

Fabrikasi dan *Surface Finishing Minitube* dengan Mesin Bubut untuk Bahan Baku Ring Jantung

E. Pujiyulianto^{1*}, Suyitno¹

¹Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada.
Jl. Grafika No. 2, Kompleks UGM, Yogyakarta 55281, Indonesia.
e-mail: *1 ekopuji39@gmail.com

Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui unjuk kerja proses pembuatan *minitube* dan proses *surface finishing* dengan menggunakan mesin bubut sebagai bahan baku ring jantung. Urutan proses pembuatan *minitube* adalah proses *boring* dan *face turning*. Proses *boring* dan *face turning* harus dilakukan secara berurutan, setelah proses *boring* dan *face turning* dilakukan proses pengamplasan dan *mechanical polishing* sebagai proses *surface finishing*. Hasil percobaan unjuk kerja berhasil mendapatkan *minitube* dengan ukuran diameter dalam 3 mm, diameter luar 3,5 mm ($\pm 0,1$) dan panjang 30 mm., harga kekasaran permukaan (Ra) hasil proses *surface finishing* adalah 0,04 μm untuk AISI 316 L dan 0,1 μm untuk CP-Titanium grade 2. Harga kekasaran (Ra) permukaan yang dihasilkan dari proses *surface finishing* masuk kedalam standar harga kekasaran permukaan (Ra) *maximum* ring jantung yaitu 0,6 μm . Hasil penelitian menunjukkan bahwa proses pembuatan *minitube* untuk bahan baku ring jantung dapat dilakukan dengan menggunakan mesin bubut, dan Proses *surface finishing* dapat digunakan sebagai *preliminary* proses untuk menghaluskan permukaan *minitube* sebelum dilakukan proses fabrikasi ring jantung.

Kata kunci: Ring jantung, AISI 316 L, CP-Titanium grade 2, Mesin Bubut.

Abstract

This study aims to determine the performance of the minitube making process and surface finishing processes using a lathe as a raw material for stent. The order of the minitube making process is the boring face turning process, and then sanding and mechanical polishing processes as a surface finishing process. The results of the experiment succeed in obtaining a minitube with a diameter size of 3 mm, an outer diameter of 3.5 mm (± 0.1) and a length of 30 mm. The surface roughness (Ra) of the surface finishing process is 0.04 μm for AISI 316 L and 0.1 μm for CP-Titanium grade 2. Roughness (Ra) surfaces produced from surface finishing processes are entered into the standard of maximum surface roughness (Ra) stent which is 0.6 μm . The results shows that the minitube making process for stent raw material can be done using a lathe, and the surface finishing process can be used as a preliminary process to smooth the surface of the minitube before the stent fabrication process is carried out.

Keywords: Stent, AISI 316 L, CP-Titanium grade 2, Lathe Machine.

1. PENDAHULUAN

Ring (*stent*) merupakan *tube* kecil yang dipasang pada arteri koroner untuk membuka penyempitan arteri koroner (Hermawan & Mantovani, 2013). Prosedur pemasangan ring dilakukan dengan menggunakan kateter balon. Ring disusutkan lalu dipasang pada kateter

balon kemudian dikirim ke arteri koroner yang menyempit, setelah sampai pada arteri koroner yang menyempit, ring di ekspansi dengan mengembangkan balon pada kateter. Ring didesain untuk terdeformasi pada daerah plastis sehingga akan terus mengembang setelah mengalami ekspansi meskipun balon telah dikempiskan (Suryawan, 2017).

Material logam yang sering digunakan sebagai *biomaterial* untuk ring jantung adalah titanium, *cobalt*, dan *Stainless steel* (316L) (Saraf & Yadav, 2018) dan (Ratner, 2004). Pertimbangan pemilihan material sebagai material *implant* adalah ketahanan korosi, biokompatibilitas, dan beberapa sifat mekanik yang dimiliki oleh material seperti kekerasan, keuletan, dan kekuatan (Li, dkk, 2017), dan keseimbangan antara kekuatan dan fleksibilitas (Catalano, dkk, 2017). Ring yang secara fungsi diperuntukan untuk kebutuhan medis, maka harus ada pengembangan teknologi fabrikasi untuk menghasilkan sifat fisik, kimia dan sifat mekanik yang sesuai (Fang, dkk, 2013). Tiga faktor utama yang harus dipertimbangkan dalam mendesain ring adalah aspek *medical*, *engineering*, dan *manufacturing* (Fontowi, dkk, 2014) dan aspek yang dapat diamati pada ring adalah jenis material, bentuk, proses fabrikasi, dan geometri (Stoeckel, dkk 2002).

