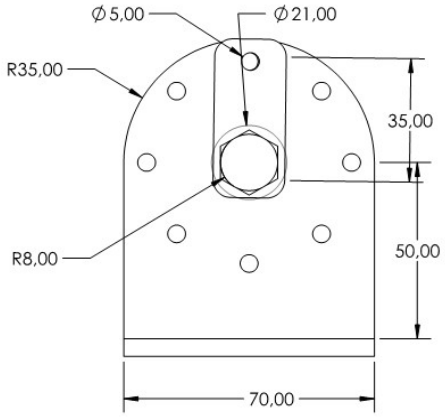
**Inspection certificate**

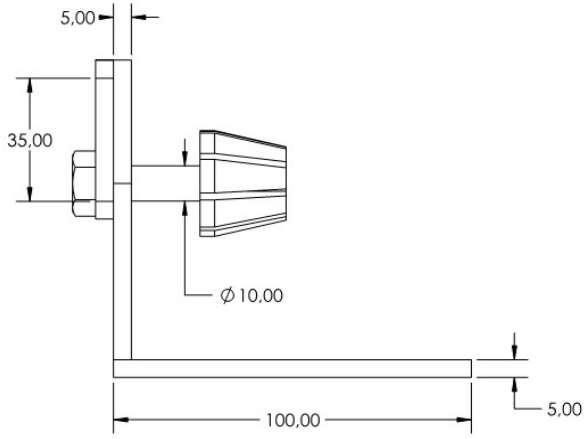
| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Serial No. | | Comment | | Measuring date | 06.09.2024 |
| WorkPiece name | | Inspector | | Measuring time | 10:17:35 |
| Measuring condition | | | | | |
| Measurement type | Roughness measurement | Cutoff value | 2.5mm | λs filter | 2.5um |
| Caluculation standards | 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 | 15.827 | Rq_2 | 1.903 | | |
| Ra | 1.530 | Rz | 10.661 | | |
| Ra_1 | 1.557 | Rz_1 | 11.934 | | |
| Ra_2 | 1.502 | Rz_2 | 9.388 | | |
| Rq | 1.966 | | | | |
| Rq_1 | 2.029 | | | | |

