

ISSN 2685-8029 (Online)

Journal of Mechanical Design and Testing

Jointly Published by:

Department of Mechanical and Industrial Engineering, Faculty of Engineering
Universitas Gadjah Mada

Centre for Innovation of Medical Equipment and Devices (CIMEDs) Faculty of
Engineering, Universitas Gadjah Mada

Volume 1, July 2019

EDITORIAL

Kemajuan teknologi di bidang teknik mesin, di dalamnya salah satunya adalah mekanika terapan, saat ini telah menciptakan berbagai produk baru yang fungsional dan tak terpisahkan dalam kehidupan manusia. Di bidang kesehatan, pengembangan material untuk aplikasi biomedik beserta teknologi fabrikasinya telah mendorong lahirnya peralatan dan piranti kesehatan baru yang terjangkau dan lebih baik kualitasnya. Selain itu, perkembangan teknologi material dan riset mekanika terapan telah memungkinkan sepeda saat ini tidak hanya digunakan sebagai alat transportasi tradisional, melainkan juga sebagai kendaraan yang aman dan nyaman. Teknologi di bidang energi juga merupakan topik kajian yang sangat penting mengingat perannya sebagai salah satu tolok ukur kemakmuran suatu bangsa. Dengan mempertimbangkan isu-isu menarik tersebut, edisi pertama *Journal of Mechanical Design and Testing (JMDT)* di tangan pembaca ini hadir dengan menyajikan artikel-artikel hasil riset terkini, khususnya yang berkaitan dengan perancangan, desain serta pengujian-pengujian peralatan medis, konversi energi dan sepeda. Inovasi-inovasi yang dihadirkan dalam artikel-artikel jurnal ini diharapkan dapat memberikan manfaat yang lebih luas dalam dunia ilmu pengetahuan, teknologi serta industri di Indonesia. Dengan segala kerendahan hati, bersama ini pula kami mengundang para periset atau peneliti, khususnya di bidang teknik mesin dan mekanika terapan, untuk mengirimkan naskah-naskah yang relevan dengan lingkup jurnal ini sehingga dapat dipublikasikan pada edisi mendatang. Akhir kata, kami selaku tim editor menghaturkan terima kasih kepada para penulis dan reviewer yang telah berkontribusi sehingga edisi perdana JMDT ini dapat diwujudkan.

Dr. Suyitno
Editor-in-chief

JOURNAL OF MECHANICAL DESIGN AND TESTING

Volume 1, No.1, 2019

Table Of Contents

<i>Desain Wire Winding Machine</i> Sebagai Alat Bantu Pembuatan Kabel Pemandu Stent Koroner	
M. Mahardika, Miftakhudin, B. Y. Setianto	1-5
<i>Design and Functionality of Monopolar Active Electrode for Medical Electrosurgery Purposes</i>.....	
S. D. Hariyanto, M. Mahardika, W. Kurniawan	7-14
Studi Pengaruh Perubahan Sudut Head Tube dan Top Tube Pada Rangka Sepeda Balap terhadap Defleksi pada Fork dengan Metode <i>Explicit Dynamics</i> Elemen Hingga.....	
A. Wiranata, A. Arief, H.S.B. Rochardjo	15-23
Fabrikasi <i>Mirror-like Surface</i> Bahan <i>Commercially-pure</i> Titanium (CP-Ti) Menggunakan Metode <i>Electropolishing</i> Untuk Aplikasi Biomedis.....	
M.A. Setyawan, G.S. Prihandana, M. Mahardika	25-34
Fabrikasi dan <i>Surface Finishing Minitube</i> dengan Mesin Bubut untuk Bahan Baku Ring Jantung.....	
E. Pujiyulianto dan Suyitno	35-46
Studi Pelelehan PCM di Dalam Tabung Penyimpanan Kalor Pada <i>Solar Water Heater</i> Sistem Aktif.....	
G. Marausna dan J. Waluyo	47-56
Investigasi <i>Mode Shape</i> akibat <i>Flow Induced Vibration</i> pada pipa sebagai fungsi Pola Aliran dan Jenis Tumpuan.....	
I.M. Miasa, Sucipto, A. Wiranata, S. Alfarizki, N.C. Majid	57-65
Pemodelan CAD 3D Tulang Femur dari data CT Scan.....	
U.A. Salim dan F. Rizky	67-72
Studi Awal Perancangan Tempat Tidur Pasien Berbahan Aluminium dengan Metode Elemen Hingga.....	
Suyitno dan F.A.K. Yudha	73-80

***Desain Wire Winding Machine* Sebagai Alat Bantu Pembuatan Kabel Pemandu Stent Koroner**

M. Mahardika^{1,*}, Miftakhudin¹, B. Y. Setianto²

¹Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada
Jalan Grafika No. 2 Yogyakarta 55281 Telp. +62-274-521673

²Departemen Kardiologi dan Kedokteran Vaskular, Fakultas Kedokteran, Kesehatan Masyarakat dan Keperawatan,
Universitas Gadjah Mada, Jalan Farmako Sekip Utara, Yogyakarta 55281 Telp. +62 274 560300
e-mail: *imuslim_mahardika@ugm.ac.id

Abstrak

Guide wires (kabel pemandu) merupakan perangkat pendukung utama untuk melakukan operasi pada lumen (pipa pembuluh darah), pemasangan stent koroner atau ring organ jantung, serta pada operasi urology. Perangkat ini berfungsi sebagai pemandu dan pembawa agar dapat mencapai pembuluh darah yang mengalami penyempitan atau penyumbatan karena penimbunan plak. Sejak guide wire diperkenalkan pada tahun 1980an, pemasangan stent koroner pada pasien bisa dilakukan tanpa pembedahan. Kebutuhan stent koroner yang begitu besar di Indonesia dan semua perangkat tersebut merupakan produksi luar negeri (impor), memunculkan dorongan untuk mengkaji dan memproduksi peralatan-peralatan ini terlebih guide wire, sehingga dapat mengurangi ketergantungan pada peralatan impor tersebut. Pada penelitian ini, *wire winding machine* didesain dengan menggunakan *software* CAD dan analisis numerik kemudian dilakukan. Hasil analisis numerik pada mesin didapatkan bahwa tegangan maksimum pada model *wire winding machine* adalah sebesar 20,9 MPa, faktor keamanan minimum pada model mesin, yaitu sebesar 11,93, dan nilai displacement yang terjadi pada *wire winding machine* adalah sebesar 0,435 mm.

Kata kunci: perancangan, *wire winding machine*, analisis tegangan, *guide wire*.

Abstract

Guide wires are the main supporting devices for lumen surgery, installation of coronary stent, as well as in urology surgery. This device functions as a guide and carrier to reach blood vessels which experience constriction or blockage due to plaque buildup. Since the introduction of guide wire the 1980s, the installation of a coronary stent in patients can be done without surgery. The large demand of coronary stent in Indonesia and all is supporting devices are still being imported, giving rise to the urge to study and produce all these devices, especially guide wire, so it can reduce those imported product. In this study, the *wire winding machine* was designed by using CAD software and the numerical analysis was carried out. The results of numerical analysis on the machine showed that the maximum stress in the *wire winding machine* model is 20.9 MPa, the minimum safety factor in the engine model is 11.93, and the displacement value that occurs in the *wire winding machine* is 0.435 mm.

Keywords: design, *wire winding machine*, stress analysis, *guide wire*.

1. PENDAHULUAN

Kabel pemandu (*guide wires*) merupakan perangkat pendukung utama untuk melakukan operasi pada lumen (pipa pembuluh), pemasangan *stent* koroner atau cincin pada organ jantung, serta untuk penanganan kelainan urology. Penyakit jantung saat ini menempati posisi tertinggi sebagai penyebab kematian di dunia, dan berdasarkan diagnosis dokter prevalensi penyakit jantung koroner di Indonesia tahun 2013 sebesar 0,5% atau diperkirakan sekitar 883.447 orang, sedangkan berdasarkan diagnosis dokter, gejala penyakit jantung sebesar 1,5% atau diperkirakan sekitar 2.650.340 orang (Kementerian Kesehatan RI, 2013). Salah satu solusi umum yang digunakan dokter-dokter saat ini adalah dengan melakukan operasi pemasangan *stent* pada organ jantung (Sell-Le Blanc, Hofmann, Simmler, & Fleischer, 2016; Vijayvergiya & Gupta, 2017; Zou et al., 2016). Penelitian menyatakan bahwa sejak awal setelah diperkenalkan pada tahun 1980an, *stent* koroner (*coronary stent*) banyak pasien dan dokter spesialis yang cenderung lebih suka melakukan operasi dengan pemasangan *stent* koroner dibandingkan dengan operasi pembedahan.

Dalam pemasangan *stent* terdapat perangkat pendukung utama berupa *guide wire* (kabel pemandu) yang akan membawa *stent* jantung (koroner) agar dapat mencapai pembuluh darah (*atherosclerosis*) yang mengalami penyempitan atau penyumbatan karena penimbunan plak. Saat ini semua perangkat pemasangan *stent* koroner merupakan produksi luar negeri (impor). Hal tersebut memunculkan dorongan untuk mengkaji *stent* koroner terlebih *guide wire* dan membuat suatu *wire winding machine* yang dapat memproduksi *guide wire* di dalam negeri sendiri sehingga dapat menggantikan ketergantungan perangkat dari luar negeri. *Wire winding machine* sendiri berupa mesin yang memiliki satu fungsi utama yaitu penggulungan beberapa kabel atau benang menjadi satu kabel yang fleksibel tetapi kokoh. Dengan beberapa kombinasi mesin konvensional yakni *winding machine*, serta *drill* dan tambahan metode permesinan *brazing* sehingga dapat membuat *guide wire*. *Guide wire* dibuat dari material biokompatibel, seperti *stainless steel 316L* dan titanium, dapat memenuhi kebutuhan guna pemasangan *stent* koroner dari dalam negeri. Manufaktur komponen mesin pembuat *guide wire* bisa menggunakan permesinan non konvensional dengan aplikasi kecerdasan buatan (Mahardika, 2005; Sudiarso & Mahardika, 2016)

Dari latar belakang tersebut, didapat suatu permasalahan yang akan dijawab pada makalah ini, yaitu rancang bangun *prototype wire winding machine* yang nantinya dapat digunakan untuk membuat struktur *guide wire stent* koroner. Dalam makalah ini juga dibandingkan bentuk fisik *wire winding machine* produk sendiri dengan produk impor yang telah ada.

2. METODE PENELITIAN

Wire winding machine merupakan mesin penggulung kawat yang mana menggunakan dua prinsip mesin perkakas yang digabungkan menjadi satu, yakni mesin bubut dan *drilling*. Penggabungan sistem dari mesin-mesin perkakas tersebut digerakkan oleh dua motor DC *brushed* serta satu buah motor *stepper*. Alat ini dibuat dengan menggunakan bahan biokompatibel berupa sebuah kawat titanium yang dijepit kedua ujungnya, kemudian kawat *stainless steel 316L* yang dililitkan sebagai selubung *core wire guide* berupa kawat titanium tadi. Motor *stepper* digunakan sebagai penggerak *point of pay off* dari penyuplai kawat *stainless steel 316L* sesuai dengan jalur yang ada, sehingga didapatkan gulungan yang lurus dan rapat. Kontrol dari keluaran *potensiometer* sebagai pengatur kecepatan motor (PWM) baik untuk motor DC dan motor *stepper* digunakan untuk menyesuaikan panjang dan kerapatan dari lilitan kawat. Setelah

ukuran *guide wire* yang diinginkan telah terpenuhi mesin akan berhenti beroperasi, dengan kondisi kedua ujung lilitan akan tetap terjepit pada *chuck*. Kemudian dilakukan proses lanjut berupa *brazing* di ujung-ujung *guide wire* sehingga material *core/inti* akan bersatu. Sebagai langkah akhir setelah kedua ujung dilepas dari *chuck wire winding machine*, ujung *guide wire* tersebut akan dikenai proses manufaktur non-konvensional berupa *electropolishing* agar mendapatkan bentuk *round nose/ujung* yang bundar serta sangat halus. Pada penelitian ini belum dibahas tentang proses *brazing* dan *electropolishing*.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil rancangan *wire winding machine* ini terbagi dalam dua modul utama. Modul tersebut adalah modul rangka utama dan modul sistem *wire winding supply*. Rancangan *wire winding machine* ini terdiri dari beberapa jenis dengan jumlah total *part* adalah 19 buah. Berikut rancangan *frame* untuk *wire winding machine*, seperti tertera pada Gambar 1.



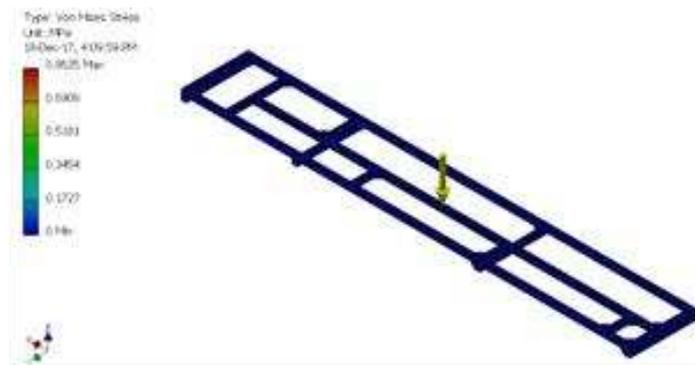
Gambar 1. *Frame* untuk *wire winding machine*

Selanjutnya dengan menggunakan tombol *mesh view* dapat terlihat susunan *mesh* pada model desain *wire winding machine* yang disimulasikan, seperti yang terlihat pada Gambar 2. Dapat diamati bahwa model ini menggunakan elemen berjumlah 1.321.149 buah dan *nodes* berjumlah 2.310.842 buah.

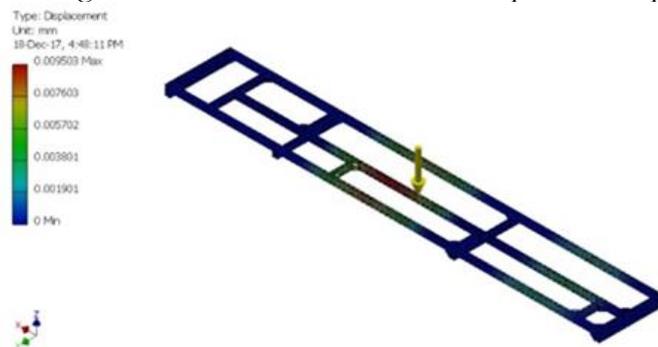


Gambar 2. *Frame meshing* untuk *wire winding machine*

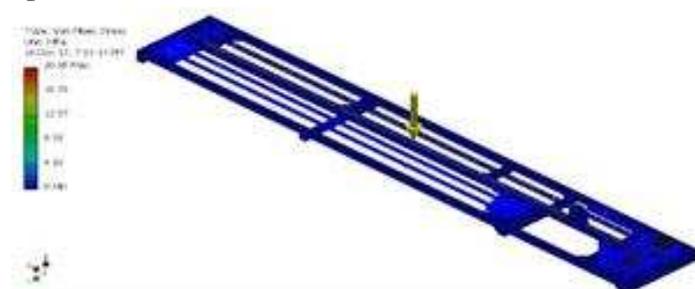
Setelah desain selesai dibuat maka perlu dilakukan simulasi pengujian untuk mengetahui apakah desain yang dibuat masih bisa dan aman menahan gaya-gaya yang bekerja pada desain *wire winding machine* ini.

Gambar 3. Hasil *Stress Analysis* tipe *Von Mises Stress* Rangka Utama

Simulasi FEA dilakukan dengan menggunakan *software CAE* dengan tipe tegangan *Von Mises Stress*, *safety factor*, dan analisis *displacement*. Data tersebut didapat dengan cara memberikan gaya pada *shaft manipulator reel wire supply* dengan nilai yang didapat berdasarkan berat komponen sesuai dengan desain. Hasil dari simulasi dapat dilihat pada Gambar 3 dan 4.

Gambar 4. Hasil *Stress Analysis* tipe *Displacement* Rangka Utama

Dari hasil simulasi stress analysis baik pada *shaft manipulator reel wire supply* maupun rangka utama dapat dilihat bahwa yang mengalami *displacement* dan nilai *Von Mises* Tegangan paling tinggi yang berada pada bagian *shaft manipulator reel wire supply* yakni komponen *linier bearing LM12*. Hasil simulasi didapat nilai *Von Mises Stress* sebesar 0,86 MPa dan nilai *displacement* 0,009 mm pada shaft berbahan *stainless steel 440C*.

Gambar 5. Analisa elemen hingga untuk *assembly wire winding machine* secara utuh

Berdasarkan hasil simulasi tipe *Von Mises Stress* tersebut diketahui bahwa besarnya nilai tegangan terbesar yang terjadi pada desain *shaft manipulator reel wire supply* ini sebesar 0,86 MPa dimana masih berada dibawah nilai *yield strength* dari bahan *steel alloy* yang digunakan sebesar 250 MPa. *Displacement* juga terlihat tidak memengaruhi struktur yaitu dengan *displacement* sebesar 0,009 mm, sehingga dapat dipastikan bahwa desain ini cukup kuat.

Sedangkan pada analisa elemen hingga untuk *assembly wire winding machine* secara utuh dari aspek analisis tegangan *Von Mises* (20,95 MPa), dapat diamati pada Gambar 5, dan masih aman karena masih dibawah 250 MPa.

4. KESIMPULAN

Desain dan manufaktur dari *wire winding machine* pada penelitian ini menunjukkan keberhasilannya sebagai sebuah mesin prototipe untuk memproduksi *guide wire* sendiri. Dengan hasil simulasi *Finite Element Analysis* pada mesin didapatkan bahwa tegangan maksimum pada model *wire winding machine* adalah sebesar 20,9 MPa. Dari informasi ini maka dapat diketahui *safety factor* minimum pada model mesin, yaitu sebesar 11,93. Selain itu didapatkan nilai *displacement* yang terjadi pada *wire winding machine* saat proses manufaktur adalah sebesar 0,435 mm. Dari analisis tersebut, *wire winding machine* ini dapat dikatakan layak sebagai prototipe mesin pembuat *guide wire* produksi dalam negeri.

5. DAFTAR PUSTAKA

- Mahardika, M. (2005). *Neural Network Prediction of Cutting Tool Wear During Turning Operation*. University of Malaya.
- Sell-Le Blanc, F., Hofmann, J., Simmler, R., & Fleischer, J. (2016). Coil winding process modelling with deformation based wire tension analysis. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 65(1), 65–68. <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2016.04.037>
- Sudiarso, A., & Mahardika, M. (2016). *Advanced Machining Processes (Non-Conventional)* (UGM Press, Yogyakarta.). Retrieved from <https://books.google.co.in/books?hl=en&lr=&id=do5SDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP13&dq=%22EDM%22+%22rotary+electrode%22&ots=ldgW8CtfLb&sig=1FQ37fxooBuEOJlur9mgKB-ba7Y>
- Vijayvergiya, R., & Gupta, A. (2017). Longitudinal stent deformation during coronary intervention: A report of three cases. *IHJ Cardiovascular Case Reports (CVCR)*, 1(2), 68–71. <https://doi.org/10.1016/j.ihjccr.2017.08.005>
- Zou, Q., Xue, W., Lin, J., Fu, Y., Guan, G., Wang, F., & Wang, L. (2016). Mechanical characteristics of novel polyester/NiTi wires braided composite stent for the medical application. *Results in Physics*, 6, 440–446. <https://doi.org/10.1016/j.rinp.2016.07.007>

Design and Functionality of Monopolar Active Electrode for Medical Electrosurgery Purposes

S. D. Hariyanto^{1,*}, M. Mahardika¹, W. Kurniawan²

¹Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada
Jalan Grafika No. 2 Yogyakarta 55281 Telp. +62-274-521673

²Rumah Sakit Akademik Universitas Gadjah Mada, Jl. Kabupaten (Lingkar Utara),
Kronggahan, Trihanggo, Gamping, Sleman, Yogyakarta 55291 Telp +62-274-4530404
e-mail: *hariyantosatriawan@gmail.com

Abstrak

Dua jenis operasi bedah medis yang dikenal saat ini adalah operasi bedah terbuka (*conventional surgery*) dan operasi endoskopis (*endoscopic surgery*). Operasi endoskopis dapat dilakukan dengan menggunakan laser dan electrosurgery. Permasalahan yang timbul saat operasi *electrosurgery* urologi adalah terbatasnya umur pemakaian komponen elektroda aktif tipe monopolar, yang hanya sebanyak empat kali operasi. Penelitian ini berisi pemaparan mengenai desain komponen elektroda aktif dan penjelasan fungsi dari tiap komponen elektroda yang telah penulis rancang.

Kata kunci: *Electrosurgery, elektroda aktif, endoskopis, bedah.*

Abstract

The two types of medical surgery that are known today are open surgery (conventional surgery) and endoscopic surgery (endoscopic surgery). Endoscopic surgery can be done by using lasers and electro surgery. The problem that arises during the urology electro surgery operations is the limited use of monopolar type active electrode components, which are only four times the operation. This study contains an explanation of the design of active electrode components and an explanation of the functions of each electrode component that has been designed.

Keywords: *Electrosurgery, active electrode, endoscopic, surgery.*

1. PENDAHULUAN

Teknologi bedah telah ditemukan di Mesir sejak 3000 tahun sebelum masehi (Ulmer, 2007). Pada masa itu, bedah medis dilakukan untuk operasi tumor pada tubuh manusia dengan menggunakan metode yang relatif sederhana, yaitu dengan melakukan kontak fisik antara permukaan logam panas dengan bagian tubuh yang akan dioperasi. Seiring perkembangan zaman, teknologi operasi bedah telah mengalami kemajuan yang sangat signifikan. Kegiatan operasi bedah dilaksanakan untuk pengambilan sampel jaringan (biopsi) dan penanganan terhadap berbagai penyakit, seperti: tumor, kanker, inflamasi usus kronis, dan penyakit kulit.

Ditinjau dari metode yang digunakan, operasi bedah yang telah dikenal selama ini dapat dibagi menjadi dua bagian besar, yaitu teknik operasi bedah terbuka (*open surgery*) dan teknik operasi endoskopis (*endoscopic surgery*). *Open surgery* banyak diaplikasikan pada jenis operasi konvensional yang memerlukan pembedahan pada skala besar, seperti : operasi jantung, operasi tulang, dan operasi pengangkatan tumor, sedangkan *endoscopic* banyak

diaplikasikan untuk kegiatan operasi pada perut (*laparoscopic surgery*), operasi pada sendi (*arthoscopic surgery*), dan operasi pada uretra (*urethoscopic surgery*) (Velanovich, 2000).

Perbedaan mendasar antara *open surgery* dan *endoscopic surgery* dapat diidentifikasi berdasarkan parameter waktu operasi (*operation time*) dan pendarahan (*blood loss*). Dibandingkan dengan *laparoscopic surgery*, metode *open surgery* memiliki kelebihan pada sisi biaya operasi yang lebih ekonomis dan tidak memerlukan pelatihan khusus bagi ahli bedah untuk melaksanakan proses operasi. Akan tetapi, *open surgery* memiliki kelemahan pada durasi waktu operasi yang lebih lama, pendarahan (*blood loss*), dan risiko infeksi yang lebih tinggi dibandingkan dengan *endoscopic surgery*. Selain itu, jenis dan lokasi kerusakan jaringan maupun organ tubuh juga menjadi pertimbangan untuk memilih metode operasi yang sesuai.

Metode *open surgery* seringkali dilaksanakan dengan menggunakan alat bedah konvensional berupa gunting dan pisau bedah. Kelemahan alat bedah konvensional ini terletak pada tidak adanya fitur kontrol terhadap pendarahan secara langsung, sehingga untuk menghentikan pendarahan diperlukan metode tambahan lainnya. Untuk mengatasi kelemahan pada alat bedah konvensional, penggunaan alat bedah laser dan *electrosurgery* merupakan peralatan yang banyak digunakan untuk kegiatan operasi bedah medis. Laser memiliki tingkat pendarahan yang lebih rendah dibandingkan peralatan operasi berbasis *electrosurgery*, akan tetapi penggunaan teknologi laser memiliki kelemahan pada tingkat kesulitan pelaksanaan operasi yang relatif lebih tinggi pada proses kontrol instrumen peralatan laser terhadap lokasi jaringan tubuh yang akan dioperasi dan harga peralatan yang relatif lebih mahal dibandingkan *electrosurgery*.

Penggunaan *electrosurgery* dan laser pada proses bedah menunjukkan perbedaan hasil yang tidak terlalu signifikan, akan tetapi laser memiliki risiko kegagalan prosedur yang lebih besar dibandingkan *electrosurgery* (Hainer, 1991). Peralatan bedah berbasis *electrosurgery* terbagi menjadi dua jenis, yaitu tipe *monopolar* dan *bipolar*. Tipe *monopolar* diaplikasikan untuk kegiatan *cutting* (pemotongan), *dessication* (pengeringan jaringan tubuh), dan *coagulation* (penghentian pendarahan), sedangkan tipe *bipolar* digunakan untuk kegiatan *dessication* dan *coagulation*. Penggunaan alat *electrosurgery* pada bedah medis telah banyak dilakukan karena kelebihanannya pada aspek kemudahan operasional, harga yang lebih terjangkau, dan hasil kualitas operasi yang baik. Akan tetapi, peralatan *electrosurgery* khususnya untuk tipe *monopolar* memiliki kelemahan pada jumlah siklus penggunaannya yang terbatas (empat sampai lima kali operasi) dan diperlukan penggantian secara periodik pada komponen elektroda aktifnya. Oleh karena itu, penelitian ini berfokus memperoleh desain dan prototipe elektroda aktif alat *electrosurgery* tipe *monopolar* berbahan material Stainless Steel 316L (SS 316 L) serta menguji elektroda tersebut untuk mengetahui potensi jumlah siklus operasi yang dapat dilakukan. Selain itu, analisis terhadap hasil operasi juga dilakukan untuk mengetahui karakteristik fungsional produk elektroda aktif untuk tipe *monopolar* yang telah dibuat.