Teknologi proses fabrikasi utama pada proses pembuatan ring jantung adalah proses pembuatan ring dan proses pembuatan *minitube*. Pada umumnya proses pembuatan ring dilakukan dengan mesin *laser cutting* (Demir, dkk, 2013). Penelitian terkait proses pembuatan ring sudah banyak dilakukan, dan sudah sampai kepada proses produksi dan manufaktur, namun, penelitian terkait proses pembuatan *minitube* masih jarang dilakukan. Beberapa penelitian proses pembuatan *minitube* pernah dilakukan oleh Fang, dkk (2012) dengan menggunakan metode *multipass cold drawing* dengan material *magnesium alloy* ZM21. Tujuan penelitian yang dilakukan oleh Fang, dkk (2013) adalah untuk menghasilkan bentuk *minitube* yang presisi dengan bentuk struktur mikro yang halus. Penelitian yang dilakukan oleh Fang, dkk (2013) berhasil mendapatkan *minitube* dengan ukuran diameter luar adalah 2,9 mm, dan ketebalan 0,27 mm (Fang, dkk, 2013). Metode lain yang digunakan untuk membuat *minitube* adalah ekstruksi atau *cold drawing*, metode ekstruksi atau *cold drawing* merupakan metode yang paling banyak digunakan untuk membuat *minitube* (Morajev & Mantovani, 2011). Beberapa penelitian yang pernah dilakukan terkait proses pembuatan *minitube* untuk ring dengan menggunakan ekstruksi adalah ekstruksi *bulk material* Fe-Mn sebagai *biodegradable* ring (Nordin, dkk, 2013), ekstruksi *magnesium tube* sebagai *biodegradable stent* (Ge, dkk, 2012), dan *minitube extrusion* atau *cold drawing* pada material AISI 316 L (Hassel, dkk, 2007), selain metode *multipass cold drawing* dan metode ekstruksi ada beberapa metode untuk membuat *minitube* dengan menggunakan *advance manufacturing processes*, yaitu proses *electroforming* (Morajev & Mantovani, 2011), *powder metallurgy* (Morajev & Mantovani, 2011), *blow molded tubing* untuk ring berbahan dasar polimer (*United State Paten* No. US 20090146348A1, 2009), *single-screw extruder* yang diikuti oleh proses *CNC engraving* dengan bahan dasar polimer *L-Lactide* (LLA), *Trimethylene carbonate* (TMC) dan *Glycolida* (GA) (Dong, dkk, 2013). Metode proses pembuatan *minitube* dengan menggunakan *multipass cold drawing*, ekstruksi, dan beberapa metode *advance manufacturing* yang telah dijelaskan di atas membutuhkan beberapa peralatan khusus dan biaya yang mahal. Penelitian ini mencoba melakukan proses pendekatan pembuatan *minitube* dengan menggunakan mesin bubut konvensional (*conventional turning machine*), dengan pertimbangan lebih murah biaya proses produksi, serta ketersediaan alat yang mudah didapatkan. Proses pembuatan *minitube* dengan menggunakan mesin bubut konvensional pernah dilakukan oleh Hendra Hermawan dan Diego Mantovani (2013). Keuntungan penggunaan mesin bubut konvensional adalah tidak merubah sifat mekanik material yang disebabkan oleh tidak adanya

perubahan struktur mikro dan tidak adanya mekanisme *work hardening* dan *grain refinement* pada material.

Ring jantung harus memiliki permukaan yang halus, standar kekasaran permukaan ring adalah $0,11 \mu\text{m} - 0,4 \mu\text{m}$ (Gocke, dkk 2008), beberapa metode yang digunakan untuk menghaluskan permukaan ring adalah *electropolishing* (Sojitra, 2010). Permukaan ring yang halus akan memudahkan proses pengiriman ring ke arteri koroner, serta mengurangi resiko gesekan antara dinding arteri (*endothelium*) dengan ring (Raval, dkk, 2005), beberapa faktor yang dipengaruhi oleh kualitas permukaan ring adalah banyaknya jumlah protein yang melekat pada permukaan ring jantung (Raval, dkk, 2005). Beberapa literatur menyebutkan bahwa kualitas permukaan ring menentukan *thrombogenicity*, *inflammation*, dan *vascular wound-healing* (Mazinani, 2014).