Hasil pengujian kekasaran spesimen *tube* 4



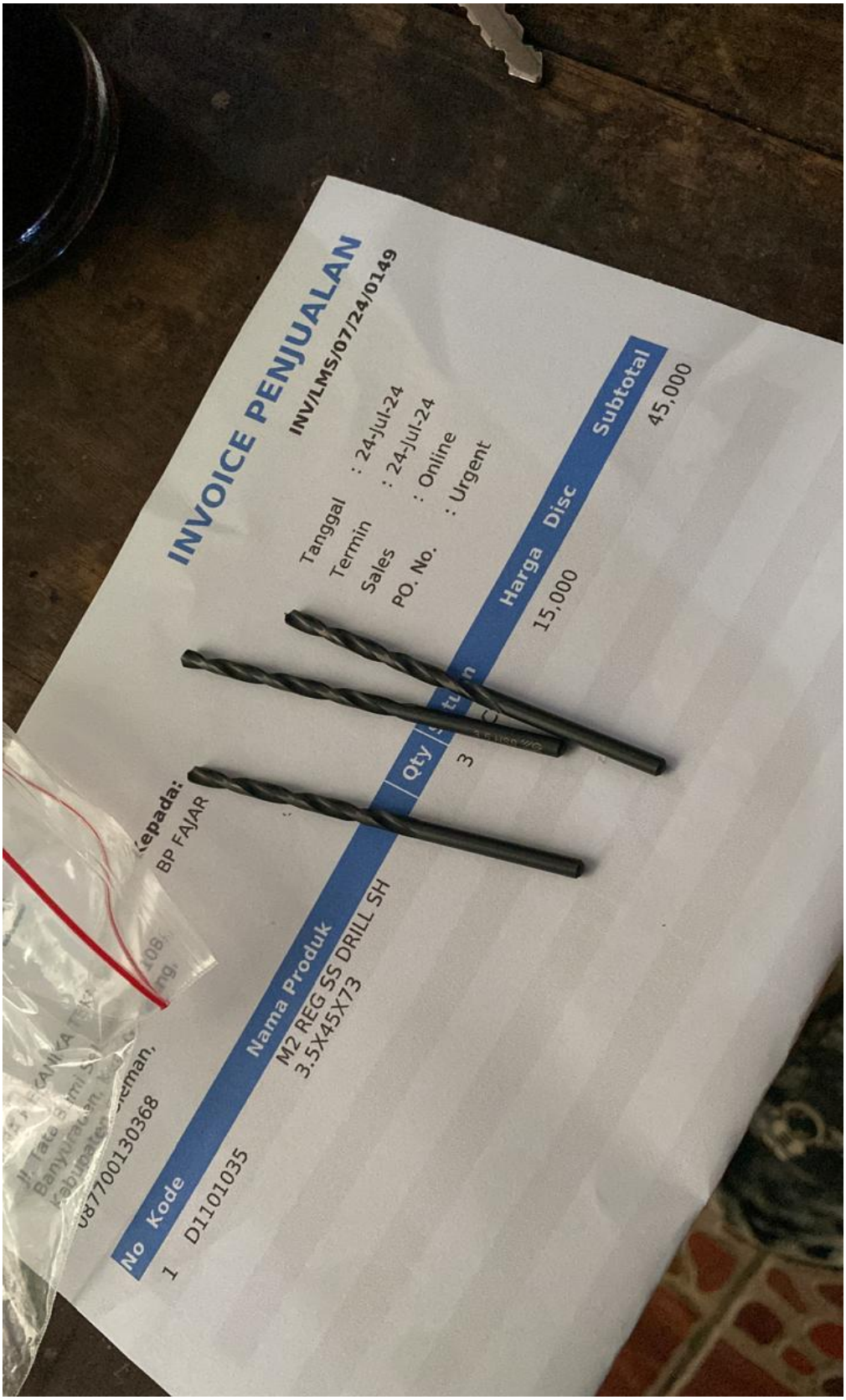






| | | | |
|---|---|---|---|
| Skala : 1:1.3 | Nama : Fajar Satria Nur Alif | Keterangan : Pembuatan 2D JIG Rotary | |
| Satuan ukuran : Milimeter | Desain 2D JIG rotary | | |
| Tanggal : 24/12/2024 | Diperiksa : Ir. Donny Suryawan S.T., M.Eng., IPP | | |
| ***TEKNIK MESIN FTI-UII*** | ***TUGAS AKHIR*** | ***20525138*** | ***A3*** |

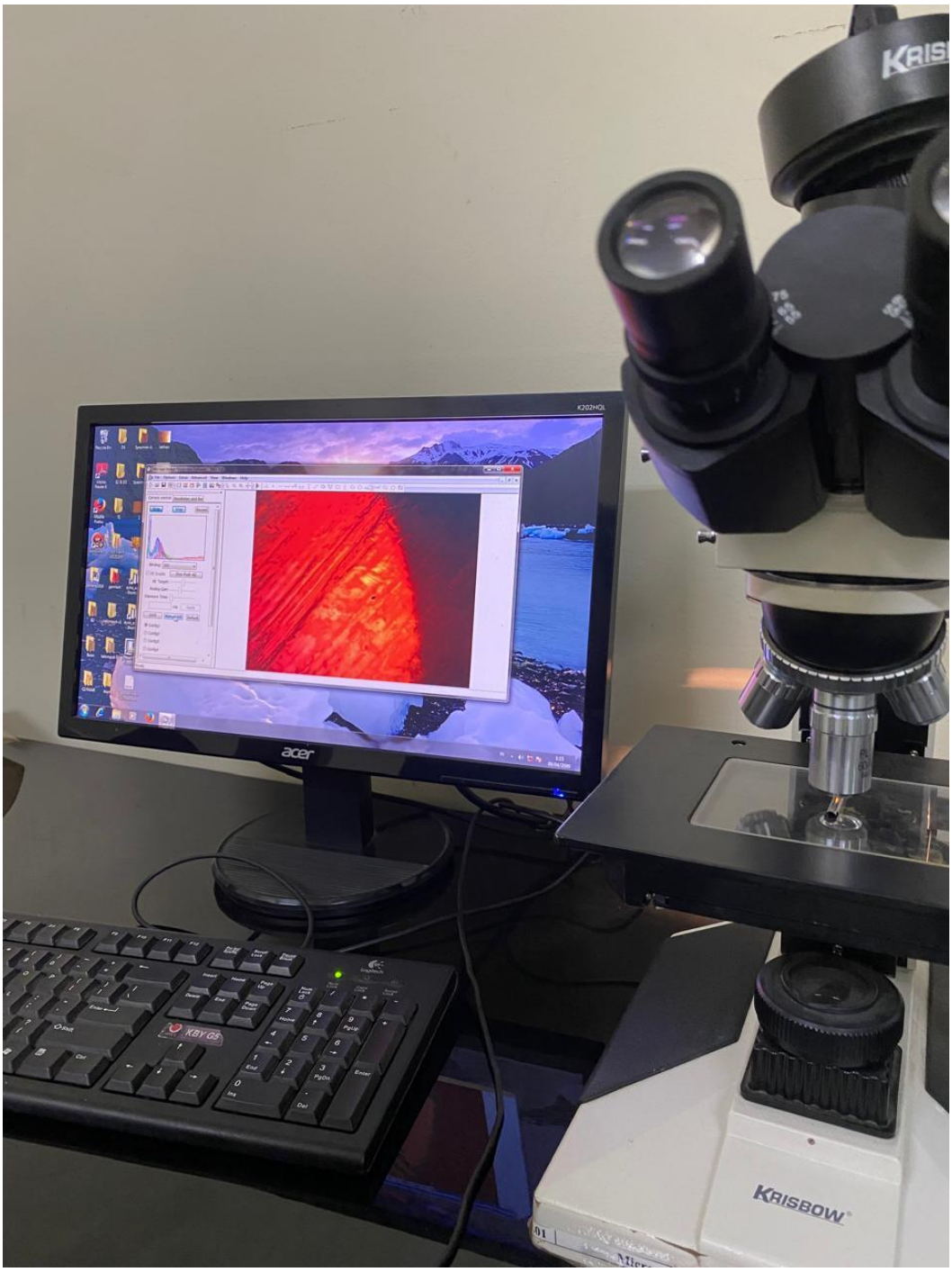
SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.