2. METODE PENELITIAN

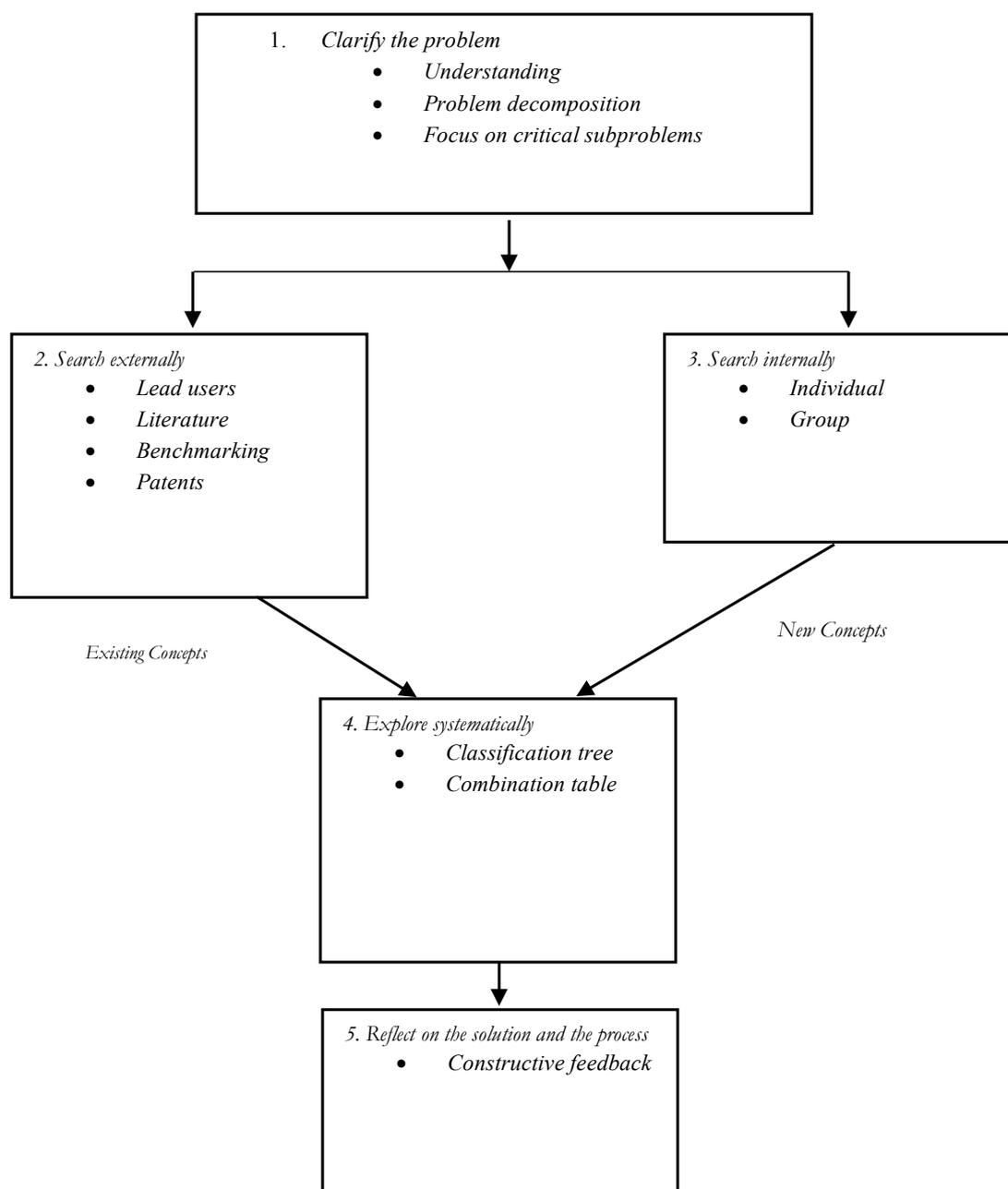
Obyek penelitian adalah elektroda aktif tipe *monopolar* yang dibuat dari material SS 316 L yang difabrikasi oleh perusahaan Nilaco Corp dengan spesifikasi yang ditunjukkan pada Tabel 1.

Perancangan dilakukan dengan tahapan memperjelas permasalahan, pencarian alternatif solusi dari eksternal (literatur, paten, pemakai) dan internal (kelompok peneliti), eksplorasi secara sistematis terhadap berbagai solusi, dan refleksi pada solusi dan proses

seperti ditunjukkan pada Gambar 1. Komposisi kandungan logam SS 316 L yang digunakan pada penelitian ini tercantum pada Tabel 2.

Tabel 1. Spesifikasi bahan material elektroda aktif.

No	Material	Code	Ukuran	Volume	Satuan
1	SS 316 L Sheet	788323	0,1x100x300	2	pcs
2	SS 316 L Wire	784387	0,5x10 m	1	pcs
3	SS 316 L Wire	784327	0,3 x 10m	1	pcs
4	SS 316 L Sheet	788383	0,2 x 100 x 300	2	pcs
5	SS 316 L Rod	782560	Dia 3 x 500 mm	1	pcs



Gambar 1. Tahapan metode pengembangan konsep desain (Ulrich dkk, 2012)

Tabel 2. Komposisi unsur penyusun material SS 316 L (Rodriguez, 2011).

Element	Percentage of mass (%)
C	0,0180
Cr	16,9280
Ni	9,5800
Mn	0,6020
Si	0,3644
Mo	0,2898
P	0,0015

1. Clarify the problem

Elektroda aktif yang dipakai selama ini memiliki bentuk geometri yang tidak sesuai dengan alat *resectoscope* sehingga menyebabkan kesulitan pada instalasi elektroda aktif. Elektroda aktif yang sebelumnya telah ada hanya mampu digunakan untuk dua sampai empat kali siklus.

2. Search externally

a. Lead user

Informasi mengenai parameter penggunaan alat untuk operasi bedah *electrosurgery* diperoleh dari keterangan ahli bedah terkait. Informasi tersebut adalah sebagai berikut ini :

1. Operasi yang dilakukan adalah untuk pemotongan jaringan prostat atau dikenal sebagai operasi TURP (*Transurethral resection of the prostate*)
2. Elektroda aktif dirancang untuk proses operasi TURP dengan beban kerja sebesar 60 gram jaringan prostat per jam
3. Penggunaan daya listrik untuk proses operasi berada pada rentang 40-120 Watt
4. Elektroda aktif tipe monopolar yang sudah ada di pasaran memiliki waktu pakai dua sampai empat kali pemakaian proses operasi.

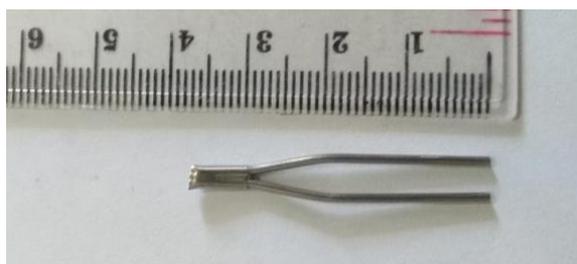
b. Literature

Menurut (Palanker, Vankov, & Huie, 2008) parameter yang berpengaruh pada operasi bedah menggunakan elektroda aktif *monopolar electrosurgery* adalah sebagai berikut :

1. Mekanisme interaksi antara elektroda aktif dengan jaringan tubuh yang dioperasi
2. Jenis mode operasi yang digunakan
3. Properti material dan geometri elektroda

c. Benchmarking

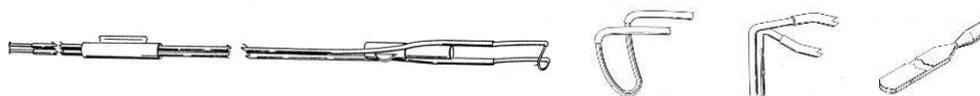
Pengambilan data dari produk elektroda aktif tipe monopolar yang sudah tersedia di pasaran penulis lakukan dengan mengidentifikasi komponen dan dimensi dari berbagai komponen penyusunnya, seperti ditunjukkan pada Gambar 2.



Gambar 2. Pengukuran produk *existing* pada tahap *benchmarking*

d. *Patent*

Pengembangan konsep desain elektroda aktif pada penelitian ini mencakup tinjauan terhadap paten yang terkait dengan geometri elektroda aktif tipe monopolar. Adapun paten yang telah terpublikasi tersebut ditunjukkan pada Gambar 3.



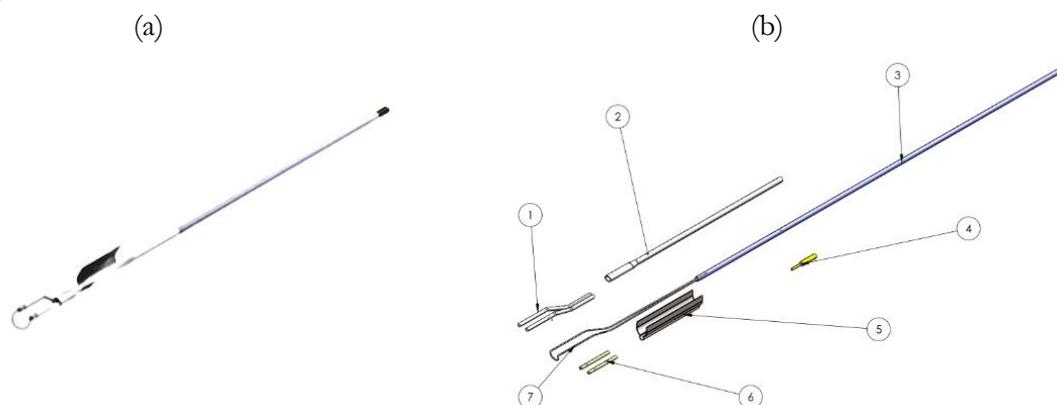
Gambar 3. Desain *probe* elektroda aktif monopolar hasil rancangan Buelna pada tahun 1990 dengan nomor paten 5080660 (Sumber : US Patent)

3. *Search Internally*

Merupakan tahapan untuk memperoleh konsep rancangan elektroda aktif. Pada tahap ini akan diperoleh daftar spesifikasi kebutuhan yang diperlukan untuk produk elektroda aktif yang akan difabrikasi. Telaah terhadap spesifikasi produk berdasarkan empat aspek penting yang mempengaruhi kualitas produk tersebut dalam penggunaannya, empat aspek penting yang menjadi tinjauan penulis dalam mengembangkan konsep desain adalah aspek desain, fleksibilitas, material, dan fungsi.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Desain elektroda aktif tipe monopolar yang telah berhasil dirancang ditunjukkan oleh Gambar 4.



Gambar 4. (a) Desain elektroda aktif dan (b) komponen-komponen penyusun elektroda aktif tipe *monopolar*.

Elektroda aktif tipe monopolar tersusun dari tujuh komponen, keterangan mengenai masing-masing komponen tersebut dijabarkan pada Tabel 3.

Tabel 3. Komponen-komponen penyusun elektroda aktif tipe *monopolar*.

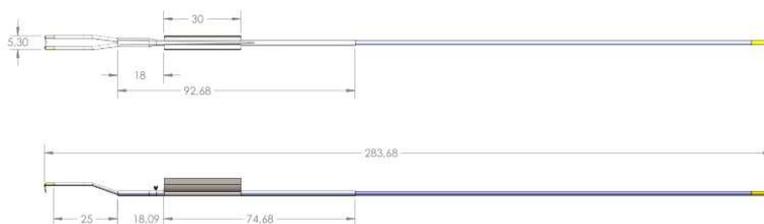
Nomor Komponen	Keterangan
1	<i>Tube SS 316 L 1,25 mm hollow</i>
2	<i>Tube SS 316 L 2 mm hollow</i>
3	<i>Tube poliolefin 1 mm hollow</i>
4	Konektor listrik
5	<i>U stopper</i>
6	<i>Tube poliolefin 1,1 mm hollow</i>
7	<i>Probe diameter 0,3 mm</i>

Electrosurgery adalah teknik operasi bedah medis yang memanfaatkan arus listrik berfrekuensi tinggi untuk menghasilkan panas yang dapat digunakan sebagai sarana untuk melakukan beragam metode operasi. Berdasarkan jenis elektroda aktifnya, *electrosurgery* dapat dikategorikan menjadi dua bagian besar, yaitu *electrosurgery* tipe *monopolar* dan tipe *bipolar*. Pada tipe *monopolar*, arus listrik mengalir pada elektroda aktif yang memiliki dimensi relatif lebih kecil dibandingkan elektroda *dispersive*, sehingga menimbulkan nilai *current density* yang lebih besar pada bagian *probe* (ujung) elektroda aktif. Hal ini akan memicu timbulnya kenaikan temperatur yang sangat tinggi pada bagian obyek operasi yang mengalami kontak dengan *probe* elektroda aktif. Arus yang keluar dari elektroda aktif tersebut kemudian mengalir menuju bagian elektroda *dispersive* yang ditempatkan di bagian lain dari obyek operasi. Elektroda *dispersive* berfungsi untuk mengumpulkan kembali arus listrik yang keluar dari elektroda aktif. Perbandingan luasan kontak antara elektroda aktif dan obyek operasi dengan elektroda *dispersive* dengan obyek operasi memiliki nilai yang sangat besar bahkan hingga ribuan kali dibanding luasan kontak antara elektroda aktif dengan obyek. Sebagai akibatnya, kenaikan temperatur pada elektroda *dispersive* menjadi sangat rendah (Tucker, Kramolowsky, & Platz, 1990).

Pada peralatan *electrosurgery* yang bertipe *bipolar*, bentuk elektroda aktifnya didesain agar berfungsi untuk menjepit (*forcept*) obyek operasi sekaligus mensuplai panas ke daerah yang diapit oleh elektroda aktif, sehingga bidang kontak antara elektroda tipe *bipolar* memiliki besar luasan yang sama, selain itu pada elektroda aktif tipe *bipolar* elektroda *dispersive*-nya adalah bagian lain dari *forcept* (penjepit). Hal ini mengakibatkan aplikasi elektroda tipe *bipolar* lebih dikhususkan untuk mekanisme koagulasi pada jaringan tubuh yang dioperasi.

Penggunaan arus listrik berfrekuensi tinggi ini dimaksudkan agar tidak terjadi proses stimulasi kejutan listrik pada sistem organ tubuh manusia. Arus listrik yang digunakan pada peralatan *electrosurgery* berada pada rentang 200 kHz- 3,3 MHz (Ulmer, 2007). Untuk mendapatkan arus listrik yang memenuhi persyaratan tersebut, digunakan peralatan yang disebut sebagai ESU (*electrosurgical unit*) atau disebut juga sebagai *generator bovie*. ESU mengubah arus listrik yang berada pada rentang frekuensi 55-60 Hz menjadi berfrekuensi 200 kHz-3,3 MHz.

Selain itu dimensi elektroda aktif yang dirancang pada penelitian ini telah menyesuaikan ukuran dari alat resektoskopis yang ada (merk Hawk) dengan spesifikasi ukuran seperti pada Gambar 5.



Gambar 5. Dimensi elektroda aktif

4. KESIMPULAN

Desain elektrode aktif seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2 memiliki spesifikasi yang sesuai dengan alat bedah yang diperlukan untuk operasi medis endoskopis yang menggunakan metode *electrosurgery* khususnya pada operasi bedah urologi.

5. DAFTAR PUSTAKA

- Eggleston, J., Maltzahn, W., 2000, *Electrosurgical Device*, California, CRC Press Farm Pract; 4:419-26, South Carolina University.
- Farrugia, M., McGurgan, P., McMillan, L., & O'Donovan, P. (2001). Recent advances in electrosurgery - VERSAPOINT technology® technology. *Reviews in Gynaecological Practice*, 1(1), 12–17. [https://doi.org/10.1016/S1471-7697\(01\)80030-7](https://doi.org/10.1016/S1471-7697(01)80030-7)
- García-Bracamonte, B., Rodriguez, J., Casado, R., & Vanaclocha, F. (2013). Electrosurgery in Patients With Implantable Electronic Cardiac Devices (Pacemakers and Defibrillators). *Actas Dermo-Sifiliográficas (English Edition)*, 104(2), 128–132. <https://doi.org/10.1016/j.adengl.2012.09.020>
- Hainer, B. L. (1991). Fundamentals of electrosurgery. *The Journal of the American Board of Family Practice*, 4(6), 419–426.
- Johnston, J. H., Jensen, D. M., & Auth, D. (1987). Experimental Comparison of Endoscopic Yttrium-Aluminum-Garnet Laser, Electrosurgery, and Heater Probe for Canine Gut Arterial Coagulation: Importance of Compression and Avoidance of Erosion. *Gastroenterology*, 92(5), 1101–1108. [https://doi.org/10.1016/S0016-5085\(87\)91065-1](https://doi.org/10.1016/S0016-5085(87)91065-1)
- Kalkwarf, K. L., Krejci, R. F., & Edison, A. R. (1979). A method to measure operating variables in electrosurgery. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 42(5), 566–570. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(79\)90255-5](https://doi.org/10.1016/0022-3913(79)90255-5)
- Maness, W. L., Roeber, F. W., Clark, R. E., Cataldo, E., Riis, D., & Haddad, A. W. (1978). Histologic evaluation of electrosurgery with varying frequency and waveform. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 40(3), 304–308. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(78\)90037-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(78)90037-9)
- Massarweh, N. N., Cosgriff, N., & Slakey, D. P. (2006). Electrosurgery: History, Principles, and Current and Future Uses. *Journal of the American College of Surgeons*, 202(3), 520–530. <https://doi.org/10.1016/j.jamcollsurg.2005.11.017>
- Nessler, N. H., & Reischer, W. (2003). Measuring device for neutral electrodes in electrosurgery. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 33(2), 197–203. [https://doi.org/10.1016/S0263-2241\(02\)00063-5](https://doi.org/10.1016/S0263-2241(02)00063-5)
- Noble, W. H. (1976). A histologic resection comparison different of effects electrodes of electrosurgical using. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 35(5), 575–579.
- Palanker, D. V., Vankov, A., & Huie, P. (2008). Electrosurgery with cellular precision. *IEEE*

- Transactions on Biomedical Engineering*, 55(2), 838–841.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2007.914539>
- Raiser, J., Golombeck, M. A., & Dössel, O. (2002). Numerical field calculation of patient return electrodes in electrosurgery. *Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering*, 47 Suppl 1, 274–277. <https://doi.org/10.1515/bmte.2002.47.s1a.274>
- Shaw, D. H., Ph, D., & Kalkwarf, K. L. (1988). Self-sterilization electrode. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, 66(3), 290–292.
- Tucker, R. D., Kramolowsky, E. V., & Platz, C. E. (1990). In vivo effect of 5 French bipolar and monopolar electrosurgical probes on the porcine bladder. *Urological Research*, 18(4), 291–294. <https://doi.org/10.1007/BF00294777>
- Ulmer, B. C. (2007). Electrosurgery: History and Fundamentals. *Perioperative Nursing Clinics*, 2(2), 89–101. <https://doi.org/10.1016/j.cpen.2007.03.003>
- Velanovich, V. (2000). Laparoscopic vs open surgery. A preliminary comparison of quality-of-life outcomes. *Surgical Endoscopy*, 14(1), 16–21. <https://doi.org/10.1007/s004649900003>

Studi Pengaruh Perubahan Sudut Head Tube dan Top Tube Pada Rangka Sepeda Balap terhadap Defleksi pada Fork dengan Metode *Explicit Dynamics* Elemen Hingga

A. Wiranata^{1*}, A. Arief¹, H.S.B. Rochardjo¹

¹Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada
Jalan Grafika No. 2, Yogyakarta 55281, Indonesia,
Telp. +62-274-521673
e-mail: *1 ardi.wiranata@ugm.ac.id

Abstrak

Salah satu kriteria keselamatan penumpang pada kendaraan adalah besarnya defleksi yang terjadi ketika terjadi *frontal impact* pada rangka kendaraan. Besarnya defleksi ini erat hubungannya dengan distribusi energi pada rangka utama kendaraan. Material komposit merupakan material yang ringan dan memiliki kemampuan penyerapan energi yang baik. Penggunaan material ini dapat diterapkan pada rangka sepeda. Pengujian kekuatan struktur rangka sepeda diperlukan untuk menentukan tingkat keamanan dimana tingkat keamanan tersebut mengacu pada standar EN1481. Salah satu langkah uji struktur rangka dapat dilakukan dengan metode *dropmass impact*. Metode *drop mass impact* sesuai dengan standar EN1481 merupakan standar yang dikembangkan oleh Jerman untuk menguji kelayakan sepeda balap. Pada standar ini sepeda balap dikatakan layak jika saat dijatuhkan beban seberat 22.5 kg dari ketinggian 212 mm, deformasi permanen yang terjadi pada *fork stainless steel* tidak melebihi 15 mm dan frame sepeda tidak mengalami keretakan. Metode yang dipilih dalam melakukan pengujian ini adalah dengan menggunakan metode numerik FEA (*Finite element analysis*) *Explicit dynamics*. Pada penelitian ini, frame sepeda standar akan dilakukan modifikasi pada *head tube angle* (HTA) dan *top tube angle* (TTA). Pada bagian HTA akan dibuat 6 variasi sudut yaitu $69^\circ - 76^\circ$, sedangkan pada TTA dilakukan variasi 6 sudut yang berkisar antara $70^\circ - 86^\circ$. Dari hasil simulasi diketahui bahwa defleksi maksimum pada bagian sambungan *fork* dengan *head tube* adalah 7.89 mm (HTA= 71.8°) dan pada variasi TTA didapatkan nilai maksimum defleksi sebesar 6.87 mm (TTA= 70°). Dari hasil simulasi juga diketahui bahwa perubahan sudut dibawah 20° baik pada HTA maupun TTA pada rangka sepeda relatif tidak mempengaruhi kekuatan dari rangka sepeda balap.

Kata kunci: *explicit dynamics, frontal impact, dropmass impact.*

Abstract

One of the criteria for passenger safety on a vehicle is the magnitude of deflection that occurs when a frontal impact takes place toward the vehicle frame. The magnitude of the deflection is closely related to the energy distribution at the main frame of the vehicle. Composite material is a lightweight material and has good energy absorption capabilities. This material can be applied as a bicycle frame. Testing the strength of the bicycle frame structure is needed to determine the level of security, for which the security level should refer to EN1481 standard. One step in the testing of frame structure the dropmass impact method. The mass impact drop method was developed by Germany to test the feasibility of racing bikes. According to this standard racing bikes are feasible if a permanent deformation that occurs in stainless steel forks does not exceed 15 mm and the

bicycle frame does not experience cracks once receiving 22.5 kg load dropped from a height of 212 mm. The method chosen in conducting this test is using the FEA numerical method (Finite element analysis) Explicit dynamics was chosen as the method for conducting this test. In this study, a standard bicycle frame will be modified for its head tube angle (HTA) and top tube angle (TTA). In the HTA section 6 angular variations will be made, namely 69° - 76°, while in the TTA 6 variations will be made which range from 70° - 86°. From the simulation results it is known that the maximum deflection in the fork joint with head tube is 7.89 mm (HTA = 71.8°) and the TTA variation is found to have a maximum deflection value of 6.87 mm (TTA = 70°). From the simulation results it is also known that the change in angle under 20° both in HTA and TTA on the bicycle frame relatively does not affect the strength of the racing bicycle frame.

Keywords: *explicit dynamics, frontal impact, dropmass impact.*

1. PENDAHULUAN

Pada sebuah kendaraan salah satu kriteria utama keselamatan penumpang adalah besarnya deformasi pada rangka utama sebuah kendaraan tersebut. Besarnya deformasi pada sebuah rangka kendaraan dipengaruhi oleh besarnya energi yang diserap oleh rangka utama kendaraan tersebut. Pendistribusian energi yang baik pada seluruh rangka utama kendaraan mampu meningkatkan kamanan pada kendaraan tersebut. Bentuk dari deformasi pada struktur rangka kendaraan ketika terjadi *frontal impact* bergantung pada susunan konstruksi dari rangka kendaraan dan *mechanical properties* dari material (Engineering report, 2011).

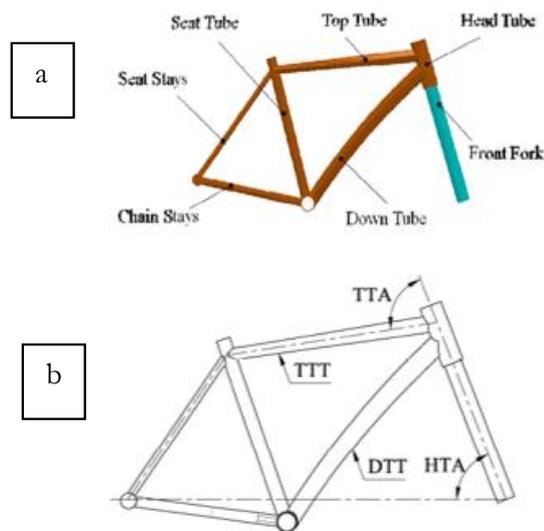
Baru – baru ini kendaraan dengan berat yang relatif ringan banyak dikembangkan dalam rangka mendukung program reduksi konsumsi BBM dan polusi udara. Pengurangan masa yang signifikan pada kendaraan perlu diikuti dengan perubahan struktur rangka yang lebih baik untuk memberikan kompensasi pada kamanan kendaraan. Selain dengan menggunakan struktur rangka yang lebih kompleks untuk memberikan kompensasi terhadap pengurangan masa rangka kendaraan, penggunaan material baru yang lebih ringan dan kuat menjadi salah satu pilihan dalam pengembangan kendaraan masa depan. Dalam hal ini material komposit menjadi salah satu alternatif utama sebagai pengganti material utama pembuatan rangka. Material komposit dibuat dengan memadukan dua atau lebih material yang memiliki karakteristik mekanik berbeda. Kedua material yang dipadukan pada material komposit tersebut diharapkan dapat saling melengkapi untuk membentuk suatu material komposit baru dengan karakteristik mekanik yang sesuai dengan kebutuhan. Meski demikian material komposit biasanya masih dapat dibedakan antara material campurannya. Hal ini disebabkan karena pada komposit material, material- material penyusunnya tidak bercampur dan melebur menjadi satu. Material komposit banyak dikembangkan karena perpaduan antara dua material penyusunnya mampu menghasilkan sifat mekanik yang lebih baik dari bahan dasar penyusunnya. Beberapa jenis komposit yang saat ini dikembangkan antarlain: komposit lapis (*laminated composite*), komposit partikel (*particulate composite*), dan komposit serat. Komposit serat terdiri dari serat dan bahan dasar yang diproduksi secara fabrikasi, misalnya komposit serat karbon yaitu gabungan fiber karbon dan resin. Komposit serat karbon memiliki sifat yang kuat dan ringan sehingga beberapa kendaraan menggunakan komposit ini sebagai pengganti struktur rangka. Bagian dari kendaraan yang menggunakan komposit serat karbon diantaranya ialah *frame* pada sepeda, bodi pada mobil. Sedangkan pada pesawat terbang, karbon fiber biasanya digunakan pada bagian sayap pesawat, ekor pesawat, dan baling-baling pesawat terbang.