2. METODE PENELITIAN

Deskripsi langkah penelitian yang dilakukan adalah :

1. Pemilihan Material Ring

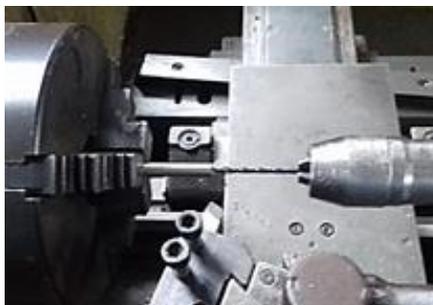
Material yang digunakan pada penelitian ini adalah AISI 316 L dan CP- Titanium grade 2. Pemilihan material ring didasarkan pada kebutuhan sifat yang harus dimiliki oleh ring yaitu ketahanan korosi, biokompatibilitas, kombinasi sifat mekanik yang baik seperti kekerasan, keuletan, dan kekuatan (Li, dkk, 2017), dan keseimbangan antara kekuatan dan fleksibilitas (Catalano, dkk, 2017). AISI 316 L dan Cp-Titanium grade 2 memiliki ketahanan korosi yang sangat baik, hal ini disebabkan oleh terbentuknya lapisan pasif oksida pada kedua permukaan logam.

2. Proses Boring

Proses *boring* dilakukan untuk melubangi bagian tengah *rod* dengan diameter 3 mm dan kedalaman 30 mm. Proses *boring* dilakukan dengan menggunakan mesin bubut konvensional jenis Do ALL'13, Harrison, UK. Kecepatan putar *spindle* yang digunakan adalah 800 rpm dengan cairan pendingin menggunakan oli. Proses *boring* ditunjukkan pada gambar 1.

3. Proses face turning

Proses *face turning* dilakukan untuk memakan permukaan material sampai didapatkan diameter luar sebesar 3,5 mm.



Gambar 1. Proses Boring.

Proses *face turning* dilakukan dengan menggunakan mesin bubut konvensional jenis Do ALL'13, Harrison, UK. Kecepatan putaran *spindle* yang digunakan adalah 1200 rpm dengan cairan pendingin menggunakan oli. Proses *face turning* ditunjukkan pada gambar 2.



Gambar 2. Proses Face Turning.

4. Pengamplasan

Proses pengamplasan dilakukan untuk menghilangkan alur proses bubut pada permukaan *minitube* (Suryawan, 2017). Pengamplasan dilakukan dari amplas yang paling kasar hingga amplas paling halus, berikut urutan proses pengamplasan, dimulai dari amplas 120 mesh, 400, 800, 1000, dan 2000 mesh. Proses pengamplasan dilakukan dengan menggunakan mesin bubut konvensional jenis Do ALL'13, Harrison, UK. Kecepatan putar *spindle* yang digunakan adalah 370 rpm dengan cairan pendingin menggunakan air.

5. Mechanical Polishing

Proses *mechanical polishing* merupakan proses penghalusan permukaan *minitube* dengan menggunakan kain bludru. Proses *mechanical polishing* dilakukan dengan menggunakan mesin bubut konvensional jenis Do ALL'13, Harrison, UK. Kecepatan putar *spindle* yang digunakan adalah 370 rpm dengan cairan pendingin menggunakan air dan *paste polishing*.



Gambar 3. Proses pengukuran *minitube*

6. Pengukuran *minitube*

Pengukuran *minitube* dilakukan untuk memastikan bahwa dimensi akhir *minitube* sesuai dengan dimensi yang dibutuhkan untuk ring jantung. Ukuran *minitube* yang dibutuhkan untuk ring adalah 3 mm diameter dalam, 3,5 mm ($\pm 0,1$) diameter luar, dan panjang 30 mm. Pengukuran *minitube* dilakukan dengan menggunakan jangka sorong seperti yang ditunjukkan pada gambar 3.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1. Hasil Penelitian

Proses pembuatan *minitube* yang dilakukan dengan menggunakan mesin bubut mengalami beberapa kegagalan. Kegagalan yang terjadi pada pembuatan *minitube* disebabkan oleh proses *boring* dan *face turning* yang tidak dilakukan secara berurutan, penggunaan *tail stock* saat proses *face turning*, dan penggunaan mesin yang tidak konsisten. Kegagalan yang terjadi dapat berupa patah, ketidakhomogenan ukuran diameter *minitube*, dan ketidakhomogenan ketebalan *minitube*. Kegagalan yang disebabkan oleh proses *boring* dan *face turning* yang tidak dilakukan secara berurutan dapat dilihat pada gambar 4 dibawah ini.