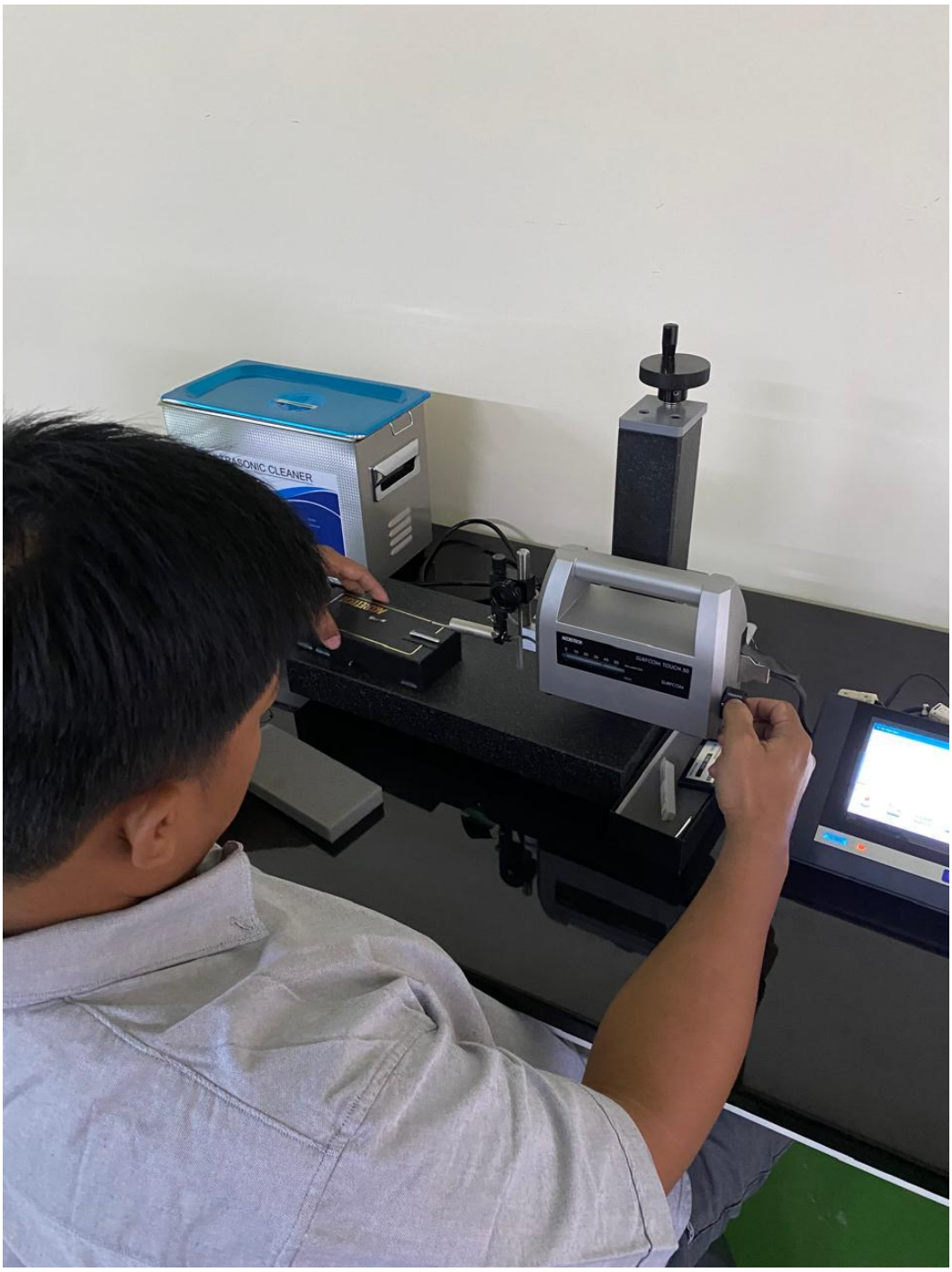

Mata bor untuk proses *drilling*




Mata pahat bubut




Proses pengujian mikro




Proses pengujian kekasaran



Proses pemesinan bubut