Beberapa tahun terakhir, ketertarikan terhadap sepeda mulai meningkat (Covil, dkk. 2014). Pada dasarnya sepeda merupakan suatu kendaraan yang ramah lingkungan dan dapat dijadikan sarana untuk olah raga. Beberapa jenis sepeda diantaranya adalah *mountain bike* (MTB), BMX, sepeda lipat, sepeda *hybrid*, sepeda *fixie*, sepeda tandem, sepeda kota, dan *road bike* (sepeda balap). Sepeda jenis *road bike* sering dipakai untuk kegiatan perlombaan sepeda. Untuk meningkatkan performa sepeda, *frame* sepeda balap banyak dibuat dari komposit serat karbon. Namun demikian, perlu adanya pengujian untuk menguji tingkat keamanan dari penggunaan *frame* komposit serat karbon. Pengujian *frame* dapat dilakukan dengan cara uji tabrakan sehingga dapat dihitung energi yang dapat diserap oleh *frame*. Meskipun demikian, pengujian *frame* akan memakan biaya yang mahal jika harus menggunakan metode *destructive test*. Untuk menghemat biaya perhitungan terkait besarnya penyerapan energi oleh *frame* sepeda saat terjadi *frontal crash* dapat didekati dengan menggunakan metode numeris dengan *software* ABAQUS. FEA (*Finite element analysis*) telah banyak digunakan untuk menganalisa *frame* sepeda komposit, aluminium dan baja (Peterson dan Londry, 1986; Lessard dkk, 1995; Maestrelli dan Falsini, 2008; Liu dan Wu, 2010; Reynolds Technology Ltd, 2011a) dengan tujuan untuk memahami perilaku fisik dan peningkatan kinerja (*performance*) *frame* sepeda, namun studi komprehensif mengenai parameter geometrik yang mempengaruhi kekakuan *frame* dan kekuatan *frame* sepeda ketika terjadi *frontal case* masih sedikit. *Explicit dynamic* adalah salah satu metode untuk menganalisis atau memahami fenomena respon struktur material terhadap pembebanan yang berubah ubah terhadap waktu. Beberapa contoh penggunaan metode eksplisit elemen hingga adalah digunakan pada simulasi tabrakan, ledakan, dan *drop impact*. Pada fenomena tabrakan, metode *explicit dynamic* dapat digunakan untuk menganalisis besarnya penyerapan energi pada struktur rangka sepeda.

Cheng (2014) melakukan pengujian menggunakan *drop-mass impact* pada *frame* sepeda dengan analisis eksplisit dinamik elemen hingga untuk perbaikan desain rangka sepeda balap. Rangka sepeda balap yang dipakai menggunakan roda dengan radius 20 inci. Rangka sepeda tersusun dari *front fork*, *head tube*, *top tube*, *seat tube*, *down tube*, *seat tube* dan *chain stays* seperti yang terlihat pada Gambar 1a.

Penelitian dimulai dengan memilih empat parameter dari rangka sepeda sebagai faktor kontrol yang ditingkatkan. Empat parameter tersebut adalah *Head Tube Angle* (HTA), *Top Tube Angle* (TTA), *Top Tube Thickness* (TTT) dan *Down Tube Thickness* (DTT). Keempat faktor kontrol dapat Gambar 1b.

Pada penelitian ini dilakukan perhitungan besarnya defleksi yang terjadi pada bagian fork ketika dilakukan simulasi *dropmass impact*. Modifikasi sudut berkisar antara $69^{\circ} - 76^{\circ}$ untuk *head tube* dan $70^{\circ} - 86^{\circ}$ untuk *top tube*. Simulasi menggunakan *software* ABAQUS dengan memanfaatkan fitur *explicit dynamics*.



Gambar 1. Parameter dan penamaan komponen rangka sepeda, (a) nama komponen rangka sepeda (b) penamaan sudut pada rangka sepeda.

2. METODE PENELITIAN

Simulasi menggunakan ABAQUS digunakan untuk menganalisa besarnya defleksi pada *frame* sepeda ketika dilakukan uji *dropmass impact*. *Frame* sepeda yang dipakai adalah *frame* sepeda balap serat karbon hasil riset Junaidi (2016).

Pada penelitian ini modifikasi dilakukan pada dua bagian yaitu: *Head Tube Angle* (HTA) dan *Top Tube Angle* (TTA). Ketebalan *tube* pada *frame* dianggap *uniform* untuk semua desain yaitu 2 mm. Variasi HTA dan TTA diantaranya $69^{\circ} - 76^{\circ}$ (HTA) dan $70^{\circ} - 86^{\circ}$ (TTA). Posisi letak TTA dan HTA dapat dilihat pada Gambar 1b. sedangkan HTA dan TTA untuk sepeda balap sebelum dilakukan proses modifikasi dapat dilihat pada Tabel 1. Sedangkan modifikasi sudut HTA dan TTA yang akan digunakan dalam proses simulasi dapat dilihat pada Tabel 2.

Tabel 1. *Original Size Frame* Sepeda Balap Junaidi (2016)

Ukuran <i>Frame</i> Sepeda	HTA <i>Head Tube Angle</i> ($^{\circ}$)	TTA <i>Top Tube Angle</i> ($^{\circ}$)
Original <i>Frame</i> Sepeda Balap	71.5	74

Tabel 2. Modifikasi sudut HTA dan TTA yang disimulasikan

No	HTA (<i>Head Tube Angle</i> $^{\circ}$)	TTA (<i>Top Tube Angle</i> $^{\circ}$)	Kode
1	71.5	70	T1
2	71.5	73.2	T2
3	71.5	76.4	T3
4	71.5	79.6	T4
5	71.5	82.8	T5
6	71.5	86	T6

7	69	74	H1
8	70.4	74	H2
9	71.8	74	H3
10	73.2	74	H4
11	74.6	74	H5
12	76	74	H6

Pada penelitian ini material yang digunakan pada frame sepeda adalah komposit serat karbon tipe T300. Massa jenis komposit, Modulus Elastisitas dan *poisson ratio* adalah 1371 kg/m³, 129.79 GPa dan 0,3 (Junaidi, 2016). Propertis material untuk karbon komposit tipe T300 juga telah disampaikan pada penelitian sebelumnya oleh Zhang (2018) dapat dilihat pada Tabel 3.

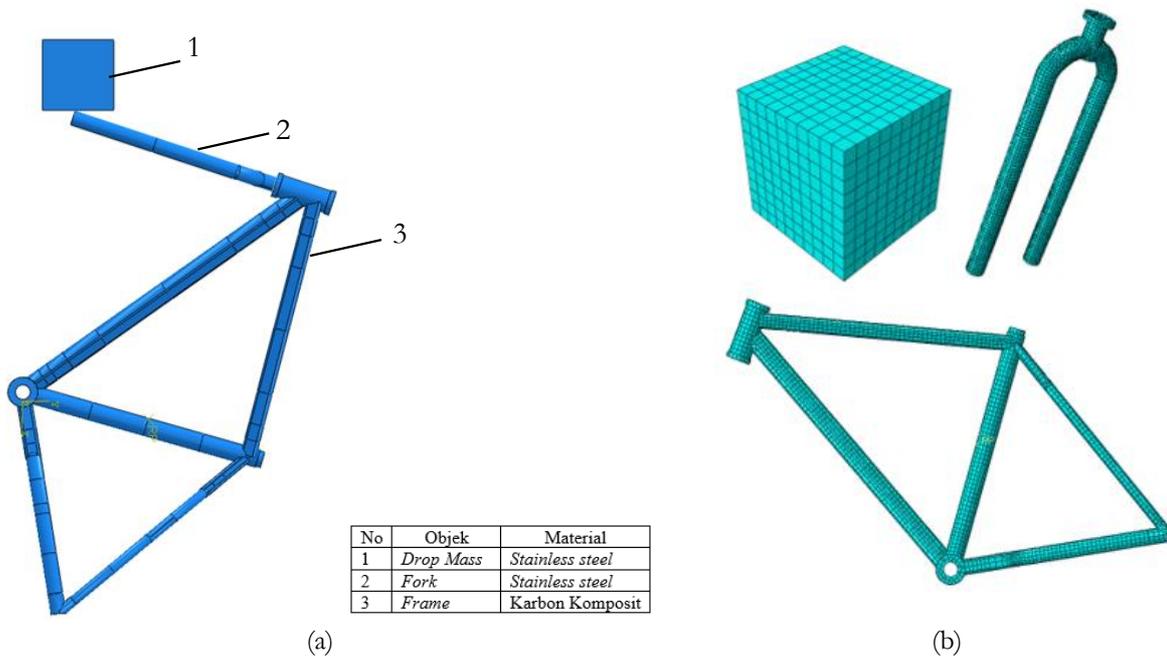
Tabel 3. Propertis material karbon komposit T300

Propertis	Nilai (MPa)
<i>Poisson Ratio</i>	0.3
<i>Longitudinal Tensile Strength</i>	1860
<i>Longitudinal Compresse Strength</i>	1470
<i>Transversal tensile strength</i>	76
<i>Transversal Compresse strength</i>	250
<i>Ultimate In plane Shear Strength</i>	70

Tahapan selanjutnya dalam proses simulasi ini adalah proses *assembly*, *meshing* dan memberikan beberapa boundary condition. Hasil *meshing* dan *assembly* dapat dilihat pada Gambar 2.

Mengacu pada Standar EN 1481, saat melakukan pengujian rangka, maka bagian properties *fork* dan *strike* harus menggunakan material stainless steel dimana properties stainless steel tersebut adalah 71 GPa untuk Modulus elastisitasnya, 0.3 untuk *poisson ratio* dan 7850 kg/m³ untuk masa jenisnya.

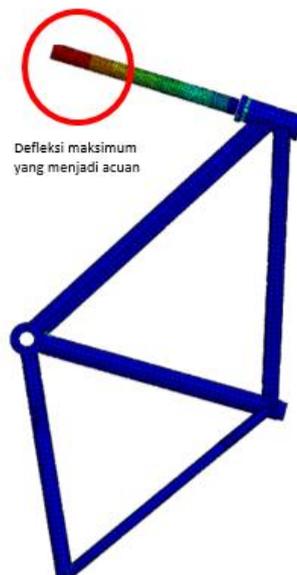
Strike merupakan beban impact yang akan dijatuhkan dan mengenai ujung fork seperti pada Gambar 2A. *Strike* memiliki berat 22.5 kg dan dijatuhkan secara bebas dari jarak 212 mm dari *fork* paling depan. Sehingga kecepatan yang dicapai oleh *strike* sebelum mengenai sepeda murni diakibatkan oleh percepatan gravitasi. Pada bagian *rear drop out* didefinisikan sebagai *fixed*.



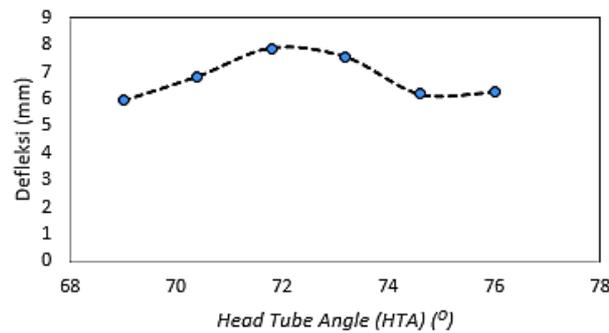
Gambar 2. Proses modelling pada ABAQUS, (a) *assembly* dan (b) *Meshing*.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

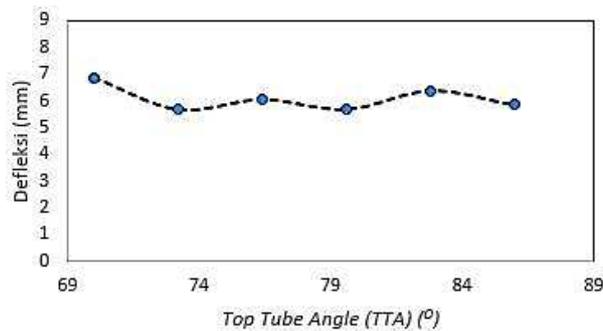
Hasil simulasi pada penelitian ini akan diambil pada daerah sesuai dengan standar EN1481. Bagian tersebut dapat dilihat pada Gambar 3. Apabila daerah tersebut mengalami defleksi diatas 15 mm maka dapat dinyatakan bahwa *frame* sepeda balap tidak layak untuk digunakan.



Gambar 3. Daerah acuan defleksi

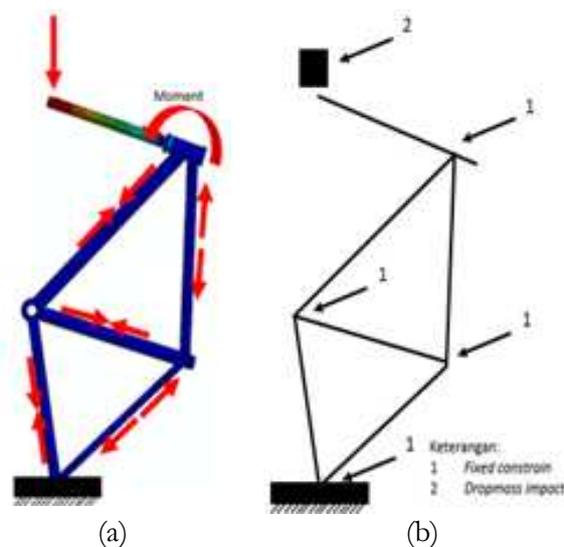


Gambar 4. Defleksi pada fork akibat modifikasi *Head Tube Angle*



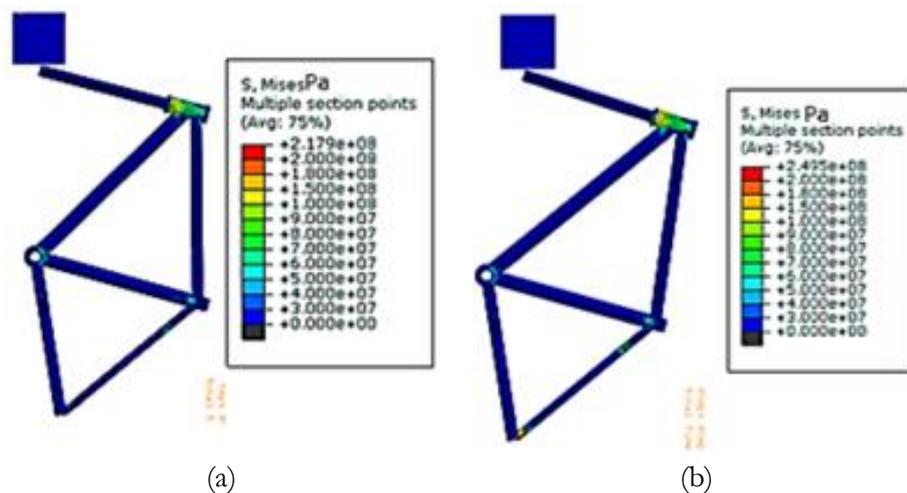
Gambar 5. Defleksi pada fork akibat modifikasi *top tube Angle*

Efek modifikasi sudut pada *head tube* dapat dilihat pada Gambar 4. Grafik tersebut menunjukkan bahwa modifikasi yang dilakukan pada *head tube angle* dengan perubahan sekitar 20° tidak menimbulkan perubahan signifikan pada kekuatan struktur rangka sepeda. Hal yang relatif sama juga terjadi ketika perubahan dilakukan pada *top tube angle*. Hasil perhitungan defleksi dapat dilihat pada Gambar 5. Pada Gambar tersebut terlihat bahwa perubahan sudut *top tube* tidak terlalu memberikan efek yang signifikan pada uji *dropmass impact* ini. Terlihat dari persebaran data, pada perubahan range sudut sebesar 20° tidak mengalami perubahan defleksi yang signifikan.



Gambar 6. Diagram: (a) persebaran gaya pada frame sepeda ketika pengujian *dropmass impact*; (b) diagram bebas

Gambar 6a menunjukkan alasan terkait perubahan defleksi yang lebih signifikan apabila dilakukan modifikasi pada head tube. *Head tube* merupakan *part* rangka sepeda awal yang akan menerima momen akibat impact pada ujung *fork*. Momen ini akan di teruskan ke *down tube (DT)* dan *top tube(TT)* berupa besaran gaya tekan dan tarik. Sehingga ada sudut tertentu pada *head tube* yang menyebabkan salah satu baik DT maupun TT tidak dapat menumpu beban secara maksimal. Dalam rentang modifikasi 20° ini terlihat bahwa sudut kritis terdapat pada HTA 72° . meski demikian, karena defleksi ini masih berada dibawah angka kritis maka *frame* sepeda ini dinyatakan aman. Selain melihat defleksi yang terjadi pada *fork*, dilakukan pula investigasi terhadap tegangan yang terjadi pada *frame* tersebut ketika dilakukan modifikasi *head tube angle* dan *top tube angle*. berdasarkan hasil penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Zhang, 2018 terlihat bahwa tegangan maksimum yang dapat ditahan oleh jenis komposit karbon T300 adalah sebesar 580 MPa. Sehingga apabila tegangan yang terjadi berada dibawah tegangan patah tersebut, dapat dikatakan *frame* tersebut aman. Gambar 7 menunjukkan besar tegangan yang terjadi pada *frame* sepeda. Tegangan terbesar terjadi pada modifikasi dengan kode H5 dan T4. Gambar 7 juga menunjukkan bahwa tegangan maksimum yang terjadi pada *head tube* sebesar ± 150 MPa, tegangan ini masih berada dibawah tegangan ijin, sehingga dapat dikatakan perubahan HTA dan TTA ini pada range 20° tidak mempengaruhi keamanan rangka sepeda.



Gambar 7. Persebaran tegangan pada (a) H5 dan (b) T4.

4. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil simulasi diatas dapat diketahui bahwa

1. Perubahan sudut pada *head tube* tidak mempengaruhi besarnya defleksi pada *fork* secara signifikan.
2. Dengan range sudut baik pada *top tube* maupun *head tube* sebesar 20° , tidak mempengaruhi keamanan pada rangka sepeda.

5. DAFTAR PUSTAKA

Cheng, Q., Altenhof, W., 2013, Load/Displacement and Energy Absorption Performances of AA6061-T6 Tubes Under A Cutting Deformation Mode, London, Taylor & Francis

- Covill, D., 2014, Parametric finite element analysis of bicycle Frame geometries, *Procedia Engineering*. Elsevier B.V., 72, 441–446.
- Engineering Report, 2001, The design, materials, manufacturing, performance and economic analysis of the ULSAB-AVC (Ultra-Light Steel Auto-Body - Advanced Vehicles Concepts). Porshe Engineering Service, Inc., 1348.
- European Standard, 2016, EN 14781 Road Bike, Safety requirement and test methods, Europe
- Junaidi, Taufik, 2016, Proses Manufaktur Sepeda Balap dari Bahan Serat Karbon dengan Metode Waped on Foam, Skripsi, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta.
- Lessard, L., Nemes, J., Lizotte, P. 1995. Utilization of FEA in the design of composite bicycle, *Composites*, 26, 72-74.
- Liu, T., J., C., Wu, H., C., 2010, Fiber direction and stacking sequence design for bicycle frame made of carbon/epoxy composite laminate, *Materials and Design*, Elsevier Ltd, 31(4), 1971–1980.
- Maestrelli, L., Falsini, A., 2008, Bicycle frame optimization by means of an advanced gradient method algorithm, 2nd European HTC Strasbourg.
- Peterson, L., Londry, K., 1986, Finite-Element Structural Analysis: A New Tool for Bicycle Frame Design: The Strain Energy Design Method. *Bike Tech: Bicycling Magazine's Newsletter for the Technical Enthusiast*.
- Reynolds Technology Ltd., 2011, Steel tube materials and processes. Provided by Reynolds Technology through correspondence.
- Zhang, M., 2018, Compressive strength determined for ultrahigh modulus fiber reinforced composites by [90/0] ns laminates, *Composite Structures*, Elsevier, 191, 24–35.

Fabrikasi *Mirror-like Surface* Bahan *Commercially-pure* Titanium (CP-Ti) Menggunakan Metode *Electropolishing* Untuk Aplikasi Biomedis

M.A. Setyawan^{1*}, G.S. Prihandana², M. Mahardika¹

¹Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada
Jalan Grafika No. 2 Yogyakarta 55281 Telp. +62-274-521673

²Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Airlangga, Kampus C Mulyorejo, Surabaya – 60115
e-mail: *1 mandresetyawan@gmail.com

Abstrak

Microfilter adalah sebuah perangkat *micro-dialysis* yang telah terbukti efisien dalam membuang limbah metabolik seperti urea, asam urat, dan kreatinin dari darah. Perangkat *microfilter* dibuat dengan merakit metal *structural layer* dan membran *nanoporous polyethersulfone*. Dalam penelitian ini, metal *structural layer* yang desainnya telah dimodifikasi dengan mengadopsi bentuk *maze-shaped* difabrikasi menggunakan wire-EDM. Kemudian metode *electropolishing* diimplementasikan pada metal *structural layer* bahan *commercially-pure* titanium (CP-Ti) untuk menghasilkan kualitas permukaan yang mengkilap atau *mirror-like surface*. *Mirror-like surface* dibutuhkan untuk mencegah *biofouling*, yaitu mengendapnya komponen darah pada bagian dinding atau *side-wall* pada metal *structural layer*. *Mirror-like surface* berhasil diperoleh pada parameter tegangan 20 V, gap 10 mm, penambahan 20 vol.% ethanol pada larutan elektrolit dan waktu proses 5 menit. *Surface roughness* minimum yang terukur menggunakan *stylus profilometer* adalah $Ra = 0,227 \mu\text{m}$.

Kata kunci: *Electropolishing, Titanium, Microfilter, Mirror-like surface, Ethylene Glycol.*

Abstract

Microfilter is a micro-dialysis device that has been proven to be efficient in removing metabolic wastes such as urea, uric acid, and creatinine from the blood. Microfilter devices are made by assembling metal structural layers and nanoporous polyethersulfone membranes. In this study, a metal structural layer has been modified by adopting a maze-shaped shape fabricated using wire-EDM. Then the electropolishing method is implemented in the structural metal layer of commercially pure titanium (CP-Ti) to produce a mirror-like surface. Mirror-like surface is needed to prevent biofouling, which is to settle the blood component on the wall or side walls in the metal structural layer. Mirror-like surface was successfully obtained on 20 V voltage parameters, 10 mm gap, adding 20 vol.% Ethanol to electrolyte solutions and a 5 minute process time. The minimum surface roughness measured using a stylus profilometer is $Ra = 0.227 \mu\text{m}$.

Keywords: *Electropolishing, Titanium, Microfilter, Mirror-like surface, Ethylene Glycol.*

1. PENDAHULUAN

Dialisis merupakan suatu terapi yang dikembangkan untuk menolong pasien dengan penyakit ginjal stadium akhir, namun pasien harus menjalani terapi dialisis tersebut dirumah sakit selama kurang lebih 4 jam, tiga kali per minggu (To et al., 2015). Untuk mengurangi

frekuensi terapi dialisis di rumah sakit, dikembangkanlah *Wearable Artificial Kidney* (WAK), sebuah alat dialisis yang dapat dioperasikan saat dikenakan oleh pasien. WAK tersebut lebih fleksibel dan *portable* dibandingkan dengan mesin terapi dialisis konvensional. Selain itu, terapi menggunakan WAK dapat dilakukan kapanpun dan dimanapun pasien berada, sehingga tidak mengganggu aktifitas sehari-hari. Dengan demikian, WAK dapat meningkatkan kualitas hidup pasien gagal ginjal (Gu dan Miki, 2009).

WAK terdiri dari dua komponen utama: *dialyzer* adalah salah satu komponen pada sistem dialisis yang menentukan performa dan efektifitas dari proses filtrasi darah dan *dialysate filter* yang berfungsi memisahkan cairan *dialysate* dengan zat sisa metabolisme agar cairan *dialysate* dapat digunakan kembali dalam proses filtrasi darah (Gu dan Miki, 2009).

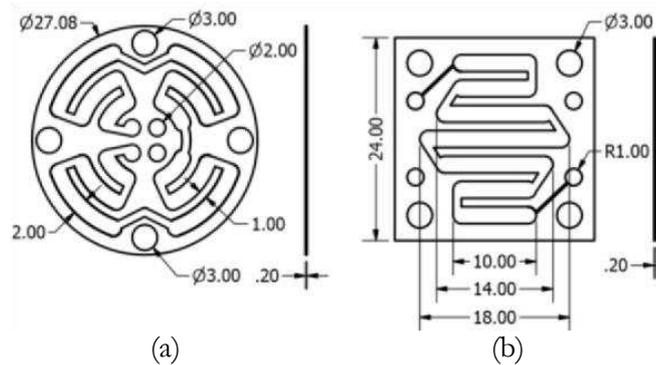
Salah satu focus pengembangan WAK dewasa ini adalah pada bagian *microfilter* yang digunakan sebagai *dialyzer*. *Microfilter* tersebut terdiri dari dua bagian utama. Bagian pertama adalah struktur *layer* yang terbuat dari bahan metal, berfungsi sebagai ruang mikro (*micro chamber*) yang digunakan sebagai tempat aliran darah dan atau aliran cairan pemisah zat sisa (*dialysate*). Bagian kedua adalah membran yang terbuat dari *polyethersulfone* (PES), berfungsi sebagai pemisah zat sisa dan nutrisi dalam darah (Gu dan Miki, 2009).