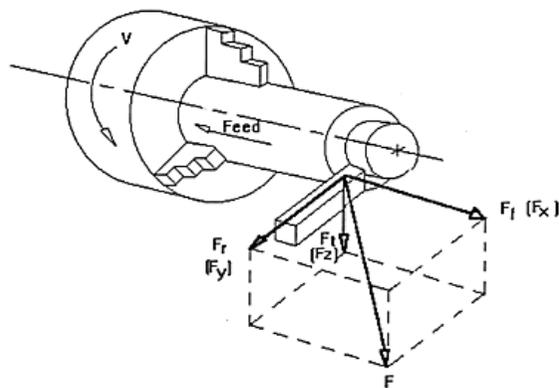
Gambar 4. Patah pada *minitube* disebabkan oleh proses *boring* dan *face turning* tidak dilakukan secara berurutan

Kegagalan yang disebabkan oleh penggunaan *tail stock* mengakibatkan ketidakhomogenan ukuran diameter *minitube*. Ketidakhomogenan ukuran diameter *minitube* dapat dilihat pada gambar 5 dibawah ini.

Ukuran diameter bagian A adalah 4 mm dan bagian B 3,5 mm sehingga mengakibatkan ukuran bagian A lebih besar dibandingkan dengan bagian B. Ketidakhomogenan ukuran diameter *minitube* disebabkan oleh defleksi (δ) yang timbul pada ujung *minitube* saat proses *face turning*. Adanya gaya (F_y) yang timbul saat proses *face turning* mengakibatkan ujung *minitube* terdorong ke arah sumbu $-y$ seperti yang ditunjukkan pada gambar 6.

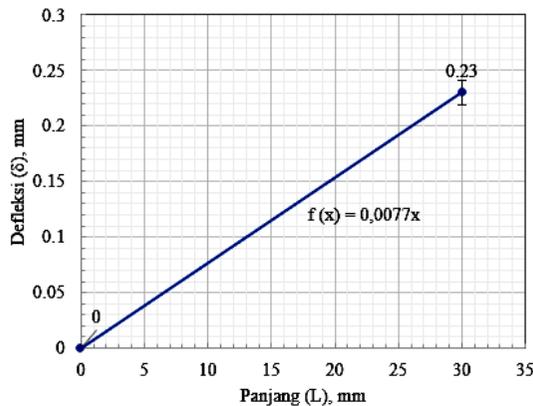


Gambar 5. Ketidakhomogenan ukuran diameter *minitube*, bagian A memiliki diameter yang lebih besar di bandingkan bagian B



Gambar 6. Arah gaya pada mesin bubut.

Defleksi (δ) pada ujung *minitube* dihitung dengan menggunakan *dial indicator*. Hasil pengukuran defleksi ditunjukkan pada gambar 7. Kedalaman pemakanan sebesar 0,5 mm dengan *feeding rate* sebesar 0,008 – 0,1 mm / putaran menghasilkan defleksi (δ) sebesar 0,23 mm pada ujung *minitube* dengan panjang 3 mm, seperti yang ditunjukkan pada gambar 7 dibawah ini

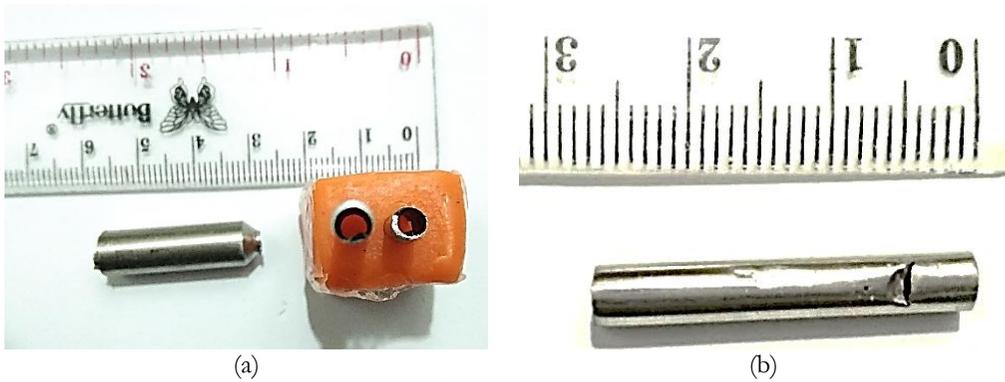


Gambar 7. Defleksi (δ) pada ujung *minitube*

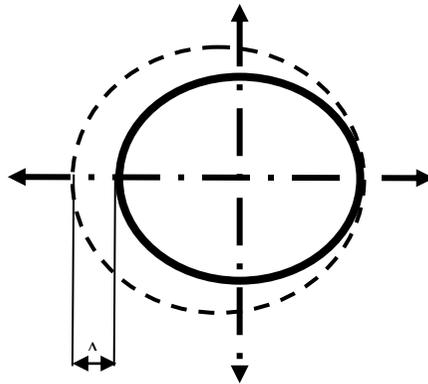
Kegagalan yang disebabkan oleh penggunaan mesin yang tidak konsisten dapat dilihat pada gambar 8 (B). Penggunaan mesin yang tidak konsisten mengakibatkan ketidakhomogenan ukuran ketebalan *minitube* yang dapat mengakibatkan retak dan berlubang pada bagian yang tipis seperti yang ditunjukkan pada gambar 8 (A). Ketidakhomogenan ketebalan *minitube* terjadi karena adanya simpangan pada *minitube* saat menggunakan mesin bubut yang berbeda, ilustrasi simpangan (Δx) yang timbul pada mesin bubut ditunjukkan pada gambar 9. Besarnya simpangan (Δx) dihitung dengan jarak 25 mm dari kepala tetap (*chuck*) mesin bubut, interval pengukuran yaitu 5 mm dari ujung *minitube* hingga ke ujung kepala tetap (*chuck*) dengan menggunakan *dial indicator*.

Hasil pengukuran simpangan (Δx) dengan menggunakan *dial indicator* menunjukkan bahwa simpangan terbesar adalah 0,41 mm pada ujung *minitube* dengan jarak 25 mm dari kepala

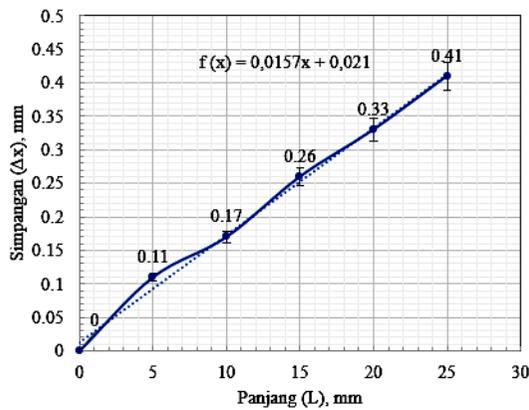
tetap (*chuck*) mesin bubut. Besarnya simpangan untuk masing masing titik pengukuran ditampilkan pada gambar 10.



Gambar 8. Foto kegagalan *minitube* : (a) Ketidakhomogenan ketebalan *minitube* dan (b) *minitube* yang mengalami retak dan berlubang



Gambar 9. Ilustrasi simpangan (Δx) yang timbul pada mesin bubut



Gambar 10. Besarnya simpangan (Δx) pada masing masing titik pengukuran.

Hasil analisis gambar 4 – 10 menjadi evaluasi untuk membuat *minitube*, maka proses pembuatan *minitube* selanjutnya dilakukan dengan proses *boring* dan *face turning* yang berurutan, tanpa menggunakan *tailstock* dan dilakukan pada mesin yang sama tanpa ada perubahan benda kerja.

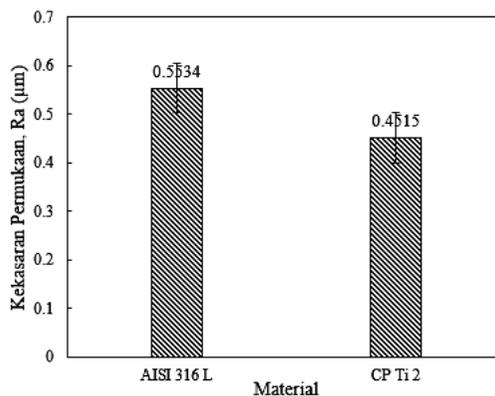
Hasil proses *boring* dan *face turning* yang dilakukan secara berurutan berhasil membuat produk *minitube*. Produk *minitube* AISI 316 L dan CP Ti *grade 2* ditampilkan pada gambar 11.

Produk *minitube* pada gambar 11 memiliki kualitas permukaan yang baik, permukaan yang mengkilat dan nilai kekasaran permukaan yang kecil (R_a) yaitu $0,55 \mu\text{m}$ untuk material AISI 316 L dan $0,45 \mu\text{m}$ untuk material CP-Ti-2. Harga kekasaran permukaan (R_a) *minitube* yang optimal dihasilkan dari proses *mechanical polishing* dengan menggunakan *abrasive paper* dan kain bludru untuk menghilangkan goresan (*kerf*) hasil proses *face turning* seperti yang ditunjukkan pada gambar 13.