Ota et al (2017), melakukan penelitian *invitro* untuk mengevaluasi performa *microfilter*. Namun, hasil penelitian ini menunjukkan terjadinya penurunan performa *dialysis* yang disebabkan oleh menempelnya partikel darah dan zat sisa metabolisme pada dinding (*sidewall*) struktur *layer* karena tingkat kekasaran permukaan (*surface roughness*) yang tidak sesuai.

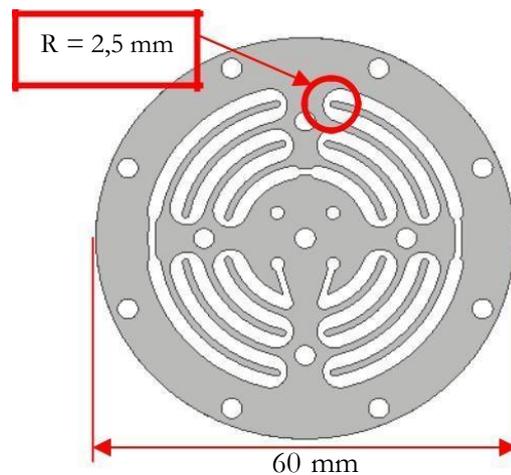
Sifat permukaan (*surface properties*) dari material *implant* berperan sangat penting terhadap biokompatibilitas, fungsi dan keselamatan dalam penggunaannya. Oleh karena itu, *surface treatment* telah diaplikasikan pada material *implant* untuk memperbaiki tekstur permukaan maupun sifat kimiawi sehingga tidak membahayakan lingkungan biologis disekitar *implant*. Di antara berbagai jenis *surface treatment*, *electropolishing* (EP) merupakan metode yang dapat digunakan untuk meningkatkan ketahanan korosi dan biokompatibilitas material *implant*. *Electropolishing* ini juga dapat diaplikasikan pada benda dengan bentuk yang kompleks (Sajjad dkk, 2014).

Penelitian ini difokuskan pada bagian lapisan material yang terbuat dari bahan titanium. Titanium menjadi bahan biomaterial yang populer dibidang aplikasi medis. Titanium dan paduannya cocok untuk digunakan sebagai material *implant* karena sifat tahan karatnya yang baik dan rasio *strength-to-weight* yang tinggi dibandingkan dengan *stainless steel* dan paduan Co-Cr (Mahyudin dan Hermawan, 2016). Karena digunakan pada proses *dialysis*, struktur lapisan titanium ini harus memiliki tingkat kekasaran permukaan yang sesuai agar tidak menghambat aliran darah.

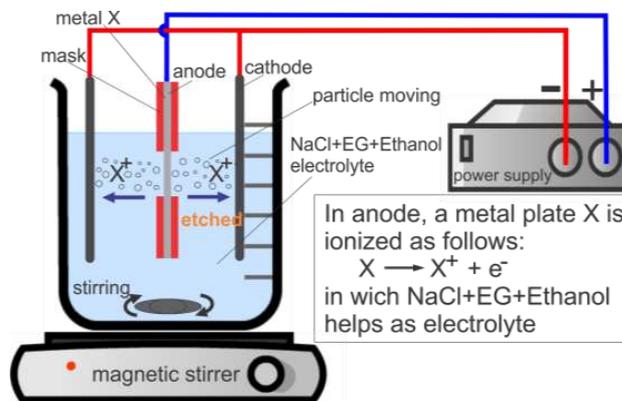
Pada penelitian ini, dilakukan proses *electropolishing* untuk memperhalus permukaan bagian sisi samping dialiser berbahan titanium. Permukaan sisi samping yang halus diharapkan dapat mengurangi terjadinya pengendapan komponen darah pada permukaan *side-wall* struktur *layer* yang disebut *biofouling*.



Gambar 1.a. Desain *Structural Layer* (Setyawan dkk, 2016) b. Desain *Structural Layer* (Gu dan Miki, 2009)



Gambar 2. *Structural layer* titanium



Gambar 3. *Experimental set-up* proses *electropolishing* plat titanium

2. METODE PENELITIAN

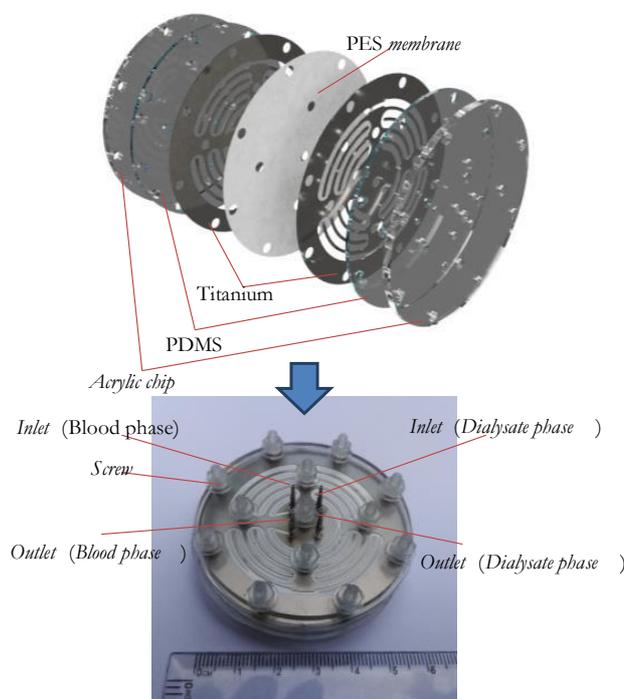
2.1. Desain Dialiser

Plat titanium (CP-Ti) dengan ketebalan 200 μm (Nilaco Co., Japan) digunakan sebagai *structural layer* dalam *microfilter*, penulis telah berhasil membuat *structural layer* dengan *adsorption area* yang lebih luas. Pada penelitian yang dilakukan oleh Gu dan Miki (2009), *structural layer* memiliki total *adsorption area* sebesar 144 mm^2 . Gambar 1b menunjukkan desain *structural layer*

yang dibuat oleh Gu dan Miki (2009). Penulis menggunakan luas area *structural layer* yang sama dan memodifikasi bentuk dari *adsorption area*, yang mengadopsi bentuk *maze*. Harapannya, dengan luas *adsorption area* yang lebih luas, maka dapat meningkatkan performa sistem dialisis pada *microfilter* dengan menyaring lebih banyak zat sisa metabolisme. Total luas *adsorption area* pada *structural layer* yang penulis desain adalah 192 mm² (Gambar 1a). 30% lebih luas dibandingkan dengan desain sebelumnya (Gambar 1b).

Pada penelitian ini, penulis mengembangkan desain *structural layer* hasil dari penelitian pada tahun 2016. Diameter *structural layer* 50 - 60 mm dipilih dengan tujuan untuk memperluas area difusi pada setiap lapisnya. Dimensi diameter dibatasi tidak terlalu besar karena ukuran *microfilter* berpengaruh terhadap fleksibilitasnya sebagai ginjal buatan yang *portable*. Selain itu, konsep WAK ke depannya diharapkan dapat menjadi acuan dalam pengembangan *Implantable Artificial Kidney* (IAK), sehingga ukuran *microfilter* tidak melebihi ukuran ginjal manusia (Gu dan Miki, 2009). Hal tersebut juga yang menjadi alasan dipilihnya bentuk lingkaran, sehingga pada pengembangannya untuk IAK nantinya akan lebih aman bagi organ-organ lain di dalam tubuh ketika diimplan, dibanding dengan bentuk persegi yang memiliki sisi yang menyudut sehingga rentan bagi organ di sekitarnya.

Rancangan *structural layer* titanium pada penelitian ini ditunjukkan oleh Gambar 2. Pada rancangan tersebut, didapat total area penyerapan sebesar 792,928 mm². Selain itu, perbaikan juga dilakukan pada *curved area* (lingkaran merah). Desain kurva pada Gambar 1a masih menggunakan *curvature radius* 1 mm, kemudian diubah menjadi 2,5 mm (Gambar 2). Perubahan radius pada *curved area* ini didasari dari penelitian Ota et al (2016) bahwa *curved area* 2,5 mm lebih meminimalkan terjadinya *biofouling* dibandingkan dengan 1 mm.



Gambar 4. Skema perakitan unit *microfilter*

Tabel 1. Parameter *electropolishing*.

Parameter	Value
Voltage	10, 20, 30 V
Anode	Commercially-pure Titanium (Nilaco Co., Japan)
Electrolyte solution	Ethanol (0, 10, 20 vol. %) 1.0 M NaCl 99.0 % ethylene glycol
Time	5 minutes
Working gap	10 mm
Cathode	Stainless Steel 316L

2.2. Fabrikasi Structural Layer

Material titanium *sheet* dipotong sesuai dengan pola desain menggunakan *wire*-EDM. Kondisi permukaan hasil dari proses EDM biasanya kurang baik dan memerlukan proses *polishing* untuk mendapatkan *surface finish* yang mengkilap (Wong et al, 1998). Metode *electropolishing* dipilih karena cocok untuk *structural layer* yang tipis dan memiliki bentuk geometri yang kompleks.

Metode *electropolishing* digunakan untuk memproses berbagai jenis material yang bersifat konduktor listrik. Proses tersebut menggunakan prinsip Faraday, yaitu jika ada dua logam elektroda direndam dalam larutan elektrolit dan dihubungkan dengan sumber arus DC, maka partikel logam akan terlepas dari *anode* dan kemudian akan tertarik ke *cathode* (Gambar 3).

Pengujian *electropolishing* dilakukan dengan melakukan berbagai percobaan dengan berlandaskan pada beberapa jurnal penelitian untuk mendapatkan parameter (*gap*, waktu pemesinan, konsentrasi elektrolit dan voltase pada *power supply*) yang menghasilkan *mirror-like surface* pada bagian *side-wall structural layer* titanium. Nominal *surface roughness* untuk permukaan mengkilap atau *glossy* berada diantara 0,15 hingga 2 μm R_{max} (Wong dkk, 1998). Sedangkan menurut penelitian Ota dkk (2016), *biofouling* menurun secara drastis pada permukaan dengan nilai R_a kurang dari 1 μm .

Prosedur percobaan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut: benda kerja berupa plat titanium dengan tebal 0,2 mm dipotong dengan ukuran 50 \times 10 mm benda kerja dibersihkan menggunakan methanol selama 5 menit menggunakan *ultrasonic bath* untuk menghilangkan *impurity*.

Dari hasil *try and error* didapatkan parameter yang akan digunakan untuk meng*electropolishing* struktur *layer* seperti yang dapat dilihat pada Tabel 1.

2.3. Perakitan *microfilter*

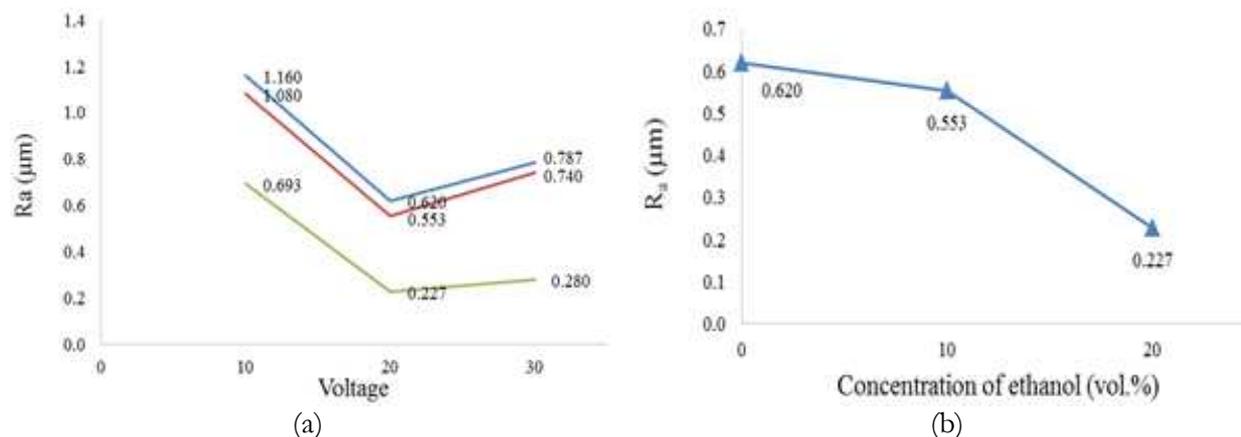
Structural layer titanium yang telah berhasil di-*electropolishing* dirakit dengan komponen lain yaitu membran PES, *Polydimethylsiloxane* (PDMS) dan akrilik. Satu unit *microfilter* terdiri dari 1 buah membran PES dan dua buah lapisan struktur. Untuk menghindari kebocoran, unit *microfilter* dimampatkan dan dikencangkan menggunakan 13 buah sekrup. Skema perakitan *microfilter* ditunjukkan oleh Gambar 4.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Tabel 2. Nilai Ra spesimen Ti setelah proses *electropolishing*.

No.	E (vol. %)	Voltage (V)	Gap (mm)	Time (minutes)	R _a 1 (μm)	R _a 2 (μm)	R _a 3 (μm)	R _a mean (μm)
1	0	10	10	5	1,14	1,12	1,22	1,160
2	0	20	10	5	0,58	0,60	0,68	0,620
3	0	30	10	5	0,80	0,88	0,68	0,787
4	10	10	10	5	0,94	0,90	1,40	1,080
5	10	20	10	5	0,62	0,60	0,44	0,553
6	10	30	10	5	0,70	0,74	0,78	0,740
7	20	10	10	5	0,62	0,78	0,68	0,693
8	20	20	10	5	0,20	0,22	0,26	0,227
9	20	30	10	5	0,30	0,26	0,28	0,280

Tabel 2 menunjukkan data hasil pengukuran Nilai R_a spesimen Ti setelah proses *electropolishing* menggunakan *stylus* profilometer.



Gambar 5. Nilai Ra spesimen Ti menggunakan stylus: (a) sebagai fungsi penambahan konsentrasi ethanol terhadap tegangan, dan (b) sebagai fungsi penambahan konsentrasi ethanol terhadap tegangan konstan 20 V.

Gambar 5a menunjukkan nilai Ra dari spesimen titanium setelah proses *electropolishing* sebagai fungsi penambahan konsentrasi ethanol pada larutan elektrolit terhadap tegangan. Dapat dilihat pada grafik bahwa penambahan ethanol pada larutan elektrolit ethylene glycol-NaCl dapat menurunkan nilai kekasaran permukaan *sidewall*. Nilai kekasaran terendah diperoleh dengan menambahkan 20 vol. % ethanol. Seperti yang terlihat pada Gambar 5b ketika tegangan dipertahankan pada 20 V dan konsentrasi ethanol bertambah, nilai *surface roughness* turun hingga R_a = 0,227 μm.

Namun pada Gambar 5a saat tegangannya dinaikkan menjadi 30 V, nilai *surface roughness* sedikit meningkat. Maka tegangan 20 V adalah yang paling optimal untuk mendapatkan nilai kekasaran yang paling rendah.



Gambar 6. Image permukaan spesimen Ti hasil electropolishing saat tegangan konstan 20 V

Hasil ini didukung dengan Gambar 6 yang menunjukkan *image* permukaan spesimen titanium hasil *electropolishing* saat tegangan disetting konstan pada 20 V. Penambahan ethanol sebanyak 20 vol. % menghasilkan kualitas permukaan yang paling mengkilap atau disebut juga *mirror-like surface*.

Donghyun et al, (2015) melakukan penelitian tentang efek penambahan ethanol dalam larutan elektrolit ethylene glycol-NaCl pada *electropolishing* titanium (GR.2 ASTM B 265). Pada penelitian tersebut dihasilkan bahwa penambahan ethanol lebih dari 20 vol. % menyebabkan pertukaran elektron antara Ti^{4+} dan Cl^- menjadi *non-uniform*. Penambahan 20 vol. % ethanol pada larutan elektrolit ethylene glycol-NaCl adalah konsentrasi ethanol yang paling optimal untuk *electropolishing* titanium karena dapat mempertahankan ketebalan lapisan $TiCl_4$ yang cukup pada *working electrode*.

4. KESIMPULAN

Pada penelitian ini telah dilakukan proses *surface finish electropolishing* pada plat *commercially-pure titanium* (CP-Ti) di dalam larutan elektrolit ethylene glycol-NaCl ditambahkan dengan ethanol pada temperatur ruang dan beberapa variasi tegangan. Permukaan *side-wall* plat titanium dengan tebal 200 μm telah berhasil diperbaiki kualitasnya menjadi *mirror-like finish* dengan menambahkan 20 vol. % ethanol kedalam larutan elektrolit ethylene glycol-NaCl. Nilai R_a 0,227 μm berhasil diperoleh dengan mengkombinasikan konsentrasi E20 dengan tegangan 20 V. Permukaan halus pada *side-wall* titanium hasil *electropolishing* memungkinkan untuk aplikasinya yaitu kontak dengan darah dalam *micro-fluidic channel*.

5. DAFTAR PUSTAKA

- Ahmad, S., (2009), *Manual of Clinical Dialysis*, Springer International Publishing, DOI: 10.1007/978-0-387-09651-3, eBook ISBN 978-0-387-09651-3.
- Azar, A.T., (2013). *Modeling and Control of Dialysis Systems*. Springer. ISBN 978-3-642-27457-2.
- Baroroh, D. K., (2014), *Optimasi Electropolishing pada Pembuatan Multi-layered Microfilter dengan Pendekatan Full Factorial Design*, Skripsi, Jurusan Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta.
- Besterfield, D. H.,(2013), *Quality Improvement-9th edition*, Pearson Education, Inc., publishing as Prentice Hall, ISBN-13: 978-0-13-262441-1.
- Cheng, C. Li, S. Zhao, W. Wei, Q. Nie, S. Sun, S. Zhao, C. The hydrodynamic permeability and surface property of Polyethersulfone ultrafiltration membranes with mussel-inspired polydopamine coatings. *J. Membr. Sci.* 2012, 417–418, 228.
- Donghyun, K., Kyungsik S., Dahye S., Yonghwan K., Wonsub C., (2015), Effect of added ethanol in ethylene glycol–NaCl electrolyte on titanium electropolishing, *Corrosion science* 98 (2015) p 494-499, <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2015.05.057>
- El-Hofy, H. A. (2005). *Advanced Machining Processes: Nontraditional and Hybrid Machining Processes*, 1st ed. New York: McGraw-Hill. DOI: 10.1036/0071466940
- Gu, Y. and Miki, N. (2007). A microfilter utilizing a polyethersulfone porous membrane with nanopores. *J. Micromech. Microeng.*, 17, 2308–2315.
- Gu, Y. and Miki, N. (2009). Multilayered microfilter using a nanoporous PES membrane and applicable as the dialyzer of a wearable artificial kidney. *J. Micromech. Microeng.* 19, 065031. doi:10.1088/0960-1317/19/6/065031
- Gu, Y. and Miki, N., (2007), Microfilter Fabricated with PDMS and PES Membrane Applicable for Implantable Artificial Kidney, *Proceedings of the 2nd IEEE International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems, IEEE NEMS 2007*, 4160441, pp 63 - 67.
- Gura, V., Rivara, M.B., Bieber, S, dkk, A wearable artificial kidney for patients with end-stage renal disease. *JCI Insight.* 2016;1(8):e86397. doi:10.1172/jci.insight.86397.
- Ito, H., Prihandana, G. S., Sanada, I., Hayashi, M., Kanno, Y., & Miki, N. (2013). No-dialysate micro hemodialysis system. In *17th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, MicroTAS 2013*. (Vol. 2, 1326-1328). Chemical and Biological Microsystems Society.
- Lase, W.N. (2011). *Analisis Faktor-Faktor yang Mempengaruhi Kualitas Hidup Pasien Gagal Ginjal Kronis yang Menjalani Hemodialisa di RSUP. H. Adam Malik Medan*. Skripsi. Fakultas Keperawatan Universitas Sumatera Utara. Medan.
- Mahyudin, F. dan Hermawan H., (2016), *Biomaterials and Medical Devices: A Perspective from an Emerging Country*, Springer International Publishing, ISBN 978-3-319-14845-8.
- Montgomery, D. C., (2009), *Design and Analysis of Experiments*, 5th ed., John Wiley & Sons Inc., New York.
- National Kidney Foundation, (2002), *KDOQI Clinical Practice Guidelines for Chronic Kidney Disease: Evaluation, Classification, and Stratification*, *Am J Kidney*, 39: suppl 1.
- Nugroho, Y.B. (2013). pembuatan cnc electro chemical machining serta pengujian pemesinan pada pembuatan multi-layered microfilter dengan benda kerja stainless steel 204

- terisolasi. Skripsi. Program Studi Teknik Mesin, Jurusan Teknik Mesin dan Industri Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada. Yogyakarta.
- Ota, T., To, N., Kanno, Y., Miki, N. Evaluation of Biofouling for Implantable Micro Dialysis System. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2016, doi: 10.1109/EMBC.2016.7591103.
- Prihandana, G.S., Ito, H., Sanada, I., Nishinaka, Y., Kanno, Y., Miki, N. Permeability and blood compatibility of nanoporous parylene film-coated polyethersulfone membrane under long-term blood diffusion. J Appl Polym Sci 2014;131:40024. doi:10.1002/app.40024
- Prihandana, G.S., Ito, H., Tanimura, K., Yagi, H., Hori, Y., Soykan, O., dkk. (2014b). Solute diffusion through fibrotic tissue formed around protective cage system for implantable devices. J. Biomed. Mater. Res. B doi:10.1002/jbm.b. 33298
- Prihandana, G.S., Mahardika, M., Nishinaka, Y., Ito, H., Kanno, Y., Miki, N., (2013). Electropolishing of Microchannels and its Application to Dialysis System, Journal of Biomanufacturing, p. 165. doi:10.1016/j.procir.2013.01.
- Prihandana, G.S., Sanada, I., Ito, H., Noborisaka, M., Kanno, Y., Suzuki, T., Miki, N., (2013). Antithrombogenicity of Fluorinated Diamond-Like Carbon Films Coated Nano Porous Polyethersulfone (PES) Membrane. Materials 2013, 6, 4309-4323; doi: 10.3390/ma6104309
- Rosa, J. L., Robin, A., Silva, M. B., Baldan, Carlos A., Peres, Mauro P., (2009), Electrodeposition of copper on titanium wires: Taguchi experimental design approach, Journal of Materials Processing Technology, v. 209, p. 1181-1188.
- Sajjad, H. Ling L., Dominique S., Elaine C. D., Sasha O. (2014). Electrochemical polishing as a 316L stainless steel surface treatment method: Towards the improvement of biocompatibility, Corrosion Science 87 (2014) 89–100, <http://dx.doi.org/10.1016/j.corsci.2014.06.010>
- Salim, S., (2016), Analisis Proses Polishing Pada Machining Center, Skripsi, Jurusan Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta.
- Sawhney, G. S., (2007), Fundamentals of Biomedical Engineering, New Age International (P) Ltd., Publishers ,ISBN (13) : 978-81-224-2549-9
- Setyawan, M.A., Sriani, T., and Prihandana, G.S., (2016), Design and Fabrication of Multi-Layered Microfilter by Electropolishing Technique, Applied Mechanics and Materials, Vol. 842, pp. 402 - 406.
- Setyawan, M.A, (2016), Design and Fabrication of Maze-Shaped Multi-Layered Microfilter Using SS 316L by Electropolishing Technique, Skripsi, Universitas Muhammadiyah Yogyakarta, Yogyakarta.
- Silma, A. A., (2017), Perancangan dan Manufaktur Microfilter pada Wearable Artificial Kidney, Skripsi, Jurusan Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta.
- To, N., Sanada, I., Ito, H., Prihandana, G. S., Morita, S., Kanno, Y., & Miki, N. (2015). Water-Permeable Dialysis Membranes for Multi-Layered Microdialysis System. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 3(June), 1–7. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00070>
- Voort, G.F.V., (2004), Chemical and Electrolytic Polishing, ASM Handbook, Vol. 9: Metallography and Microstructures, p 281-293, ISBN 978-0-87170-706-2.
- Wenten, I.G., Khoiruddin, Aryanti, P.T.P., akim, A.N. (2010). Pengantar Teknologi Membran, Diktat, Departemen Teknik Kimia Institut Teknologi Bandung, Bandung.

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* (Tontowi, dkk, 2014) dan aspek yang dapat diamati pada ring adalah jenis material, bentuk, proses fabrikasi, dan geometri (Stoekel, 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.



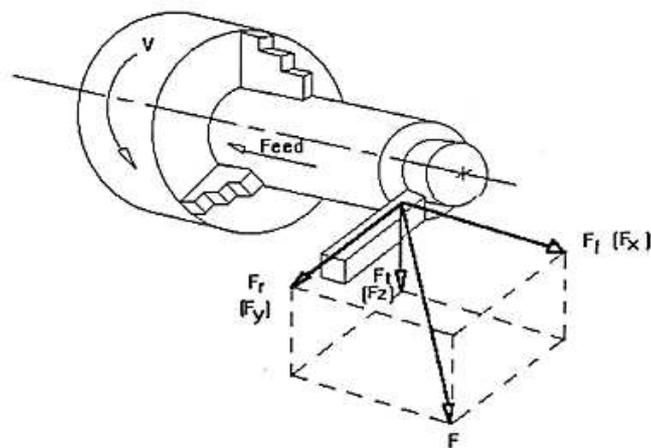
Gambar 4. Patah pada *minitube* disebabkan oleh proses *boring* dan *face turning* tidak dilakukan secara berurutan

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.

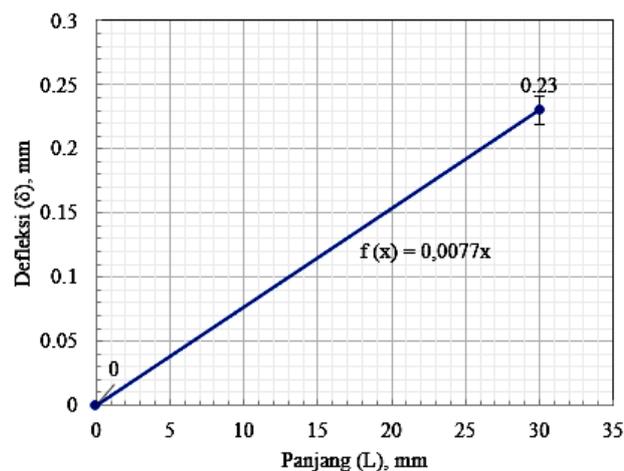


Gambar 5. Ketidakhomogenan ukuran diameter *minitube*, bagian A memiliki diameter yang lebih besar di bandingkan bagian B



Gambar 6. Arah gaya pada mesin bubut.