Proses *mechanical polishing* dengan menggunakan *abrasive paper* dimulai dari *abrasive paper* berukuran 120 mesh hingga 1000 mesh dan dilanjutkan dengan penggunaan kain bludru yang ditambahkan sedikit auto sol untuk mengkilatkan dan menghilangkan goresan (*scratch*) pada permukaan *minitube*. Harga kekasaran permukaan hasil proses *mechanical polishing* ditunjukkan pada gambar 12.



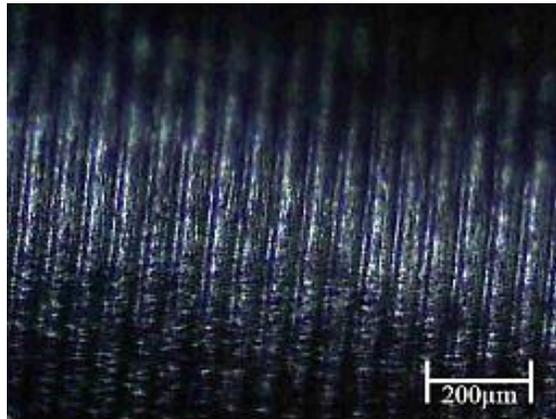
Gambar 11. Foto produk *minitube* ; (A) *minitube* AISI 316 L dan CP-Ti *Grade 2*. (B) Skala ukuran *minitube*.



Gambar 12. Kekasaran permukaan (R_a) *minitube* hasil proses *mechanical polishing*.

3.2. Pembahasan

Proses *boring* dan *face turning* harus dilakukan secara berurutan, apabila proses tidak dilakukan secara berurutan akan menyebabkan kegagalan *minitube* seperti yang ditunjukkan pada gambar 4. Kegagalan terjadi akibat adanya getaran pada mesin bubut konvensional saat proses *boring*. *Minitube* hasil proses *face turning* memiliki ketebalan yang kecil sehingga tidak mampu menahan getaran yang mengakibatkan keretakan dan akhirnya patah.



Gambar 13. Foto Mikro Goresan (*Kerf*) Hasil Proses *Face Turning* (Suryawan, 2017)

Kegagalan tetap terjadi pada saat proses *boring* dan *face turning* dilakukan. Kegagalan yang terjadi pada *minitube* ditampilkan pada gambar 5 dan gambar 8. Gambar 5 menampilkan bentuk ukuran diameter *minitube* yang tidak homogen. Bagian A memiliki diameter yang lebih besar dibandingkan dengan bagian B, diameter bagian A adalah 4 mm dan bagian B adalah 3,5 mm. Ketidakhomogenan ukuran diameter *minitube* disebabkan oleh gaya (F) pada arah sumbu y negatif yang dihasilkan pada saat proses *face turning*. Gaya ($-F_y$) tersebut menimbulkan defleksi (δ), besarnya defleksi (δ) yang terukur dengan menggunakan *dial indicator* sebesar 0,23 mm. Pada saat posisi pahat berada ditengah *minitube* maka defleksi (δ) pada *minitube* mengakibatkan timbulnya gaya reaksi (R_y) pada kedua ujung tumpuan, yaitu pada tumpuan kepala tetap dan *tail stock*, karena *minitube* memiliki ketebalan yang kecil sehingga tidak mampu menahan gaya reaksi sehingga mengakibatkan pembesaran ukuran diameter *minitube* pada bagian ujung yang bertumpuan pada *tailstock*. Ilustrasi proses diatas digambarkan pada gambar 14.

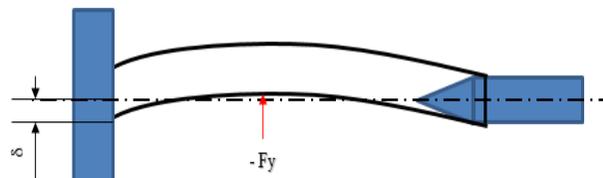
Gambar 8 A menunjukkan ketidakhomogenan ukuran ketebalan *minitube*. Ketidakhomogenan ukuran ketebalan *minitube* disebabkan oleh proses *boring* dan *face turning* dilakukan pada mesin yang berbeda, terjadi pemindahan posisi material pada mesin yang mengakibatkan kesentrisan sumbu poros pada mesin dan kesentrisan posisi material terhadap sumbu poros mesin berubah, sehingga pada saat mesin beroperasi timbul simpangan (Δx) pada material, hal ini menyebabkan terjadinya perbedaan ukuran ketebalan pada *minitube*. Besarnya simpangan yang terbesar adalah 0,41 mm yang terletak pada ujung *minitube* dengan jarak 25 mm dari kepala tetap mesin bubut. Ilustrasi simpangan ditampilkan pada gambar 9.