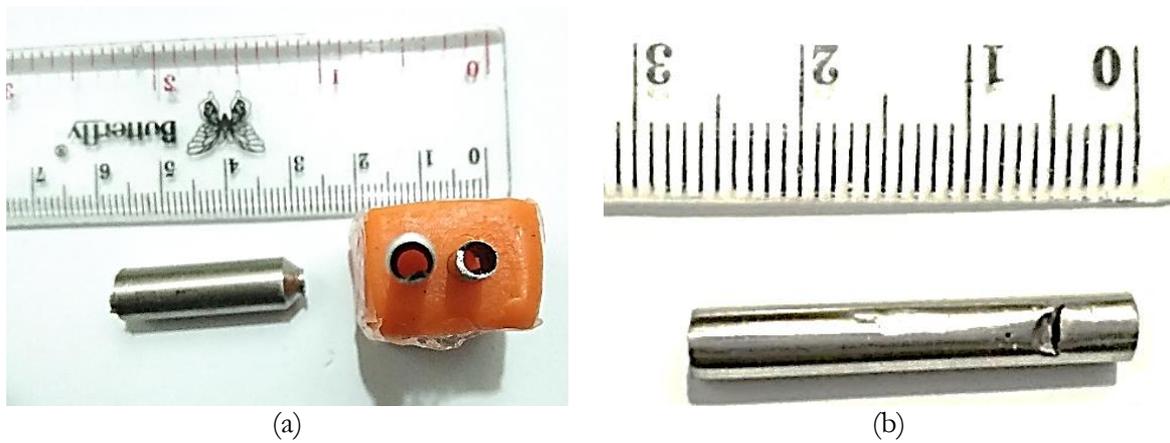
Defleksi (δ) pada ujung *minitube* dihitung dengan menggunakan *dial indicator*. Hasil pengukuran defleksi ditunjukkan pada gambar 7. Kedalaman pemakanan sebesar 0,5 mm dengan *feeding rate* sebesar 0,008 – 0,1 mm / putaran menghasilkan defleksi (δ) sebesar 0,23 mm pada ujung *minitube* dengan panjang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

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

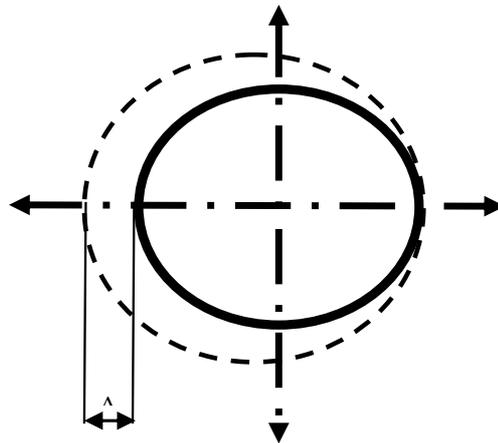
Kegagalan yang disebabkan oleh penggunaan mesin yang tidak konsisten dapat dilihat pada gambar 8 (B). Penggunaan mesin yang tidak konsisten mengakibatkan ketidakhomogenan ukuran ketebalan *minitube* yang dapat mengakibatkan retak dan berlubang pada bagian yang tipis seperti yang ditunjukkan pada gambar 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

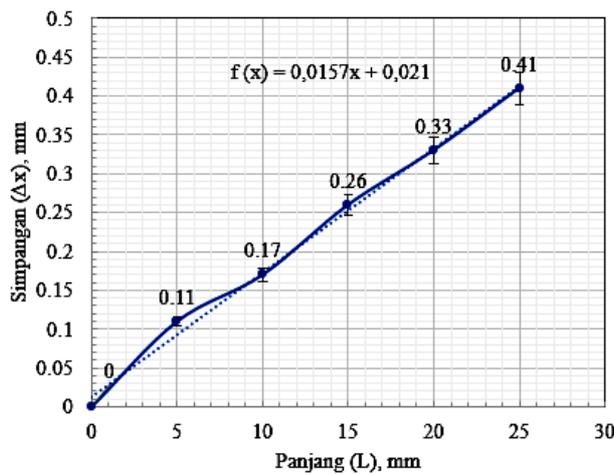
tetap (*chuck*) mesin bubut. Besarnya simpangan untuk masing masing titik pengukuran ditampilkan pada gambar 10.



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



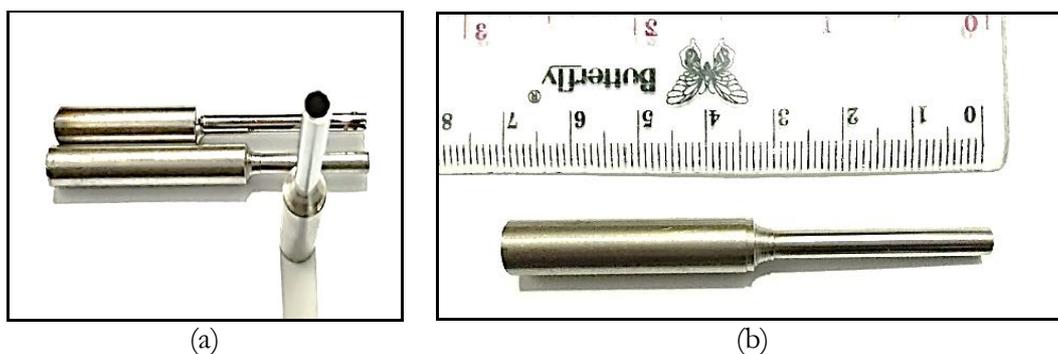
Gambar 10. Besarnya simpangan (Δx) pada masing masing titik pengukuran.

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.

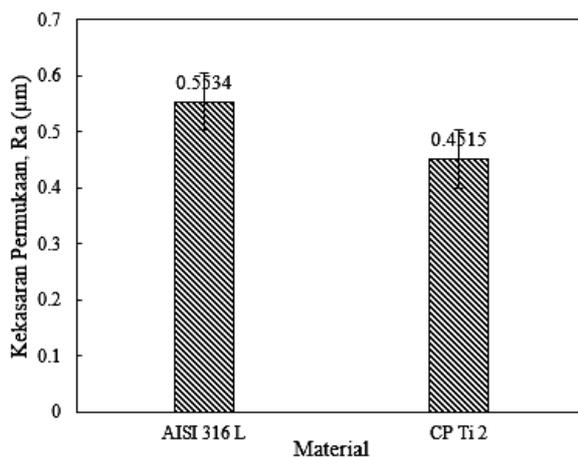
Hasil proses *boring* dan *face turning* yang dilakukan secara berurutan berhasil membuat produk *minitube*. Produk *minitube* AISI 316 L dan CP Ti grade 2 ditampilkan pada gambar 11.

Produk *minitube* pada gambar 11 memiliki kualitas permukaan yang baik, permukaan yang mengkilat dan nilai kekasaran permukaan yang kecil (Ra) yaitu 0,55 μm untuk material AISI 316 L dan 0,45 μm untuk material CP-Ti-2. Harga kekasaran permukaan (Ra) *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.



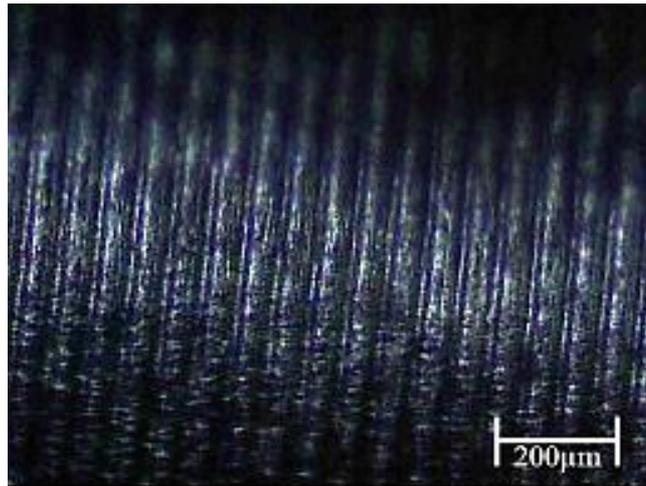
Gambar 11. Foto produk *minitube* ; (A) *minitube* AISI 316 L dan CP-Ti Grade 2. (B) Skala ukuran *minitube*.



Gambar 12. Kekasaran permukaan (Ra) *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.

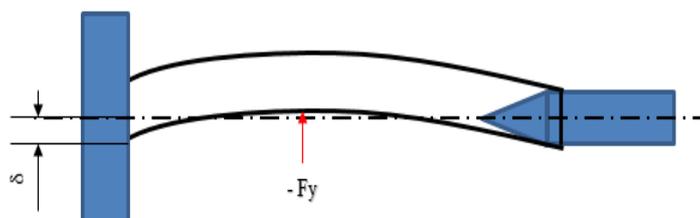
Gambar 8 A menunjukkan ketidakhomogenan ukuran ketebalan *minitube*. Ketidakhomogenan ukuran ketebalan *minitube* disebabkan oleh proses *boring* dan *face turning* dilakukan pada mesin yang berbeda, terjadi pemindahan posisi material pada mesin yang mengakibatkan kesentrisan sumbu poros pada mesin dan 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 struktur mikro 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., Leeftang, 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 Stents. 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 Biomaterialia*, 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 Ferrous 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.

Studi Pelelehan PCM di Dalam Tabung Penyimpanan Kalor Pada *Solar Water Heater* Sistem Aktif

G. Marausna^{1,*}, J. Waluyo¹

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

Abstrak

Phase change materials (PCM) mendapat banyak perhatian dalam penggunaannya sebagai penyimpan energi termal karena densitas energi per unit massa/volume yang tinggi. Pemanfaatan PCM sebagai penyimpan energi termal dapat diterapkan pada tangki penyimpanan air, *solar collector* dan *pipework* terisolasi. Di dalam studi ini parameter pelelehan paraffin wax RT52 yang merupakan salah satu jenis PCM diprediksi menggunakan sebuah model simulasi solar water heater sistem aktif yang berisi susunan kapsul PCM berbentuk silinder banyak. Pemodelan simulasi pelelehan PCM menggunakan metode *enthalpy-porosity*. Laju aliran heat transfer fluid (HTF) divariasikan dan fluks kalor dijaga konstan 1000 W/m². Hasil simulasi menunjukkan bahwa laju aliran HTF 4 lpm, 3 lpm, dan 2 lpm memiliki perbedaan waktu pelelehan yang tidak terlalu signifikan yaitu 10,3% dan 5,7%. Perbedaan temperatur antara HTF dan PCM sebesar 7,5 K menjadi titik puncak bagi fluks kalor permukaan yaitu 433,7 W/m².

Kata kunci: *Phase Change Materials, Solar Water Heater, Paraffin Wax, Energi Terbarukan.*

Abstract

Phase change materials (PCM) gets a lot of attention in its use as a thermal energy store because of its high energy density per unit mass / volume. The use of PCM as a thermal energy storage can be applied to water storage tanks, solar collectors and isolated pipeworks. In this study the melting parameters of paraffin wax RT52, which is one type of PCM, are predicted to use an active model of solar water heater system which contains many cylindrical PCM capsules. Simulation modeling of PCM melting using the *enthalpy-porosity* method. Heat transfer fluid (HTF) flow rates were varied and heat flux was kept constant at 1000 W / m². The simulation results show that HTF 4 lpm, 3 lpm and 2 lpm flow rates have not significantly significant melting times, namely 10.3% and 5.7%. The temperature difference between HTF and PCM of 7.5 K becomes the peak point for surface heat flux of 433.7 W / m².

Keywords: *Phase Change Materials, Solar Water Heater, Paraffin Wax, Renewable energy.*

1. PENDAHULUAN

Emisi gas rumah kaca menjadi isu lingkungan yang mendapat perhatian global. Emisi gas rumah kaca terdiri dari karbon dioksida (CO₂), metana (CH₄), *nitrous oxide*, CFC-12, dan HCFC-22 yang berkontribusi menyebabkan pemanasan global dan perubahan iklim (Jin dkk., 2018). Strategi energi berkelanjutan yang akan mengatasi permasalahan kekurangan energi dan memperlambat laju pemanasan global dengan mengurangi CO₂ adalah melalui pemanfaatan energi surya (Shahsavari dkk., 2018).

Letak geografis negara Indonesia memiliki potensi yang tinggi untuk menerima radiasi surya yang secara kuantitas radiasi surya yang mencapai daratan mencukupi untuk dimanfaatkan sebagai sumber energi terbarukan. *Global horizontal irradiant* (GHI) harian di Indonesia mencapai 6 kWh/m² dan GHI tahunan mencapai 2191 kWh/m². *Direct normal irradiant* (DNI) harian di Indonesia mencapai 5,6 kWh/m² dan DNI tahunan mencapai 2045 kWh/m² (Solargis, 2017). Energi surya dapat dimanfaatkan sebagai sumber energi untuk memanaskan air yang dikenal dengan nama pemanas air tenaga surya (PATS) atau *solar water heater* (SWH).

Beberapa peneliti memanfaatkan *phase change materials* (PCM) untuk diterapkan pada sistem SWH dengan berbagai tujuan di antaranya sebagai penyimpan energi untuk kestabilan *flat plate collector* (Kurklu, dkk., 2001). PCM menurunkan kerugian kalor dan meningkatkan jumlah kalor yang dimanfaatkan dari energi surya pada *evacuated tube collector* (Felinski dkk., 2016). PCM meningkatkan densitas energi dari sistem dengan mengkapsulkan PCM di dalam tangki penyimpanan yang berisi air dengan proses *charging* tidak langsung menggunakan *coil heat exchanger* (Abdelsalam dkk., 2017). PCM meningkatkan efisiensi penyimpanan kalor dan kalor yang dilepas sehingga dapat mengurangi penggunaan sistem pemanas listrik yang digunakan pada sistem SWH (Lu dkk., 2018).

Di dalam penelitian ini digunakan *paraffin wax* yang terdiri dari rantai alkali CH₃-CH₂-CH₃ merupakan salah satu jenis PCM yang dapat digunakan pada sistem SWH dengan mempertimbangkan bahwa peningkatan kalor peleburan, titik pelelehan, dan kalor laten yang dilepaskan oleh kristalisasi rantai CH₃ akan meningkat dengan meningkatnya panjang rantai yang dimiliki *paraffin wax*. *Paraffin wax* memiliki jangkauan temperatur yang besar, aman, handal, dapat diprediksi, harga yang lebih murah, dan tidak korosif menjadikannya tergolong dalam material penyimpan kalor peleburan yang banyak digunakan dalam berbagai bidang (Sharma dkk., 2009).

Desain dan kinerja berbagai PCM yang terintegrasi dengan SWH ditinjau dan dikategorikan ke dalam 3 kategori yaitu tangki penyimpanan air, *solar collector* dan *pipework* terisolasi. PCM yang dipasang pada tangki penyimpanan air memiliki kinerja yang sangat baik karena jumlah massa PCM pada tangki penyimpanan air dapat menyimpan kalor yang lebih banyak selama *solar collector* terpapar sinar matahari (Kee dkk., 2018).

Penelitian pemodelan *latent heat thermal energy storage* (LHTES) menggunakan *paraffin wax* telah sejak lama dilakukan dengan berbagai fokus penelitian seperti pengaruh bilangan *Rayleigh* pada pelelehan PCM (Ng dkk., 1998). Bilangan *Stefan* dan ukuran jari-jari kapsul mempengaruhi perubahan fasa PCM (Regin dkk., 2006). Proses pelelehan *paraffin wax* dianalisa menggunakan metode *enthalpy-porosity* dan fungsi fraksi cairan tak henti (Rosler dkk., 2011). *Heat transfer fluid* (HTF) mempengaruhi perubahan fasa PCM selama *charging* dan *discharging* (Longeon dkk., 2013). Jumlah *tube* mempengaruhi perubahan fasa PCM selama proses *charging* (Esapour dkk., 2016). Distribusi massa PCM di dalam *multi-tube heat exchanger* mempengaruhi perubahan fasa PCM selama proses *charging* (Gorzin dkk., 2018).

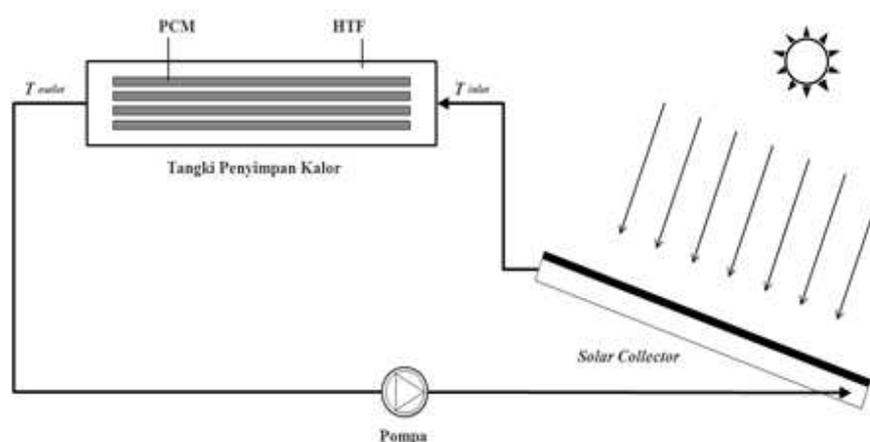
Di dalam studi ini parameter pelelehan *paraffin wax* RT52 diprediksi menggunakan sebuah model simulasi *solar water heater* sistem aktif dengan metode *enthalpy-porosity*. Pengamatan dilakukan ketika proses pengisian (*charging*) pada SWH sistem aktif dengan *heat loss* pada sistem SWH diabaikan, *heat flux* diasumsikan merata sepanjang pipa tembaga *solar collector* dan konduktivitas termal PCM diasumsikan konstan.

2. METODE PENELITIAN

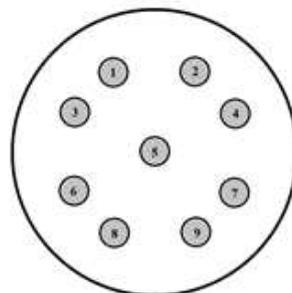
Skema SWH sistem aktif terintegrasi dengan PCM ditunjukkan pada Gambar 1 dan Gambar 2. *Solar collector* menerima radiasi dari matahari dan meningkatkan temperatur air sebagai HTF di dalam *solar collector*. Air disirkulasikan menggunakan pompa menuju ke tangki penyimpanan kalor terisolasi berdiameter 250 mm dan panjang 1220 mm yang berisi PCM dengan diameter kapsul 25,4 mm dan panjang 1000 mm memiliki sifat termal ditunjukkan pada Tabel 1.

Tabel 1. Sifat termal paraffin wax RT 52.

No.	Sifat termal <i>paraffin wax</i> RT 52	Nilai
1	Temperatur pelelehan, T_m (K)	322-326
2	Kalor laten peleburan, L (J/kg)	173000
3	Kalor spesifik, C_{pl}, C_{ps} (J/kg K)	2000
4	Massa jenis padat, ρ_s (kg/m ³)	880
5	Massa jenis cair ρ_l (kg/m ³)	760
6	Konduktivitas termal, k (W/m K)	0,2
7	Viskositas kinematik, ν (m ² /s)	31,28 x 10 ⁻⁶



Gambar 1. Skema *solar water heater* sistem aktif terintegrasi dengan PCM.



Gambar 2. Susunan kapsul PCM di dalam tangki penyimpanan.

Kalor yang diterima HTF di dalam *solar collector* dimodelkan dengan memberikan fluks kalor konstan pada dinding pipa tembaga sebesar 1000 W/m². Sirkulasi HTF di dalam sistem SWH dijaga konstan dengan variasi laju aliran 2 liter per menit (lpm), 3 lpm, dan 4 lpm.

Temperatur awal HTF dan PCM diatur pada temperatur 321,9 K (48,75 °C) mendekati temperatur pelelehan PCM 322-326 K (49-50 °C).

Untuk mensimulasikan fenomena perubahan fasa PCM digunakan persamaan kontinuitas:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{V}) = 0 \quad 1$$

Persamaan momentum:

$$\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \vec{V} \cdot \nabla \vec{V} = \frac{1}{\rho} (-\nabla P + \mu \nabla^2 \vec{V} + \rho \vec{g}) + \vec{S} \quad 2$$

Persamaan redaman *Darcy* sebagai *source term* pada persamaan (2):

$$\vec{S} = \frac{(1-\beta)^2}{(\beta^3+0,001)} A_{mush} \vec{V} \quad 3$$

Konstanta porositas A_{mush} yang digunakan sebesar 10^7 untuk PCM jenis *paraffin wax* RT 52 (Anggara, 2017). Persamaan fraksi cair β dari PCM:

$$\beta = 0 \quad \text{untuk } T < T_s \quad 4$$

$$\beta = 1 \quad \text{untuk } T > T_l \quad 5$$

$$\beta = \frac{T-T_s}{T_l-T_s} \quad \text{untuk } T_s < T < T_l \quad 6$$

Persamaan energi:

$$\frac{\partial H}{\partial t} + \nabla \cdot (\vec{V} H) = \nabla \cdot \left(\frac{k}{\rho C_p} \nabla h \right) \quad 7$$

Total entalpi material:

$$H = h + \Delta H \quad 8$$

Entalpi sensibel:

$$h = h_{ref} + \int_{T_{ref}}^T C_p dT \quad 9$$

Entalpi laten:

$$\Delta H = \beta L \quad 10$$

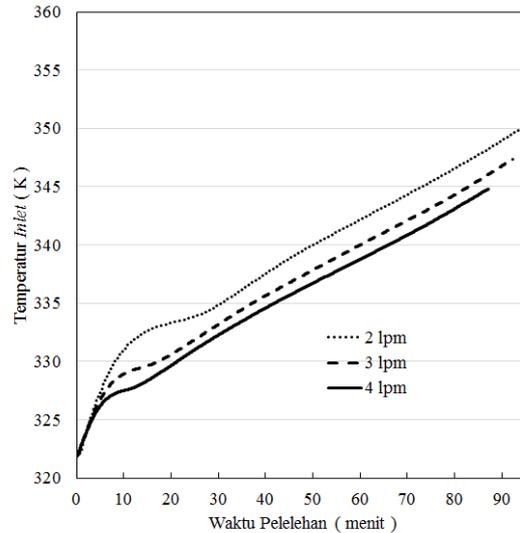
Massa jenis PCM menggunakan asumsi *phase-dependent* mengadopsi pemodelan *weight function* Rosler:

$$\rho = \beta \rho_l + (1 - \beta) \rho_s \quad 11$$

Persamaan atur diselesaikan menggunakan metode *pressure-velocity coupling* dengan skema PRESTO untuk menyelesaikan persamaan *pressure correction*. Nilai *under-relaxation factors* (URF) diatur untuk *momentum* 0,6; *pressure* 0,6; *density* 0,5; *liquid fraction update* 0,8; dan *energy* 0,8.

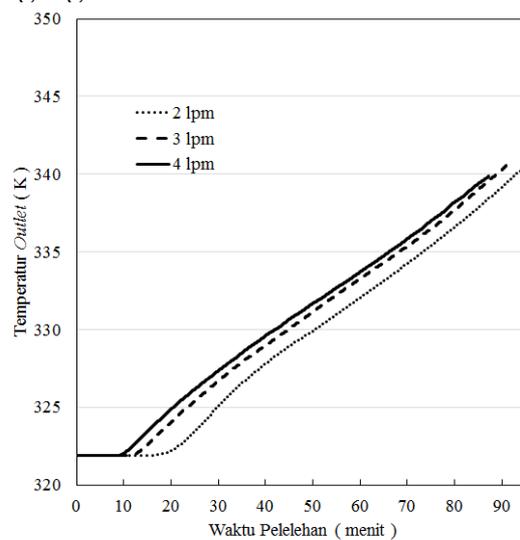
3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Selama 20 menit proses *charging* terbentuk lapisan tipis pelelehan PCM di dalam kapsul dimana pada awal proses pelelehan sebagian besar kalor HTF ditransfer ke PCM melalui perpindahan kalor konduksi. Temperatur HTF yang masuk ke tangki penyimpanan kalor melebihi temperatur pelelehan PCM yaitu 330 K untuk aliran 4 lpm, 331 K untuk aliran 3 lpm, dan 333 K untuk aliran 2 lpm. Perbedaan laju aliran HTF mempengaruhi durasi HTF menerima kalor dari dinding pipa *solar collector*. HTF dengan durasi penerimaan kalor yang panjang akan memiliki temperatur lebih tinggi dibandingkan dengan HTF dengan durasi penerimaan kalor yang pendek ditunjukkan pada Gambar 3.



Gambar 3. Temperatur *inlet* HTF menuju ke tangki penyimpanan kalor.

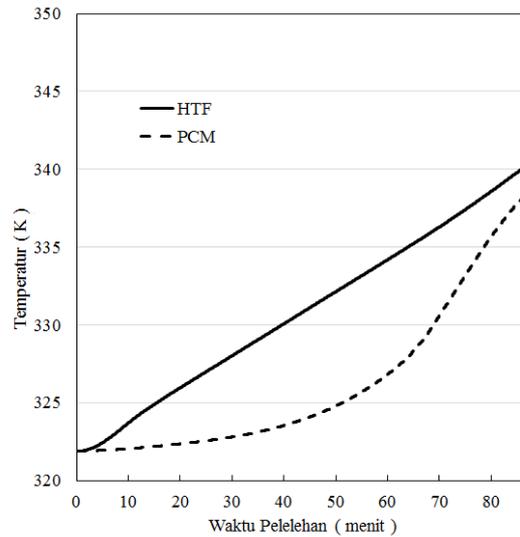
Temperatur HTF yang keluar dari tangki penyimpanan kalor pada menit ke 20 adalah 325 K untuk aliran 4 lpm, 324 K untuk aliran 3 lpm, dan 322 K untuk aliran 2 lpm ditunjukkan pada Gambar 4. Perbedaan temperatur *inlet* dan *outlet* terjadi akibat perpindahan kalor dari HTF ke PCM yang digunakan untuk merubah fasa PCM dari padat ke fasa cair.



Gambar 4. Temperatur *outlet* HTF keluar dari tangki penyimpanan kalor.