Perbedaan ukuran ketebalan *minitube* menyebabkan bagian tertentu memiliki ketebalan yang lebih kecil dibandingkan bagian lainnya. Bagian yang memiliki ketebalan yang paling kecil

berpotensi mengalami keretakan seperti yang ditunjukkan pada gambar 8 B. Keretakan terjadi karena adanya getaran pada mesin saat proses *face turning*. Hal ini mengakibatkan kegagalan pada saat proses pembuatan *minitube*, oleh sebab itu penggunaan *tailstock* dan pemindahan posisi material pada mesin bubut harus hindari untuk menghindari kegagalan pada saat proses pembuatan *minitube*.

Proses *mechanical polishing* dengan menggunakan kain bludru pada material AISI 316 L dan CP-Titanium *grade 2* dilakukan untuk menghilangkan goresan (*kerf*) hasil proses *face turning*, sehingga dihasilkan permukaan *minitube* yang halus (*smooth*). Goresan (*kerf*) hasil proses *face turning* dapat dilihat pada gambar 13. Gambar 13 diambil dari penelitian yang dilakukan oleh Suryawan (2016). Harga kekasaran permukaan (R_a) hasil proses *mechanical polishing* untuk material AISI 316 l dan CP Ti 2 masing masingnya adalah $0,55 \mu\text{m}$ dan $0,45 \mu\text{m}$. Perbedaan harga kekasaran permukaan antara AISI 316 L dan Cp-Titanium *grade 2* disebabkan oleh perbedaan *machineability* kedua material. Harga kekasaran permukaan (R_a) hasil proses *mechanical polishing* masuk kedalam standar kekasaran permukaan (R_a) maximum untuk *stent* jantung yaitu $0,6 \mu\text{m}$ (Gocke, dkk., 2008).

Keuntungan membuat *minitube* dengan menggunakan mesin bubut adalah ketersediaan mesin bubut yang mudah ditemukan dan tidak memerlukan peralatan khusus seperti proses pembuatan *minitube* dengan menggunakan metode *multipass cold drawing* (Fang, dkk, 2013), *extrusion*, *single screw extruder*, *powder metallurgy*, *electroforming* (Morajev & Mantovani, 2011), selain hal diatas, keuntungan pembuatan *minitube* dengan menggunakan mesin bubut tidak merubah struktur mikro material sehingga tidak merubah sifat mekanik material. Proses pembuatan *minitube* dengan menggunakan metode *extrusion* dan *proses cold drawing* mengakibatkan perubahan strukturmikro material (Ge, dkk., 2012). Pembahasan diatas menunjukkan bahwa pembuatan *minitube* dapat dilakukan dengan menggunakan mesin bubut, dan proses *mechanical polishing* dapat digunakan untuk mengoptimalkan kekasaran permukaan *minitube* sebagai bahan baku *stent* jantung.



Gambar 14. Ilustrasi defleksi pada *minitube*.

4. KESIMPULAN

Proses pembuatan *minitube* untuk bahan baku ring jantung dapat dilakukan dengan menggunakan mesin bubut konvensional. Urutan proses pembuatan *minitube* yaitu *boring* dan *face turning*, konsistensi dalam penggunaan mesin menjadi faktor utama keberhasilan dalam membuat *minitube* dengan menggunakan mesin bubut konvensional. Ukuran *minitube* yang dihasilkan adalah 3 mm diameter dalam, 3,5 mm ($\pm 0,1$) diameter luar dan 30 mm panjang *minitube*. Proses *mechanical polishing* dapat digunakan sebagai *surface finishing* untuk menghaluskan permukaan *minitube* sebelum dilakukan proses fabrikasi pembuatan ring jantung, harga kekasaran permukaan (R_a) hasil proses *mechanical polishing* masuk kedalam standar harga kekasaran permukaan (R_a) ring jantung.