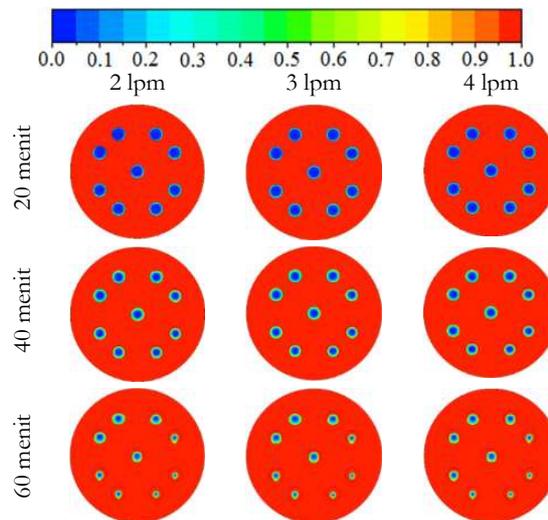
Setelah 40 menit lapisan tipis fraksi cair PCM menyebar dengan hampir merata pada dinding dalam kapsul. Kenaikan temperatur rerata HTF di dalam tangki terbentuk hampir linier terhadap waktu pelelehan PCM. Kenaikan temperatur rerata PCM tidak terbentuk linier dengan beda temperatur HTF dan PCM yang terbesar yaitu 7,5 K terjadi pada menit ke 56. Fraksi cair PCM berada di nilai 0,72 dan nilai total fluks kalor permukaan di titik tertinggi yaitu 433,7 W/m². Total fluks kalor permukaan kemudian turun mengikuti penurunan perbedaan antara rerata temperatur HTF dan PCM yang semakin mengecil sebagaimana terlihat pada Gambar 5.

Pada laju aliran HTF 3 lpm memiliki nilai total fluks kalor permukaan 427,3 W/m² pada menit ke 55 ketika fraksi cair lpm 0,70. Laju aliran HTF 2 lpm memiliki nilai total fluks kalor permukaan 422,7 W/m² pada menit ke 54 ketika fraksi PCM 0,66.



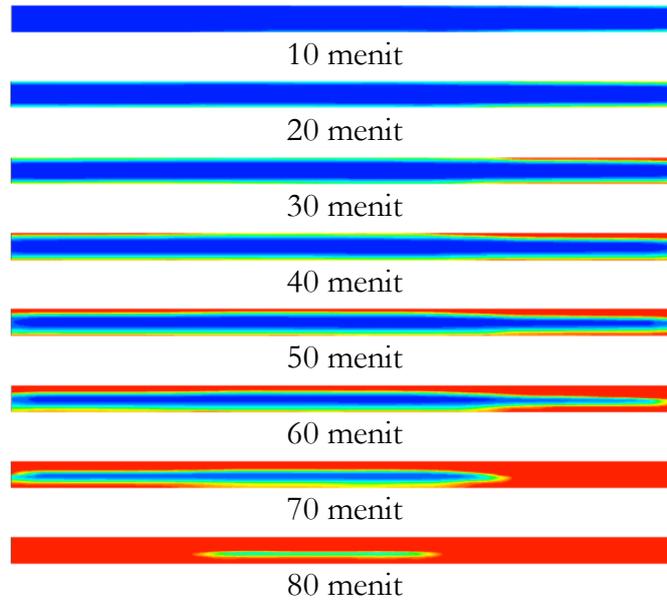
Gambar 5. Perbandingan temperatur PCM dan HTF pada laju aliran 4 lpm.

Pengaruh *buoyancy* terlihat pada menit ke 60 ditunjukkan pada Gambar 6. Peningkatan temperatur PCM menyebabkan perubahan massa jenis PCM dan perubahan fasanya. Massa jenis PCM yang rendah bergerak naik ke atas sehingga pada kapsul berisi PCM area pelelehan yang lebih banyak terjadi pada kapsul bagian atas.

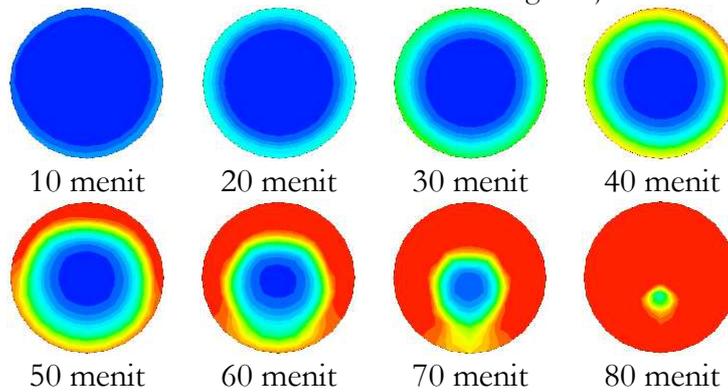


Gambar 6. Kontur fraksi cair HTF dan PCM pada bagian tengah tangki.

Gambar 7 dan Gambar 8 menunjukkan perpindahan kalor konveksi mendominasi perpindahan kalor dari HTF ke PCM pada menit ke 70 dan 80. HTF memberikan kalor ke PCM untuk mengubah fasa PCM di daerah dengan fraksi cair kurang dari satu dalam bentuk kalor laten. HTF memberikan kalor ke PCM untuk menaikkan temperatur PCM di daerah dengan fraksi cair lebih dari satu dalam bentuk kalor sensibel.

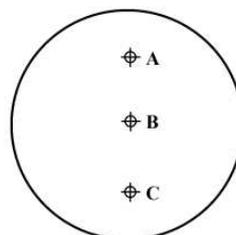


Gambar 7. Kontur fraksi cair PCM nomor 5 arah radial dengan laju aliran HTF sebesar 4 lpm.

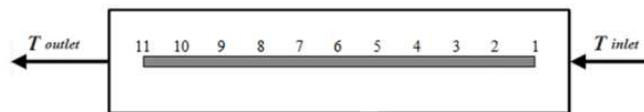


Gambar 8. Kontur fraksi cair PCM nomor 5 arah aksial dengan laju aliran HTF sebesar 4 lpm.

Pengamatan dilakukan terhadap titik A pada posisi 1 yaitu posisi PCM terdekat dari *inlet* hingga titik A pada posisi 11 yaitu posisi PCM terdekat dari *outlet* ditunjukkan pada Gambar 9 dan Gambar 10. Distribusi temperatur aksial PCM nomor 5 menunjukkan di posisi 1-11 temperatur PCM secara berturut-turut adalah 338,6; 335,5; 335,0; 332,6; 329,3; 329,3; 328,8; 329,4; 330,0; 330,1; dan 335,6 K.



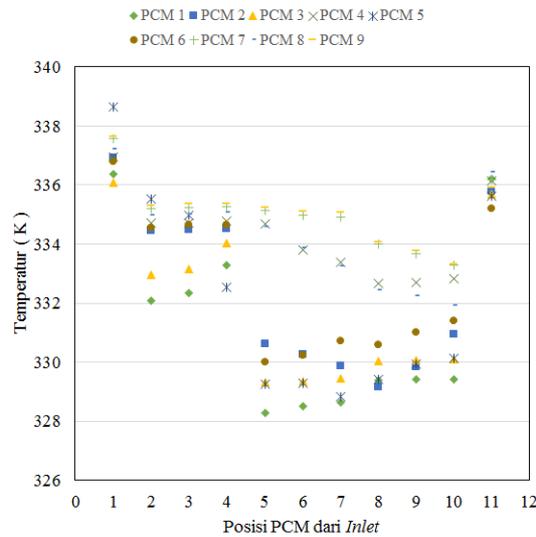
Gambar 9. Titik pengamatan arah radial pada kapsul PCM



Tangki Penyimpan Kalar

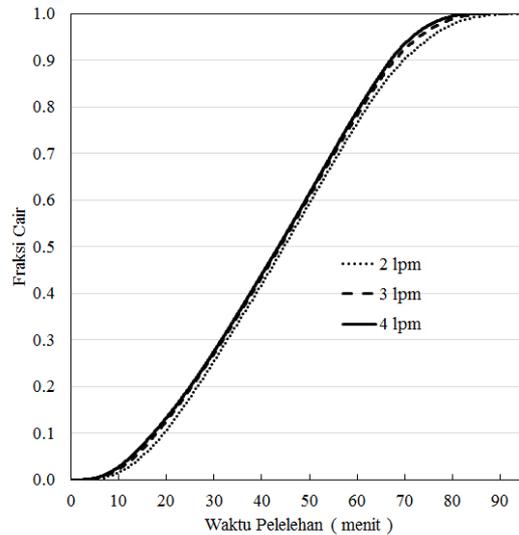
Gambar 10. Titik pengamatan arah aksial pada kapsul PCM.

Distribusi temperatur tersebut mempengaruhi terbentuknya kontur pelelehan PCM. Pada menit ke 60 terlihat bahwa area pelelehan terluas berada pada posisi 1-4 dimana temperatur PCM berada di atas temperatur pelelehannya ditunjukkan pada Gambar 11.



Gambar 11. Distribusi temperatur di titik.

PCM dengan laju aliran HTF 4 lpm, 3 lpm dan 2 lpm seluruhnya berubah fasa ke cair pada menit 87, 92, dan 96. Kurva fraksi PCM yang memiliki waktu pelelehan terpendek berada di atas kurva pelelehan PCM yang memiliki waktu pelelehan terpanjang ditunjukkan pada Gambar 12.



Gambar 12. Kurva fraksi cair dari PCM

Laju aliran HTF 4 lpm diturunkan sebesar 1 lpm hanya memperpanjang waktu pelelehan sebesar 5,7%, sedangkan menurunkan aliran HTF sebesar 2 lpm hanya memperpanjang waktu pelelehan sebesar 10,3%. Hal ini menunjukkan tidak terjadi perbedaan yang sangat signifikan antara ketiga variasi laju aliran HTF tersebut terhadap waktu pelelehan PCM.

4. KESIMPULAN

Di dalam studi ini karakteristik pelelehan PCM di dalam tangki penyimpanan kalor SWH sistem aktif diamati dengan memberikan variasi laju aliran HTF dan fluks kalor konstan pada *solar collector* sehingga meningkatnya temperatur HTF sebanding dengan lama waktu *charging*. Dari studi karakteristik pelelehan PCM ini disimpulkan:

1. Menurunkan laju aliran HTF dari 4 lpm ke 2 lpm dapat meningkatkan temperatur HTF menuju ke tangki penyimpanan kalor namun memperpanjang waktu pelelehan PCM dari 87 menit menjadi 96 menit dengan perbedaan yang tidak terlalu signifikan yaitu 10,3%.
2. Perbedaan temperatur antara HTF dan PCM di dalam tangki penyimpanan kalor dengan perbedaan sebesar 7,5 K menjadi titik puncak bagi fluks kalor permukaan yaitu 433,7 W/m² selama proses perpindahan kalor dari HTF ke PCM pada proses *charging*.

NOMENKLATUR

C_p	kalor spesifik (J/kg K)
H	total entalpi (J)
h	entalpi sensibel (J)
k	konduktivitas termal (W/m K)
L	kalor laten (J/kg)
P	tekanan (Pa)
\vec{V}	vektor kecepatan (m/s)
ν	viskositas kinematik (m ² /s)
\vec{S}	<i>source term</i>
T	temperatur (K)
t	waktu (s)

Greek symbols

β	fraksi cair
ρ	massa jenis (kg/m ³)

Subscripts

l	fasa cair
$mush$	<i>mush zone</i>
m	pelelehan
ref	referensi
s	fasa padat

5. DAFTAR PUSTAKA

- Abdelsalam, M.Y., Sarafraz, P., Catton, J.S. dan Lightstone, M.F., 2017, Heat Transfer Characteristics of A Hybrid Thermal Energy Storage Tank with Phase Change Materials (PCMs) During Indirect Charging Using Isothermal Coil Heat Exchanger, *Solar Energy*, Vol. 157, pp. 462-476.
- Anggara, F., 2017, Simulasi Pelelehan Paraffin Wax RT52 pada Tabung Silinder, Tesis, Universitas Gadjah Mada.
- Anonim, Data Sheet RT52, Rubitherm Technologies GmbH, Version 22 April (2013)
- Esapour, M., Hosseini, M.J., Ranjbar, A.A., Pahamli, Y. dan Bahrampoury, R., 2016, Phase Change in Multi-tube Heat Exchangers, *Renewable Energy*, Vol. 85, pp. 1017-1025.
- Felinski, P. dan Sekret, R., 2016, Experimental Study of Evacuated Tube Collector/Storage System Containing Paraffin as A PCM, *Energy*, Vol. 114, pp. 1063-1072.
- Gorzin, M., Hosseini, M.J., Ranjbar, A.A. dan Bahrampoury, R., 2018, Investigation of PCM Charging for The Energy Saving of Domestic Hot Water System, *Applied Thermal Engineering*, Vol. 137, pp. 659-668.
- Jin, T dan Kim J., 2018, What is better for mitigating carbon emissions – Renewable energy or nuclear energy? A panel data analysis, *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, Vol. 91, pp. 464-471.
- Kee, A.Y., Munusamy, Y. dan Ong, K.S., 2018, Review of Solar Water Heaters Incorporating Solid-liquid Organic Phase Change Materials as Thermal Storage, *Applied Thermal Engineering*, Vol. 131, pp. 455-471.
- Kurklu, A., Ozmerzi, A. dan Bilgin, S., 2002, Thermal Performance of a water-Phase Change Material Solar Collector, *Renewable Energy*, Vol. 26, pp. 391-399.
- Longeon, M., Soupert, A., Fourmigue, J.F., Bruch, A. dan Marty, P., 2013, Experimental and Numerical Study of Annular PCM Storage in The Presence of Natural Convection, *Applied Energy*, Vol. 112, pp. 175-184.
- Lu, S., Zhang, T. dan Chen, Y., 2018, Study on The Performance of Heat Storage and Heat Release of Water Storage Tank with PCMs, *Energy and Buildings*, Vol. 158, pp. 1770-1780.
- Ng, K.W., Gong, Z.X. dan Mujumdar, A.S., 1998, Heat Transfer in Free Convection-Dominated Melting of A Phase Change Material in A Horizontal Annulus, *International Communications in Heat and Mass Transfer*, Vol. 25 (5), pp. 631-640.
- Regin, A.F., Solanki, S.C. dan Saini, J.S., 2006, Latent Heat Thermal Energy Storage using Cylindrical Capsule: Numerical and Experimental Investigations, *Renewable Energy*, Vol. 31, pp. 2025-2041.
- Rosler, F. dan Bruggemann, D., 2011, Shell-and-tube Type Latent Heat Thermal Energy Storage: Numerical Analysis and Comparison with Experiments, *Heat Mass Transfer*, Vol. 47, pp. 1027-1033.
- Shahsavari. A. dan Akbari, M., 2018, Potential of Solar Energy in Developing Countries for Reducing Energy-Related Emissions, *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, Vol. 90, pp. 275-291.
- Sharma, A., Tyagi, V.V., Chen, C.R. Buddhi, D., 2009, Review on Thermal Energy Storage with Phase Change Materials and Applications, *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, Vol. 13, pp. 318-345.
- Solargis, 2017, Global Horizontal Irradiation (GHI), akses online 14 July 2018, URL: <http://solargis.com/products/maps-and-gis-data/free/download/world>.

Investigasi *Mode Shape* akibat *Flow Induced Vibration* pada pipa sebagai fungsi Pola Aliran dan Jenis Tumpuan

I.M. Miasa^{1,*}, Sucipto¹, A. Wiranata¹, S. Alfarizki¹, N.C. Majid¹

¹Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada
Jalan Grafik No. 2 Yogyakarta 55281
Telp. 0274-521673
e-mail: *1miasa@ugm.ac.id

Abstrak

Sistem perpipaan sangat penting di dunia industri, khususnya industri yang berkaitan dengan fluida seperti industri minyak dan gas. Beberapa gangguan dalam suatu proses produksi atau distribusi sering terjadi akibat adanya permasalahan dalam sistem perpipaan. Salah satu masalah serius di dalam sistem perpipaan adalah getaran akibat aliran dari fluida (*flow-induced vibration*). Masalah getaran ini bila tidak ditangani secara benar akan menyebabkan kerusakan pada struktur sistem perpipaan dan komponen-komponen yang terkait seperti pompa atau mesin-mesin fluida lainnya. Pada penelitian ini, pengaruh dari karakteristik fluida dan jenis tumpuan pada pola getar (*mode shape*) akan diinvestigasi secara eksperimental. Karakteristik fluida dinyatakan dalam fraksi udara dan cairan. Dua jenis tumpuan pipa yaitu simply supported dan clamped supported secara detail diinvestigasi. *Mode shape* dari getaran pipa yang terjadi diukur sebagai fungsi dari karakteristik fluida dan jenis tumpuan. Hasil pengukuran secara eksperimental selanjutnya dibandingkan dengan hasil simulasi yang dilakukan dengan *Finite Element Analysis*. Hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa *clamped support* membuat pipa bergetar dengan frekuensi yang lebih tinggi, sedangkan aliran fluida dengan fraksi cairan yang lebih tinggi memberikan level getaran yang lebih tinggi.

Kata kunci: *flow-induced vibration, mode shape, sistem perpipaan, jenis tumpuan.*

Abstract

Piping systems are very important in industry, especially in industries related to fluids such as oil and gas industries. Some disturbances in a production or distribution process often occur due to problems in the piping system. One of the serious problems in piping systems is the flow-induced vibration. This vibration problem if not handled properly will cause damage to the structure of the piping system and related components such as pumps or other fluid machines. In this study, the influence of fluid characteristics and the type of support on the vibration pattern (mode shape) will be investigated experimentally. Fluid characteristics are expressed in air and liquid fractions. Two types of pipe support are simply supported and clamped supported in detail investigated. The shape mode of the pipe vibration that occurs is measured as a function of fluid characteristics and support type. The measurement results are experimentally then compared with the results of simulations conducted with Finite Element Analysis. The results of this study indicate that clamped support makes the pipe vibrate with a higher frequency, while fluid flow with a higher liquid fraction provides a higher vibration level.

Keywords: *flow-induced vibration, fashion shape, piping system, support type.*

1. PENDAHULUAN

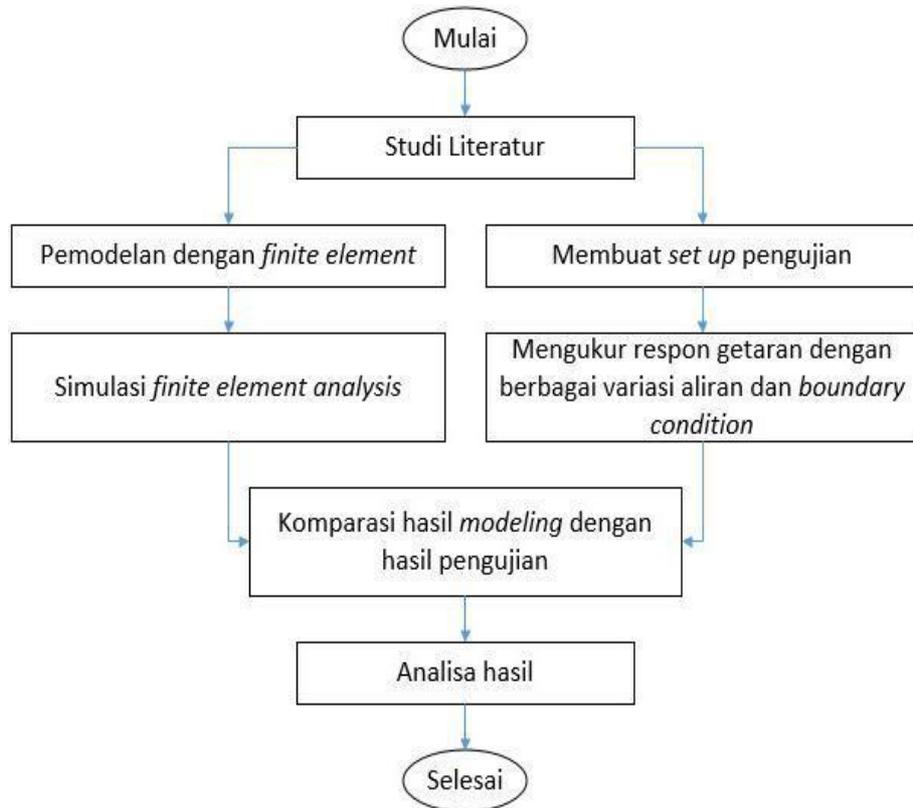
Perpipaan merupakan bagian yang sangat vital bagi industri, khususnya industri yang berkaitan dengan fluida (minyak, gas, air dll). Sering ditemukan gangguan pada sebuah rangkaian proses produksi atau distribusi yang terjadi karena adanya masalah pada sistem perpipaan. Salah satu masalah yang sering tidak mendapat perhatian terkait sistem perpipaan adalah timbulnya getaran yang berlebih yang pada akhirnya akan merambat sampai ke tumpuan (*support*) pipa, pompa, atau ke mesin-mesin fluida lainnya. Beberapa laporan menyebutkan bahwa banyak kerusakan yang terjadi pada mesin-mesin fluida ternyata diawali dari getaran pipa yang luput dari perhatian pada saat melakukan perawatan. Permasalahan yang sama juga dijumpai pada sistem pipa yang digunakan untuk mendistribusikan fluida jarak jauh. Penelitian terkait getaran dari aliran fluida sudah cukup banyak dilakukan. Kajian yang mereview masalah-masalah *flow induced vibration*, khususnya di bidang pembangkit nuklir telah dilakukan oleh Paidoussis (2006). Sementara itu, Yakut dan Sahin (2004) melakukan analisa tentang *flow-induced vibration* dari *conical rings* yang digunakan untuk meningkatkan proses perpindahan panas pada sebuah *heat exchanger*. Pemasangan *conical ring* berhasil meningkatkan proses perpindahan panas. Penelitian yang dilakukan oleh Faal dan Derakhshan (2011) menginvestigasi pengaruh dari tipe fondasi pipa, kecepatan dan densitas fluida, modulus elastisitas pipa dan panjang pipa terhadap getaran yang terjadi. Zhang dkk. (2010) melakukan kajian teoritis dan eksperimen terkait dampak *internal turbulent bubbly flow* pada getaran dari dinding sebuah saluran. Kajian komputasi *power spectrum* akibat interaksi struktur dan fluida turbulente sepanjang dinding dari sebuah elbow 90° telah dilaporkan oleh Hambric dkk. (2010). Sementara itu, Miasa dkk. (2010) melakukan kajian hubungan antara level getaran dengan kehandalan dari sebuah sistem pendukung proses pada sebuah industri pupuk. Pada penelitian ini, pengaruh dari karakteristik fluida dan jenis *support* pipa terhadap tingkat getaran yang muncul akan diinvestigasi secara eksperimental. Spektrum getaran yang timbul akan direkam dan dibandingkan dengan kajian *Finite Element Analysis*. Bervariasinya pola aliran, dan *support* pipa akan memberikan dampak atau paparan yang berbeda terhadap pipa yang dilalui fluida tersebut, yang pada akhirnya juga akan memberikan pola getaran yang berbeda pada pipa tersebut.

2. METODE PENELITIAN

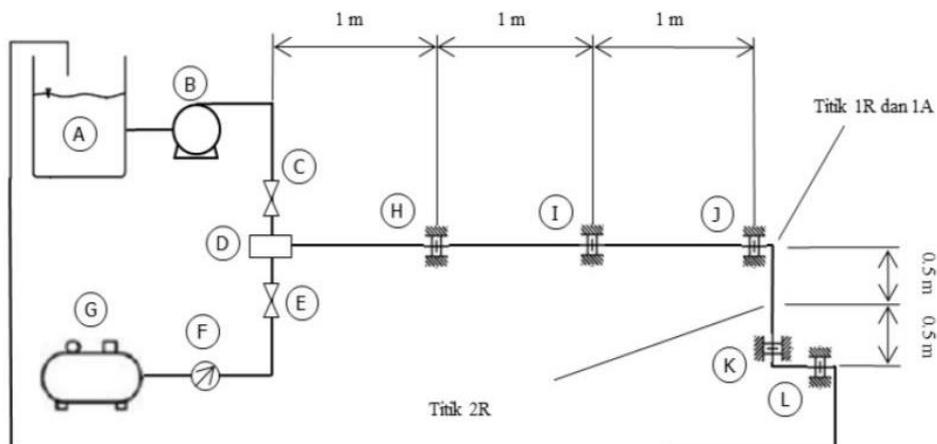
Penelitian ini dijalankan dengan menggunakan beberapa variasi komposisi aliran fluida cair dan udara dengan variasi jenis *support*. Untuk komposisi aliran fluida cair, komposisi kecepatan yang digunakan antara 0,07 – 0,37 m/s dan komposisi aliran fluida udara yang digunakan antara 3,7 – 6,17 m/s. Penelitian ini dilakukan dengan urutan sebagai berikut:

- a. Pembuatan rangkaian pipa aliran dua fasa dan *set up* penelitian.
- b. Pembuatan model *finite element* dan simulasi *modal analysis* dengan *software ANSYS*.
- c. Pengukuran respon getaran dengan berbagai variasi aliran dan jenis tumpuan
- d. Komparasi hasil simulasi dengan hasil pengukuran.
- e. Analisa hasil hubungan antara komposisi aliran dengan spektrum getaran yang timbul.

Selengkapnya diagram alir penelitian dapat dilihat pada Gambar 1 di bawah ini. Sementara skema alat pengujian terlihat pada Gambar 2.



Gambar 1. Diagram alir penelitian



Gambar 2. Skema alat penelitian, (A) tangki air, (B) pompa air, (C) *gate valve* pengatur aliran air, (D) *mixing chamber*, (E) *screw valve* pengatur aliran udara, (F) *pressuer gauge* udara, (G) kompresor udara, (H,I,J,K,L) posisi *support*.

Komposisi aliran yang digunakan dalam penelitian dapat dilihat pada Tabel 1 di bawah ini dengan J_G dan J_L masing-masing adalah kecepatan superfisial fluida udara dan fluida cair dalam m/s.

Tabel 1. Matriks Komposisi Aliran

Komposisi	J_G (m/s)	J_L (m/s)
1	3,7	0,07
2	3,7	0,22

3	3,7	0,37
4	6,17	0,07
5	6,17	0,22
6	6,17	0,37

Masing-masing komposisi aliran tersebut di atas akan dilihat pengaruhnya pada area belokan pipa dengan dua jenis variasi *support* seperti terlihat pada Tabel 2 dibawah ini.

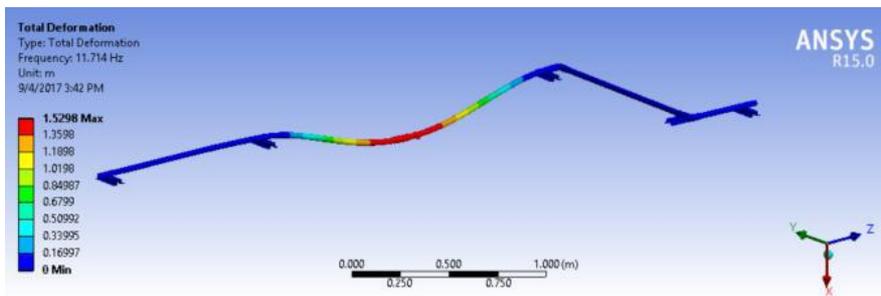
Tabel 2. Matriks variasi *support*.

Variasi	Jumlah <i>support</i>	Jenis <i>support</i>
1	4 <i>support</i>	<i>Clamped supported</i>
2	4 <i>support</i>	<i>Simply supported</i>

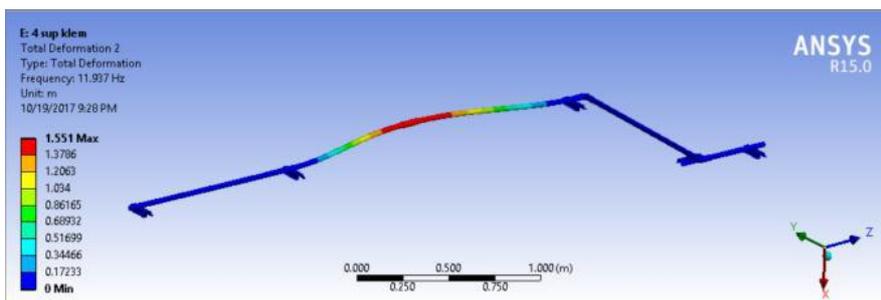
3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Simulasi

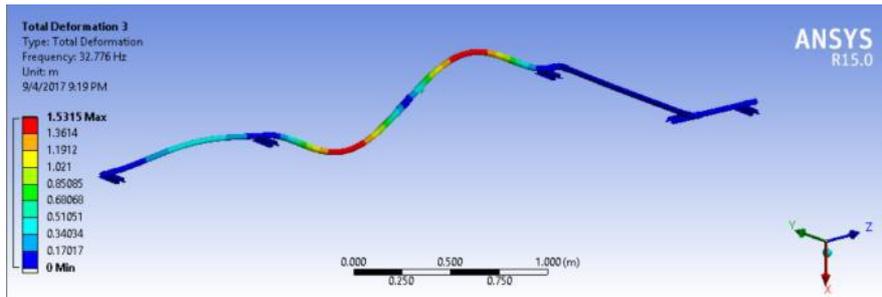
Hasil simulasi Finite Elemen untuk 5 mode awal untuk kondisi *Clamped support* disajikan pada Gambar 3-7. Sementara itu Gambar 8-12 menampilkan 5 *mode shape* dengan kondisi tumpuan *Simply Supported*.



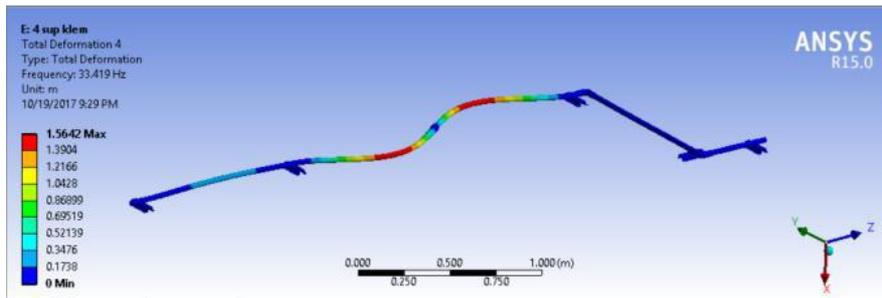
Gambar 3. Mode Shape #1 Support #1.



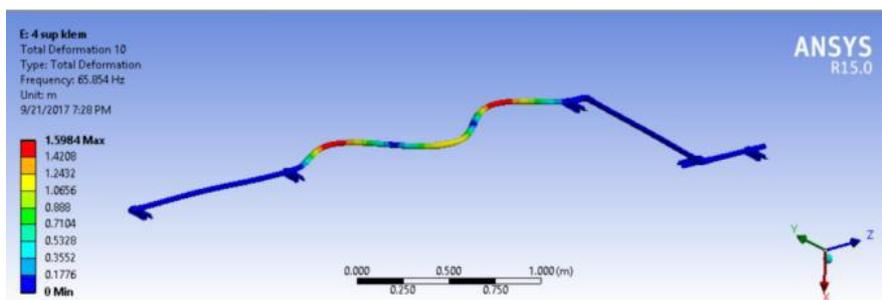
Gambar 4. Mode Shape #2 Support #1.



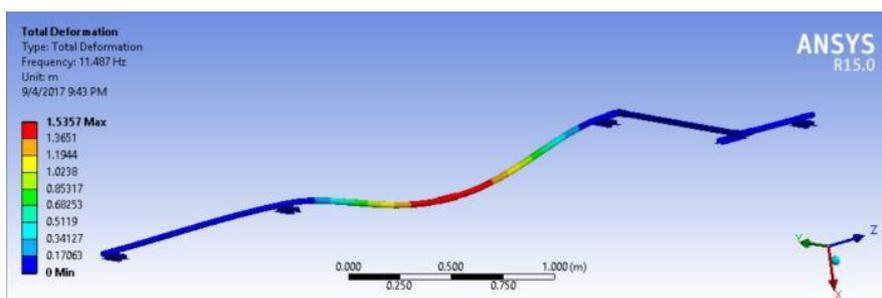
Gambar 5. Mode Shape #3 Support #1.



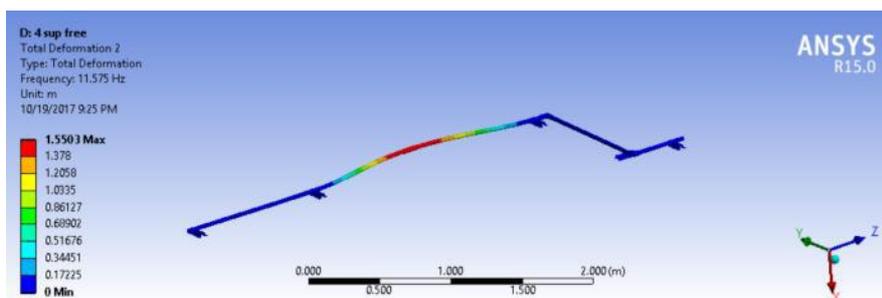
Gambar 6. Mode Shape #4 Support #1.



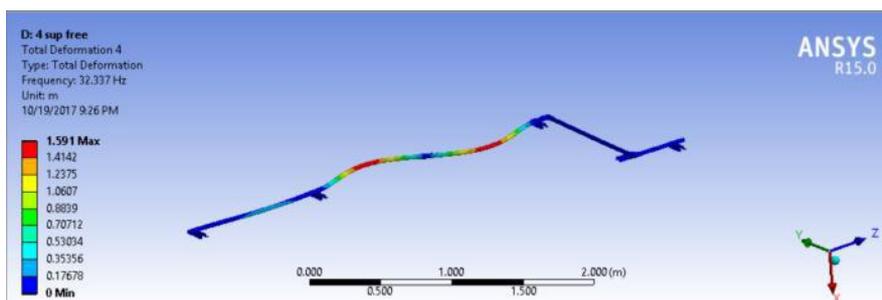
Gambar 7. Mode Shape #10 Support #1.



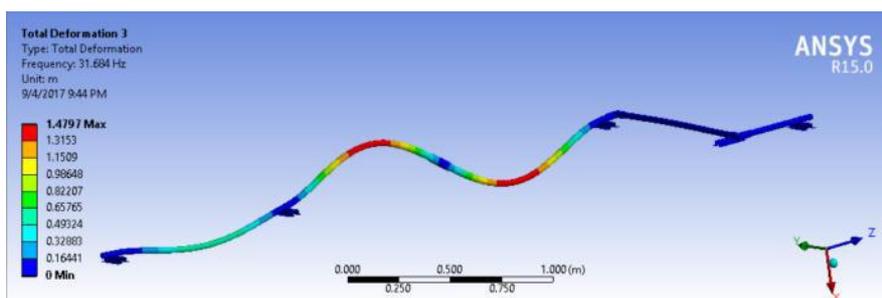
Gambar 8. Mode Shape #1 Support #2.



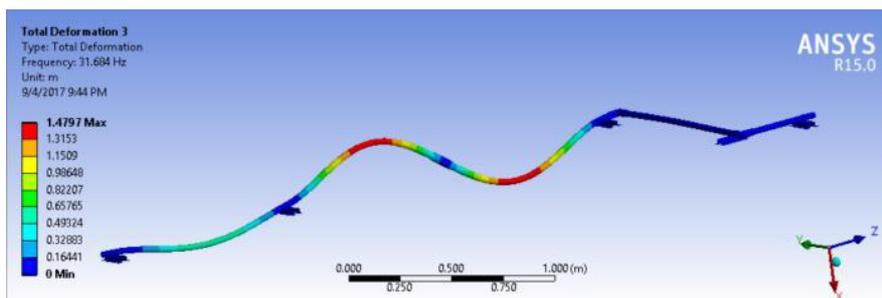
Gambar 9. Mode Shape #2 Support #2.



Gambar 10. Mode Shape #3 Support #2.



Gambar 11. Mode Shape #4 Support #2.



Gambar 12. Mode Shape #10 Support #2.

Tabel 3 menampilkan perbedaan nilai frekuensi alami dari jaringan pipa hasil simulasi dengan dua jenis *support* yang berbeda. Terlihat bahwa tumpuan jepit (*clamped supported*) memberikan nilai frekuensi yang lebih tinggi dibandingkan dengan nilai frekuensi pada kondisi *simply supported*.

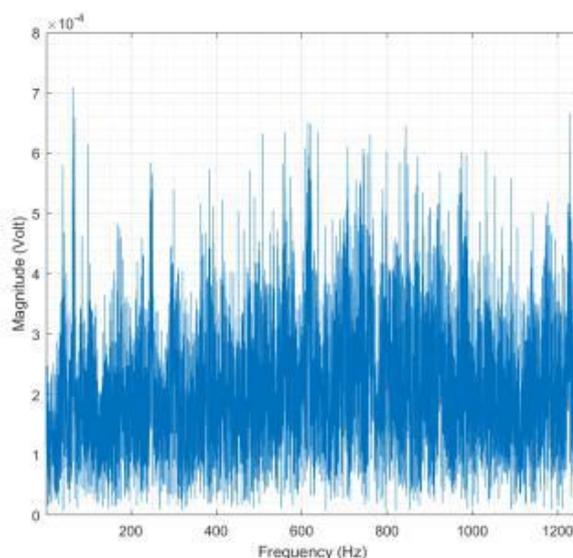
Tabel 3. Perbandingan Frekuensi.

Mode ke	Frekuensi (Hz)	
	Clamped Supported	Simply Supported
1	11,78	11,49
2	11,94	11,56
3	32,79	31,64
4	33,42	32,33
10	65,85	63,75
36	373,74	353,72
38	391,99	371,61

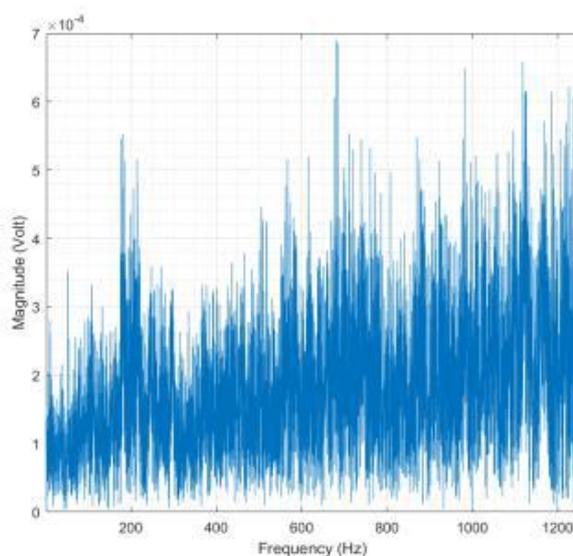
64	802,98	763,38
65	827,15	773,78

Eksperimen

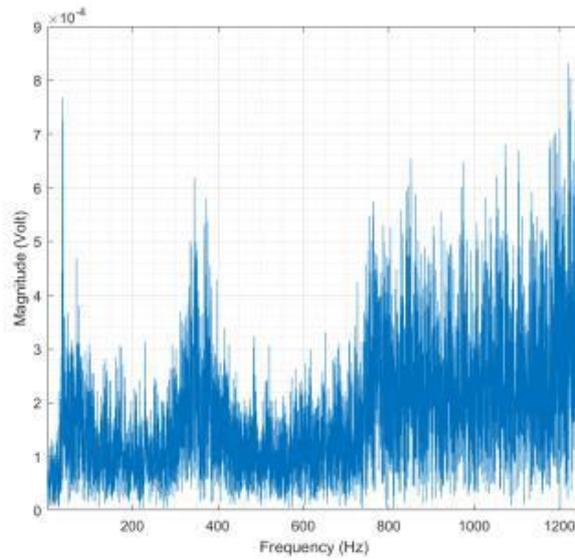
Hasil pengukuran spektrum di area belokan dilakukan pada tiga titik pengukuran yaitu pada belokan arah radial (1R), belokan arah aksial (1A) dan titik berjarak 50 cm dari belokan arah radial (2R). Gambar 13-18 di bawah menunjukkan spectrum di titik pengukuran dengan komposisi aliran 3 ($J_L = 0,37$ m/s, $J_G = 6,17$ m/s) dan masing-masing dua variasi *support* berbeda. Hasil pengukuran dengan komposisi aliran yang berbeda juga menunjukkan *trend* yang hampir sama.



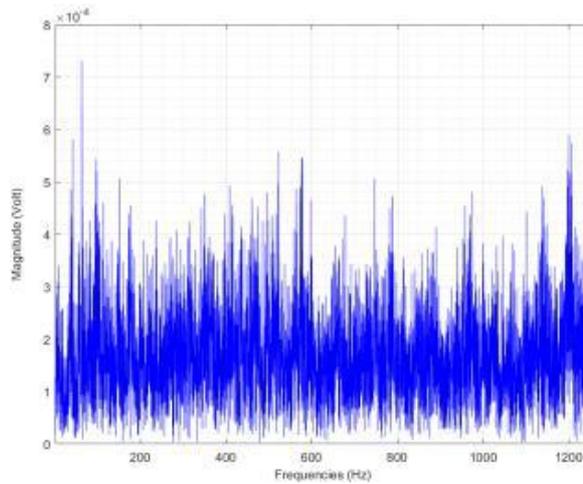
Gambar 13. Spektrum 1Radial Support 1.



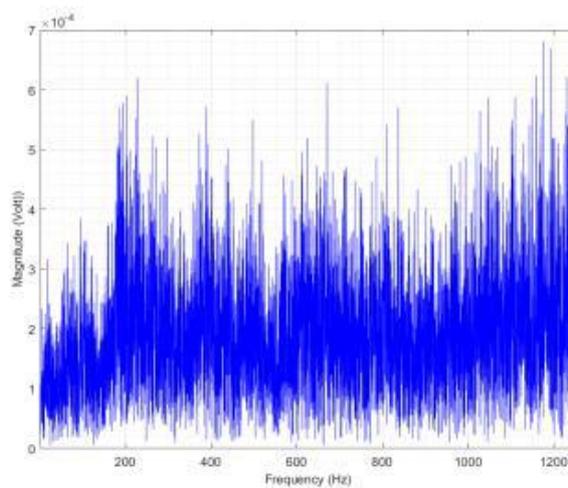
Gambar 14. Spektrum 1Aksial Support 1.



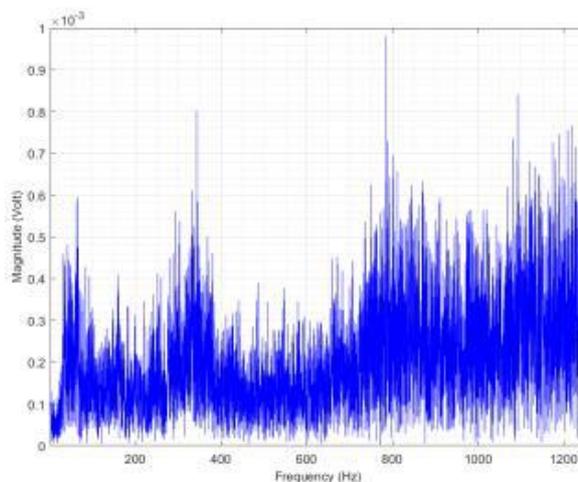
Gambar 15. Spektrum 2Radial Support 1.



Gambar 16. Spektrum 1Radial Support 2.



Gambar 17. Spektrum 1Aksial Support 2



Gambar 18. Spektrum 2Radial Support 2.

Dari hasil pengukuran yang dilakukan, untuk komposisi aliran 3 di atas dan juga untuk komposisi aliran yang lain terlihat bahwa tidak terjadi pergeseran frekuensi yang signifikan akibat komposisi aliran yang berbeda-beda. Pengaruh perbedaan komposisi aliran terlihat lebih dominan terhadap perubahan level getaran di mana aliran dengan JL lebih besar memberikan level getaran yang lebih tinggi akibat lebih besarnya momentum yang dihasilkan. Pola spektrum yang hampir serupa juga dihasilkan dari kondisi support yang berbeda, dengan level getaran untuk kondisi *simply supported* lebih tinggi dari kondisi *clamped supported*.

4. KESIMPULAN

Dari penelitian ini, dapat disimpulkan bahwa kondisi *clamped supported* membuat sistem bergetar dengan frekuensi lebih tinggi. Sementara itu, komposisi aliran dengan fraksi cairan yang lebih besar menghasilkan level getaran yang lebih tinggi.

5. DAFTAR PUSTAKA

- Faal, R. T., and Derakhshan, D., 2011, "Flow- Induced Vibration of Pipeline on Elastic Support", *Procedia Engineering* 14, 2986- 2993.
- Hambric, S. A., Boger, D. A., Fahline, J. B. and Campbell, R. L., 2010, "Structure- and fluid-borne acoustic power sources induced by turbulent flow in 90° piping elbows", *Journal of Fluids and Structures* 26, 121-147.
- Miasa, I. M., Purwanto, T. P. and Erliandy, L., 2010, "Vibration and reliability of synthesis gas compressors (A case study in PKT-Kaltim Indonesia)", *Proceedings of the 20th International Congress on Acoustics*, Sydney, Australia.
- Paidoussis, M. P., 2006. "Real life experiences with flow-induced vibration", *Journal of Fluids and Structures* 22, 741- 755.
- Yakut, K. and Sahin, B., 2004, "Flow-induced vibration analysis of conical rings used for heat transfer enhancement in heat exchangers", *Applied Energy* 78, 273-288.
- Zhang. M. M., Katz, J. and Prosperetti, A., 2010, "Enhancement of channel wall vibration due to acoustic excitation of an internal bubbly flow", *Journal of Fluids and Structures* 26, 994-1017.

Pemodelan CAD 3D Tulang Femur dari data CT Scan

U.A. Salim^{1*}, F. Rizky¹

¹Departemen Teknik Mesin dan Industri Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada
Jalan Grafika No. 2 Yogyakarta 55261
e-mail: *urip-as@ugm.ac.id

Abstrak

Rekonstruksi tulang yang diawali dengan pembacaan tampilan 2D dari CT-Scan merupakan metode yang sudah lazim dilakukan oleh dokter bedah ortopedi. Tindakan ini merupakan bagian dari perencanaan sebelum operasi (*preoperative planning*). Salah satu tujuan tindakan ini adalah untuk menentukan jenis dan ukuran implan tulang tiruan. Pembacaan tampilan dari 2D dari CT-scan semata memungkinkan terjadi kesalahan interpretasi terhadap bentuk tulang karena ada bagian geometri tulang di belakang tampilan yang tidak jelas. Hanya dengan tampilan 2D saja, dokter bedah juga tidak bisa melakukan proses penyesuaian (*fitting*) implan template. *Fitting implan template* akan menjadi lebih mudah jika dilakukan menggunakan piranti lunak yang biasa digunakan untuk perancangan dengan CAD. Oleh karena itu pemodelan dari data CT-scan menjadi bentuk model solid 3D menjadi perlu dilakukan. Tulisan ini bisa memberikan prosedur yang dapat digunakan untuk memodelkan tulang dari data CT-scan sehingga menjadi bentuk model CAD 3D. Dengan model CAD 3D maka dokter bedah dapat melakukan proses fitting implan template dengan baik. Disisi lain, desainer dapat merancang implan tulang pasien secara personal.

Kata kunci: 2D CT-Scan, model tulang femur, CAD 3D.

Abstract

The bone reconstruction, which started by reading a 2D display from a CT scan, is a method commonly used by orthopedic surgeons. This action is part of preoperative planning. One purpose of this action is to determine the type and size of artificial bone implants. The reading of a 2D view from a CT scan only can occur misinterpretation of the shape of the bone due to an unclear regions of the bone geometry behind the view. Only with a 2D view, the surgeon also cannot adjust the implant template. The implant fitting template will be easier if done using software commonly used for CAD design. Therefore modeling 3D solid from of CT scan data is necessary. This paper can provide procedures that can be used to model bones from CT-scan data to develop a 3D CAD model. With the 3D CAD model, the surgeon can properly process the implant template. On the other hand, designers can design patient bone implants personally

Keywords: 2D CT-Scan, model tulang femur, CAD 3D.

1. PENDAHULUAN

Pembedahan dengan menggunakan tulang *prosthetic* yang banyak menarik peneliti adalah pembedahan *hip Joint* atau *Hip Replacement*. *Hip replacement* merupakan prosedur bedah yang memiliki tingkat keberhasilan yang cukup tinggi. Secara keseluruhan *Hip replacement*

merupakan prosedur pembedahan dengan tujuan untuk mengganti *upper end of femur* yang rusak.

Prosedur bedah *Hip Replacement* yang ada pada saat ini adalah dengan menggunakan *template* tulang *prosthetic* sebagai acuan yang nanti akan digunakan sebagai *prosthetic implant* pada pasien. Dokter bedah akan menentukan tulang *prosthetic* berdasarkan CT Scan pasien, kemudian disaat pembedahan, dokter akan mengeluarkan *femur* pasien dan menentukan apakah *template* tulang *prosthetic* akan digunakan atau dimodifikasi terlebih dahulu.

Rekontruksi tulang yang dimulai dari pembacaan tampilan 2D CT-Scan merupakan metode yang sudah lazim dilakukan oleh dokter bedah ortopedi (Akkoul, Hafiane, Rozenbaum, Lespessailles, & Jennane, 2017). Kegiatan ini merupakan bagian dari tindakan sebelum operasi (*preoperative planning*). Hal ini dilakukan untuk menentukan jenis dan ukuran implan tulang tiruan *template* (Kobayashi et al., 2012). Bahkan, *template* tulang *prosthetic* yang ada pada saat ini merupakan *template* orang-orang di kawasan Amerika, Eropa dan Asia. Oleh karena itu, pada beberapa pasien implan *template* ini menjadi tidak sesuai, dan dokter bedah melakukan beberapa modifikasi *template* tulang *prosthetic* agar dapat digunakan dengan baik.

Pembacaan tampilan dari 2D CT-Scan memungkinkan kesalahan interpretasi bentuk tulang karena ada bagian geometri tulang di belakang tampilan yang tidak jelas. Selanjutnya, hanya dengan tampilan 2D CT-Scan dokter bedah tidak bisa melakukan proses penyesuaian (*fitting*) implan *template*. Bahkan, teknologi *image processing* untuk rekonstruksi tulang telah berkembang dengan sangat pesat seperti pemodelan 3D dengan CT-Scan (*Computed Tomography*) dan MRI (*Magnetic Resonance Imaging*), akurasi model 3D tulang masih menyisakan persoalan (Lalone, Willing, Shannon, King, & Johnson, 2015; Rathnayaka et al., 2012)

Fitting implan *template* akan menjadi lebih mudah jika dilakukan menggunakan piranti lunak yang biasa digunakan untuk perancangan dengan CAD seperti AutoCAD, SolidWork, CATIA dan yang lainnya. Oleh karena itu ada peneliti yang menggunakan AutoCAD untuk membuat sketsa implan pada tampilan 2D CT-Scan (Shapi'i, Sulaiman, Hasan, Prabuwono, & Kassim, 2012). Evaluasi keteknikan seperti analisis kekuatan tulang menggunakan FEM pada model tulang dari CT-Scan juga masih menjadi kendala (Bonaretti, Seiler, Boichon, Reyes, & Büchler, 2014; Couteau & Payan, 2006; Rahim, Norouzi, Rehman, & Saba, 2017).

Tulisan ini memberikan prosedur yang dapat digunakan untuk memodelkan tulang dari data CT-Scan sehingga menjadi bentuk model CAD 3D. Dengan model CAD 3D maka dokter bedah dapat melakukan pengukuran tulang pasien lebih akurat dan proses *fitting* implan *template* dengan baik. Disisi lain, desainer dapat menggunakan prosedur ini untuk merancang implan tulang pasien secara personal.

2. METODE PENELITIAN

Penelitian ini adalah pemodelan yang memanfaatkan piranti lunak gratis (*opensource*) bebas dan beberapa dengan lisensi gratis terbatas, sehingga mahasiswa atau industri kecil juga dapat melakukannya.

Dalam penelitian ini, penulis menggunakan beberapa piranti lunak yaitu: a) 3D slicer untuk mengubah data CT-Scan tulang menjadi model tiga dimensi dalam bentuk format .stl, b) 3Ds Max untuk mengubah format .stl menjadi .sat, dan c) Autodesk Inventor untuk membuat model CAD 3D tulang dan merancang implan personal.