5. DAFTAR PUSTAKA

- Catalano, G., Demir, A. G., Furlan, V., & Previtali, B. (2017). Use of Sheet Material for Rapid Prototyping of Cardiovascular rings. *Procedia Engineering* : 17 th International Conference on Sheet metal SHEMET 17, 183, 194-199.
- Demir, A. G., Previtali, B., & Biffi, C. A. (2013). Fiber Laser Cutting and Chemical Etching of AZ31 for Manufacturing Biodegradable Rings. *Advance in Material Science and Engineering*, 2013, 1-10.
- Dong, J., Liao, L., Tan, Z., Fan, Z., Li, S., & Lu, Z. (2013). A boresorbable Cardiovascular Ring Prepared From L-Lactide, Trimethylene Carbonate and Glycolide Terpolymers. *Polymer Engineering and Science*, 1418-1426. doi:10.1002/pen.23662
- Fang, G., Ai, W. J., Leeflang, S., Duszczuk, J., & Zhou, J. (2013). Multipass Cold Drawing of Magnesium Alloy Minutubes for Biodegradable Vascular Rings. *Materials Science and Engineering*, 33, 3481-3488.
- Ge, Q., Vedani, M., & Vimercati, G. (2012). Extrusion of Magnesium Tubes for Biodegradable Ring Precursors. *Materials and Manufacturing Processes*, 27(2), 140-146.
- Gocke, C., Grabow, N., Schultze, C., Sternberg, K., Schmidt, W., & Schmitz, K. P. (Nov 2008). Coating Homogeneity in the Manufacture of Drug Eluting Stens. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering (hal. 2241-2246). Belgium: Springer Verlag.
- Hassel, T., Bach, F. W., & Golovko, A. N. (2007). Production and Properties of Small Tubes Made from MgCa0,8 for application as Ring in Biomedical Science. *Proceedings of 7th International Conference on Magnesium Alloys and Their Applications* . Dresden.
- Hermawan, H., & Mantovani, D. (2013). Process of prototyping Coronary Ring from Biodegradable Fe-Mn Alloys. *Acta Biomateriala*, 9(10), 8585-8592.
- Huang, B., Gale, D. C., & Gueriguan, V. J. (2009, June 11). United State Paten No. US 20090146348A1.
- Lampman, S. (1994). Wrought Titanium and Titanium Alloy. *Dalam ASM Metal Handbook Vol 2 : Non Ferous Alloy*. America: ASM International.
- Li, J., Yang, Y., ren, Y., Dong, J., & Yang, K. (2017). Effect of Cold Deformation on Corrosion Fatigue Behavior of Nickel-Free High Nitrogen Austenitic Stainless Steel for Coronary Ring Application. *Material Science and Technology*, 34(4), 660-665.
- Mazinani, A. (2014). Surface Modification Treatment of cardiovascular Ring. Milan: Department of Chemistry, Materials and Chemical Engineering, Politecnico Di Milano.
- Morajev, M., & Mantovani, D. (2011). Biodegradable Metals for Cardiovascular Ring Application : Interests and New Opportunities. *International Journal of Molecular Science*, 12, 4250-4270.
- Nordin, J. A., Nasution, A. K., & Hermawan, H. (2013). Can the Current ring Manufacturing Process be Used for Making Metallic Biadegradable Rings? *Advanced Materials Research*, 746, 416-421.
- Pilliar, R. M. (2009). Austenitic Stainless Steel 316 L. *Dalam Metallic Biomaterials*. Springer Science .
- Ratner, B. R. (2004). *Biomaterial Science " An Introduction to Materials in Medicine"*. Amerika: Elsevier Academic Press.
- Raval, A., Choubey, A., Engineer, C., & Kothwala, D. (2005). Surface Conditioning of 316LVM Slotted Tube Cardiovascular Rings. *Journal of Biomaterial Applications*, 19(3), 197-213.

- Saraf, A. R., & Yadav, A. P. (2018). Fundamental of Bare Metal Ring. Dalam Functionalized Cardiovascular Ring (hal. 27-28). Amerika: Woodhead Publishing.
- Sojitra, P. (2010). Electropolishing of 316 L Stainless Steel Cardiovascular Ring : An Investigation of Material Removal, Surface Roughness and Corrosion Behaviour. Trends Biometer, 23(3), 115-121.
- Stoeckel, D., Bonsignore, C., & Duda, S. (2002). A Survey of Ring Design. Minim. Invasive Ther. Allied Technol., 11(4), 137-147.
- Suryawan, D. (2017). Desain, Pemodelan, dan Pembuatan Prototype Ring Jantung Menggunakan Electrical Discharge Machining (EDM). Yogyakarta: Fakultas Teknik UGM.
- Tontowi, A., Adani, R. A., Setyaningsih, I. S., & Taufik, N. (2014). Analysis of User Acceptability Factors for Optimum Design of Coronary Ring. International Confrence on Biomedical Engineering, Technology, and Applications, 1, hal. 1-6. Yogyakarta.