Urutan kegiatan penelitian ini meliputi:

1. Persiapan, dilakukan untuk mengevaluasi kesalahan (*error*) data dari CT-Scan. Data-data yang tidak dikehendaki untuk membuat model dapat disisihkan. Eliminasi data dilakukan dengan piranti 3D Slicer.
2. Pemodelan 3D, dilakukan dengan piranti 3D-Slicer yang bekerja berdasarkan prinsip *volum rendering* dan disimpan dalam format .stl,
3. Penghalusan mesh, dilakukan untuk membuat geometri model mempunyai kelengkungan-kelengkungan yang baik. Tahapan ini dilakukan dengan piranti lunak Meshlab.
4. Konversi model, dari format .stl menjadi .sat dilakukan dengan piranti 3Ds Max.
5. Pembacaan dan pemrosesan model 3D. Pada penelitian ini menggunakan piranti lunak Autodesk Inventor. Pada tahap ini dapat dilakukan pengukuran dimensi-dimensi dari model 3D tulang *femur* dan dapat dilakukan proses *fitting* model *template* implan dengan mudah.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Prosedur Pemodelan

Berikut ini adalah langkah langkah yang dilakukan dalam pemodelan CAD 3D dengan beberapa piranti lunak dan pengukuran dimensi tulang *proximal femur* seorang pasien pada pra-operasi yang dilakukan secara berurutan.

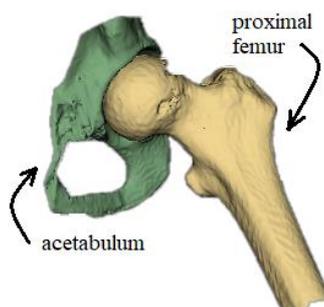
A. Persiapan

1. Menentukan dan memilih data-data dari CT-scan yang akan dijadikan model 3D Biasanya data yang digunakan dibawah folder DICOM.
2. Beberapa data dari CT-Scan mungkin terdapat *images* yang rusak, kerusakan ini dapat diperiksa. Jika jumlah image yang salah sedikit maka image tersebut dapat diabaikan (dihapus), namun jika jumlahnya terlalu banyak sebaiknya file ini tidak digunakan.
3. Menentukan parameter *orthophometric* tulang yang akan diukur. Objek penelitian ini adalah tulang *femur* dan parameter-parameter yang diukur pada penelitian ini (Park, Bae, Koo, & Kim, 2014) yaitu:
 - a. Poros *Femural isthmus*
 - b. Sumbu anatomi *femorals*
 - c. *Femoral head* dan sumbu x *femur*
 - d. Sudut poros leher *femoral*
 - e. *Anterversion*
 - f. *Index Canal Flare*

B. Pembuatn Model 3 Dimensi

1. Data CT Scan yang tidak ada *error* diproses menjadi model 3D dengan menggunakan 3D-Slicer. Pada tahapan ini, file DICOM yang terdapat pada data CT-scan dapat ditemukan dengan menekan tombol icon data.
2. Setelah data DICOM dari CT-scan dibuka, 3D Slicer akan menampilkan keseluruhan isi data-data CT-scan. Kemudian dipilih satu data yang mengandung semua komponen irisan. Dari data inilah model 3D dapat dibuat dengan mudah. Centang pada bagian *unknwon*, dimana file ini merupakan file yang berisi semua irisan yang digunakan untuk pemodelan 3D.

3. Proses *rendering* dilakukan dengan memilih menu *volume rendering*, dimana data yang berisi irisan-irisan model akan dikonversi menjadi gumpalan titik-titik (*point cloud*) yang mengisi ruang model yang terbaca secara 3D.
4. Proses *rendering* meliputi keseluruhan data dari *CT-Scan* yang mencakup semua bagian tubuh yang di-*scan*. Oleh karena objek penelitian ini adalah *proximal femur*, maka dibuat kubus bidang pemotongan untuk menyisakan bagian *proximal femur* saja.
5. Tahap selanjutnya adalah memberi keterangan ruang model. Ini dilakukan dengan menekan tombol *threshol deffect* dan memberinya label. Pemilihan warna dapat dilakukan dengan mengarahkan pada bagian model 3D dan mengganti warnanya.
6. Dengan memilih tombol *change island effect* dapat dilakukan identifikasi bagian-bagian tulang. Dalam hal ini identifikasi dilakukan pada bagian *femur* dan *acetabulum* saja (Gambar 1).



Gambar 1. Model 3D dari *proximal femur* dan *acetabulum*.

7. Tombol *make model effect* digunakan untuk memberikan label pada masing-masing komponen tulang. Sejak diberikan label yang berbeda maka model 3D dapat disimpan terpisah menurut labelnya.

C. Penghalusan dan perbaikan Mesh

Tahapan ini dilakukan untuk memperbaiki *mesh* model format *.stl*. Meshlab digunakan untuk menghilangkan *point cloud* yang bertindih satu sama lain. Apabila ada *point cloud* yang bertindih, maka besarnya data akan bertambah dan menyulitkan ketika membangun bentuk solid 3D. Meshlab juga memiliki fungsi untuk menyatukan bidang-bidang berdekatan sehingga data lebih sederhana.

Beberapa fitur Meshlab yang biasanya digunakan untuk mempermudah pembangunan bentuk solid tiga dimensi adalah sebagai berikut;

1. Pada menu *Cleaning and Repairing* dapat digunakan beberapa fitur berikut:
 - a. *Merge Close Vertices* digunakan untuk mengurangi *point cloud* dan bidang pada *mesh* tiga dimensi.
 - b. *Remove Duplicate Faces* dapat digunakan agar terhindar dari *point cloud* yang bertindihan sehingga menyulitkan dalam membentuk solid tiga dimensi.
 - c. *Remove Duplicate Vertices* berfungsi untuk menghilangkan *point cloud* yang bertindih agar mengurangi jumlah *faces* yang ada.
 - d. *Remove Zero Area Face* berfungsi untuk menghilangkan secara otomatis *point cloud* yang terlalu jauh dari *mesh* dan *point cloud* yang tidak membentuk bidang.
2. Pada menu *Smoothing, Pairing & Deformation* dapat dipilih fitur *Depth Smooth* untuk memperhalus bagian permukaan dari bentuk tiga dimensi.

D. Konversi format data

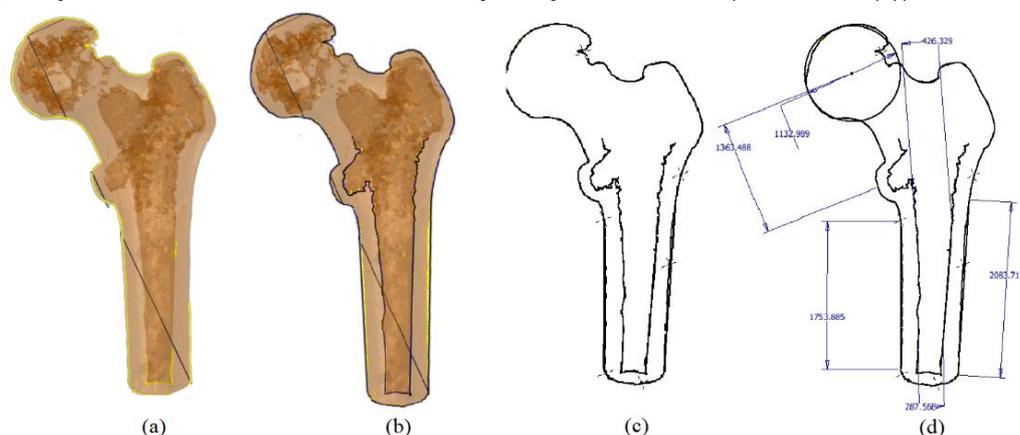
Penghalusan model dengan Meshlab masih berupa format .stl yang didefinisikan sebagai *point cloud* yang berbentuk tiga dimensi. Konversi format data dari .stl menjadi .sat dilakukan dengan piranti Autodesk 3Ds-max. Konversi format data ini membutuhkan waktu lama yang tergantung pada kerumitan dan banyak *point cloud* yang akan di-generate.

E. Pengukuran dimensi *proximal femur*

File model dengan format .sat dapat dibuka dengan piranti Autodesk Inventor sehingga lebih mudah dalam menentukan dimensinya. Cara menentukan dimensi adalah sebagai berikut:

- Menentukan arah pandangan gambar dan *plane* yang tepat sehingga memungkinkan data tercermin pada posisi yang benar (Gambar 2 (a)).
- Memproyeksikan data melalui *plane* yang ada, kemudian membuat *sketch* pada garis proyeksi (Gambar 2 (b)).
- Mengubah tampilan sehingga mempunyai batas yang jelas (Gambar 2(c)).

Membuat sketsa geometri sederhana dan mengidentifikasi titik-titik pengukuran sehingga dapat ditentukan dimensi-dimensi pada posisi terkait (Gambar 2(d)).



Gambar 2. Urutan proses penentuan geometri *proximal femur*.

Pembahasan

Prosedur yang dibuat ini memang cukup panjang dan bahkan menghabiskan banyak waktu, namun demikian cukup efektif untuk dilakukan dengan berbagai keterbatasan. Pemodelan 3D didasarkan pada data CT-Scan pasien sampai saat ini masih mejadi topik yang hangat untuk dibahas. Terlalu banyaknya point yang di-generate menjadikan kesulitan tersendiri dalam penentuan batas-batas wilayah geometrinya. Namun demikian, secara umum pemodelan 3D yang didasarkan pada protokol CT-Scan masih memberikan akurasi yang lebih baik dari pada 2D (Lalone et al., 2015).

Banyaknya *point-cloud* yang di-generate oleh CT-Scan menjadi permasalahan sendiri ketika digabungkan dengan perangkat lunak untuk keperluan perancangan (CAD) dan evaluasi kekuatan (dengan FEM). Sehingga Coureau, et al, (2000) harus melakukan modifikasi model untuk keperluan evaluasi dengan FEM menggunakan algoritma *mesh-matching*.

Penelitian ini berbeda dengan yang telah dilakukan oleh Salim, et al, (2009) dalam hal *generating point-cloud* yang digunakan. Pada penelitian yang lalu *point-cloud* di-generate dengan *surface scan* sehingga model 3D dibuat dengan bantuan membuat NURBS, sedangkan penelitian ini menggunakan data yang di-generate oleh CT-Scan.

4. KESIMPULAN

Prosedur pemodelan 3D dengan CAD ini telah mengkombinasikan *image processing* dari geometri *proximal femur* dengan piranti CAD yang biasa digunakan untuk perancangan. Dengan prosedur ini tidak hanya dapat dilakukan proses *fitting* model implan *template* dengan model geometri tulang 3D, tetapi juga dapat digunakan untuk merancang bentuk bentuk implan tulang secara personal.

5. DAFTAR PUSTAKA

- Akkoul, S., Hafiane, A., Rozenbaum, O., Lespessailles, E., & Jennane, R. (2017). 3D Reconstruction of the proximal femur shape from few pairs of x-ray radiographs. *Signal Processing: Image Communication*, 59(February 2016), 65–72. <https://doi.org/10.1016/j.image.2017.03.014>
- Bonaretti, S., Seiler, C., Boichon, C., Reyes, M., & Büchler, P. (2014). Image-based vs. mesh-based statistical appearance models of the human femur: Implications for finite element simulations. *Medical Engineering and Physics*, 36(12), 1626–1635. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.09.006>
- Couteau, B., & Payan, Y. (2006). The mesh-matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures. *Arxiv Preprint Physics/0606232*, 33(8), 1005–1009. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00055-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00055-5)
- Kobayashi, A., Ishii, Y., Takeda, M., Noguchi, H., Higuchi, H., & Toyabe, S. (2012). Comparison of analog 2D and digital 3D preoperative templating for predicting implant size in total knee arthroplasty. *Computer Aided Surgery*, 17(2), 96–101. <https://doi.org/10.3109/10929088.2011.651488>
- Lalone, E. A., Willing, R. T., Shannon, H. L., King, G. J. W., & Johnson, J. A. (2015). Accuracy assessment of 3D bone reconstructions using CT: An intro comparison. *Medical Engineering and Physics*, 37(8), 729–738. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.04.010>
- Park, B. K., Bae, J. H., Koo, B. Y., & Kim, J. J. (2014). Function-based morphing methodology for parameterizing patient-specific models of human proximal femurs. *CAD Computer Aided Design*, 51, 31–38. <https://doi.org/10.1016/j.cad.2014.02.003>
- Rahim, M. S. M., Norouzi, A., Rehman, A., & Saba, T. (2017). 3D bones segmentation based on CT images visualization. *Biomedical Research (India)*, 28(8), 3641–3644.
- Rathnayaka, K., Momot, K. I., Noser, H., Volp, A., Schuetz, M. A., Sahama, T., & Schmutz, B. (2012). Quantification of the accuracy of MRI generated 3D models of long bones compared to CT generated 3D models. *Medical Engineering and Physics*, 34(3), 357–363. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.07.027>
- Shapi'i, A., Sulaiman, R., Hasan, M. K., Prabuwo, A. S., & Kassim, A. Y. M. (2012). Digital two dimensional (2D) implant design for pre-operative planning in Total hip Arthroplasty. *International Journal on Electrical Engineering and Informatics*, 4(1), 67–77. <https://doi.org/10.15676/ijeei.2012.4.1.6>

Studi Awal Perancangan Tempat Tidur Pasien Berbahan Aluminium dengan Metode Elemen Hingga

Suyitno^{1,*}, F.A.K. Yudha¹

¹Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada
Jl. Grafika No.2, Yogyakarta 55281
Telp. +62-274-521673
e-mail: *¹suyitno@ugm.ac.id

Abstrak

Tempat tidur rumah sakit adalah tempat tidur yang dirancang untuk orang yang membutuhkan perawatan kesehatan. Tempat tidur ini memiliki fitur untuk kenyamanan pasien, mencakup ketinggian kepala, kaki, rel samping yang dapat disesuaikan manual atau otomatis, pembuatan tempat tidur pasien saat ini masih menggunakan bahan baja dan *stainless steel*. *Stainless steel* dikenal banyak digunakan sebagai alat biomedik, contoh implan, pisau operasi, dan alat bantu rumah sakit seperti tempat tidur pasien karena tahan korosi, dari keluhan perawat rumah sakit untuk tempat tidur pasien saat ini yang berbahan *stainless steel* masih berat disaat memindahkan tempat tidur dari ruang satu ke ruang yang lain. Untuk itu di buat studi awal perancangan tempat tidur pasien berbahan aluminium yang akan menggantikan bahan *stainless steel* dimana nantinya akan mendapatkan tempat tidur yang ringan dan mampu menahan beban 250 kg. Studi awal perancangan menggunakan bantuan CAD untuk membuat desain dan *Software Abaqus 6.11* dalam menganalisis tempat tidur pasien. Studi awal ini membuat tempat tidur pasien yang diperkecil dengan skala 1:5. Hasil simulasi tempat tidur pasien skala 1:5 dengan beban 600 N menghasilkan *Von Mises* sebesar 67 MPa dan *displacement* sebesar 1,7 mm. Untuk itu hasil tegangan (*Von Mises*) simulasi tempat tidur pasien nilainya lebih kecil dari *yield strength* aluminium 6061 T6 sebesar 275 Mpa maka bahan yang digunakan untuk tempat tidur pasien masih aman. Hasil eksperimen tempat tidur pasien skala 1:5 dengan beban 600 N menghasilkan *displacement* sebesar 1,68 mm.

Kata kunci: *Abaqus 6.11, Tempat Tidur Pasien, CAD, Aluminium.*

Abstract

Hospital beds are beds that are designed for people who need health care. This bed has features for patient comfort, including head, foot height, side rails that can be adjusted manually or automatically, while making patient beds is still using steel and stainless steel. Stainless steel is known to be widely used as a biomedical tool, for example implants, surgical knives, and hospital aids such as patient beds because of corrosion resistance, from complaints of hospital nurses to patient beds today that are still heavy stainless steel when moving beds from room one to another room. For this reason, a preliminary study of the design of a patient bed made of aluminium will be replaced by stainless steel, which will later get a lightweight bed that can withstand a load of 250 kg. The preliminary design study used CAD assistance to design and Software Abaqus 6.11 in analyzing patient beds. This initial study made the patient's bed minimized on a 1: 5 scale. The results of the simulation of the patient bed scale 1: 5 with a load of 600 N resulted in Von Mises of 67 MPa and displacement of 1.7 mm. For the results of the stress simulation (Von Mises) of the patient's bed the value is smaller than the yield strength of aluminium 6061 T6 of 275 Mpa, the material used for the patient's bed is

still safe. The experimental results of patient beds on a 1: 5 scale with a load of 600 N resulted in a displacement of 1.68 mm.

Keywords: *Abaqus 6.11, Patient Beds, CAD, Aluminium*

1. PENDAHULUAN

Pelayanan rumah sakit untuk pasien sangat diprioritaskan. Tingkat kenyamanan pasien mencerminkan kualitas rumah sakit yang profesional. Peralatan canggih dalam dunia medika sangat diperlukan untuk proses penyembuhan pasien. Tempat tidur rumah sakit adalah tempat tidur yang dirancang khusus untuk pasien rawat inap atau orang lain yang membutuhkan beberapa bentuk perawatan kesehatan. Tempat tidur ini memiliki fitur khusus baik untuk kenyamanan pasien dan untuk kenyamanan petugas layanan kesehatan. Fitur umum mencakup ketinggian yang dapat disesuaikan untuk seluruh tempat tidur, kepala, dan kaki, rel samping yang dapat disesuaikan, dan tombol elektronik untuk mengoperasikan tempat tidur. Tempat tidur rumah sakit digunakan tidak hanya di rumah sakit, namun juga di fasilitas perawatan kesehatan lainnya, seperti panti jompo, klinik rawat jalan, dan perawatan kesehatan yang ada di rumah.

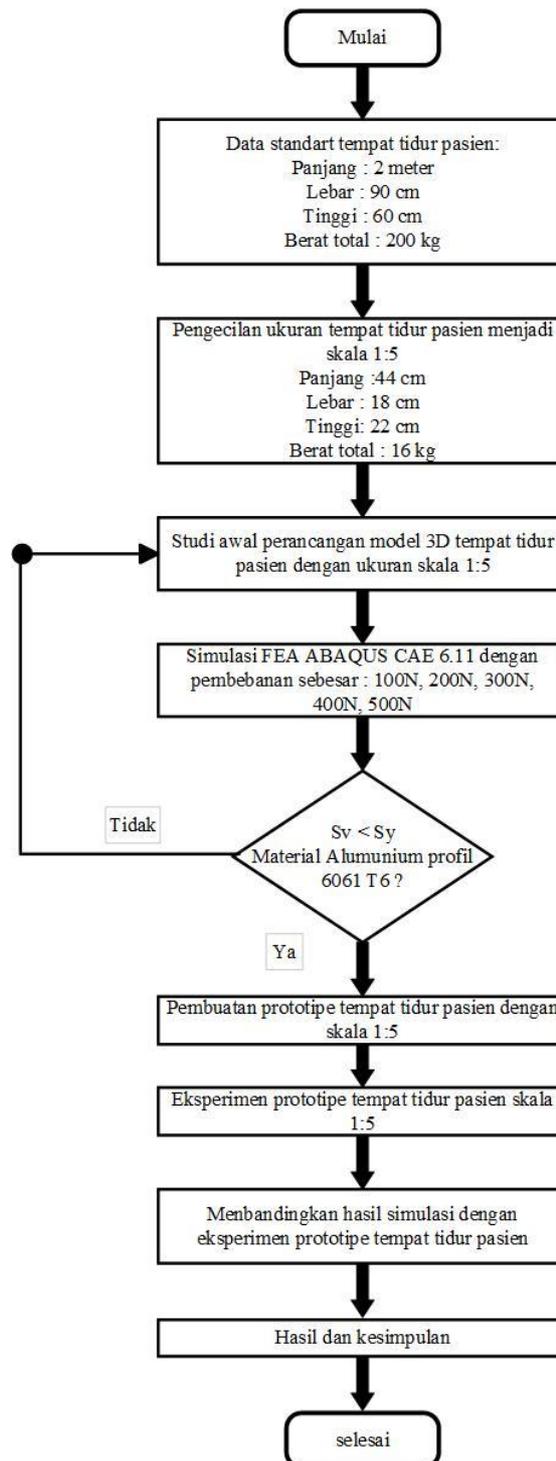
Tempat tidur pasien di rumah sakit sekarang ini masih menggunakan bahan baja dan *stainless steel* dari data spesifikasi tempat tidur pasien dimana berat total berkisar dari 100 kg sampai 200 kg, sehingga dari keluhan perawat rumah sakit untuk tempat tidur pasien saat ini yang berbahan *stainless steel* masih berat disaat memindahkan tempat tidur dari ruang satu ke ruang yang lain.

Tempat tidur pasien dikembangkan menggunakan teknologi dimana tempat tidur tersebut tidak hanya dapat digerakkan secara manual tetapi dapat digerakkan secara otomatis, yang mengakibatkan harga tempat tidur tersebut menjadi mahal, data standar tempat tidur pasien dengan panjang 2 m, lebar 90 cm, tinggi 60 cm, dan berat total mencapai 200 kg

Dari standar tempat tidur tersebut untuk itu di buat studi awal perancangan tempat tidur pasien berbahan aluminium yang akan menggantikan bahan baja dan *stainless steel* dimana nantinya akan mendapatkan tempat tidur yang ringan dan mampu menahan beban 250 kg atau sesuai dengan berat badan orang dewasa yang mengalami obesitas. Dengan penggantian bahan tempat tidur pasien dengan bahan aluminium yang dijual di pasaran diharapkan bisa menjangkau harga tempat tidur pasien yang tadinya mahal bisa menjadi murah dengan teknologi yang sama, terdapat pada tempat tidur pasien tersebut. Dengan menggunakan bantuan *software CAD* untuk membuat desain tempat tidur pasien dengan skala 1:5 dan *software Abaqus 6.11* dalam menganalisis desain tempat tidur pasien berbahan aluminium skala 1:5 yang mampu untuk menahan berat merata maksimal 600N yang nantinya studi awal perancangan ini dipakai untuk awal pembauatan tempat tidur pasien yang aman. (Fisher, 2011).

2. METODE PENELITIAN

Penelitian ini terdiri perancangan, pembuatan, dan eksperimen prototipe tempat tidur pasien dengan skala 1:5. Langkah-langkah penelitian disusun dalam diagram alir yang ditampilkan pada Gambar 1.



Gambar 1. Diagram Alir penelitian

Pengujian prototipe untuk perbandingan dengan skala 1:5 pengujian statis dengan pembebanan terdistribusi merata dan alat ukur yang digunakan adalah *dial indikator*. Untuk pengambilan data sesuai dengan beban yang diinginkan, setiap pengambilan data satu beban sebanyak sepuluh kali dan dicatat setelah itu diambil nilai rata-rata. Untuk proses pengujian ditampilkan pada gambar 2.

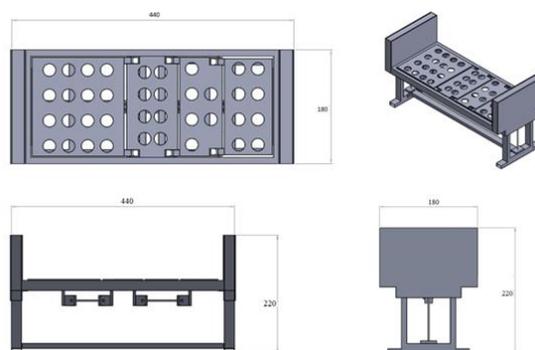


Gambar 2. Proses pengujian tempat Tidur skala 1:5

Dengan pengambilan data *displacement* prototipe ini yang nantinya akan dibandingkan dengan data yang diperoleh dari simulasi diambil batasan *displacement* untuk pengujian ini adalah 10 mm, dimana *displacement* 10 mm itu diambil sebagai batas maksimum aman dikarenakan tempat tidur pasien yang dirancang ini membutuhkan tingkat ke presisian yang tinggi, mengingat perancangan penggerak tempat tidur pasien ini menggunakan sistem elektrik dan penggerak rangka menggunakan linier actuator.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Perancangan model diperoleh dari informasi dimensi ukuran tempat tidur pasien. Pembuatan bentuk dan ukuran mencermati pada tempat tidur pasien yang sudah diproduksi dan beredar yaitu produk Invancare dengan data standar tempat tidur pasien dengan panjang 2 m, lebar 90 cm, tinggi 60 cm, dan berat total mencapai 200 kg. Model awal rancangan harus memenuhi kriteria fungsi dari tempat tidur pasien dan menggunakan Aluminium 6061 T6 sebagai bahan yang digunakan untuk membuat tempat tidur pasien. Model tempat tidur pasien digambar dalam 3D menggunakan *software Solid Work* 2016. Tahap merancang harus mempertimbangkan proses manufaktur yang hanya menggunakan metode permesinan konvensional. File desain tersebut diekspor kedalam format parasolid (.x_t) sehingga dapat dilakukan proses simulasi menggunakan *software ABAQUS* 6.11.

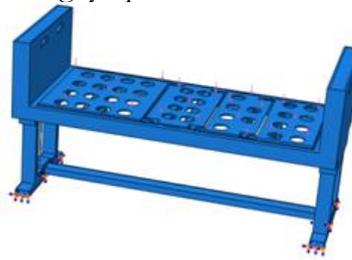


Gambar 3. Desain 3D model Prototipe

Simulasi FEA

Proses ini akan berpengaruh besar dalam mengurangi biaya operasional suatu pekerjaan. Selain itu, simulasi bisa menjadi salah satu cara untuk mempertimbangkan kelayakan dari suatu desain. Penggunaan perangkat lunak simulasi dalam penelitian ini bertujuan untuk menganalisis distribusi tegangan dan *displacement* yang terjadi pada model desain tempat tidur pasien berbahan aluminium. Hasil dalam simulasi yang diperoleh dari *software Abaqus* 6.11 menjadi dasar bahwa desain tersebut aman dari kegagalan mekanik. Uji simulasi dilakukan dengan model static general. Pembebanan aksial maksimal sebesar 600 N

dan pembebanan minimal 100 N. Hasil tegangan (*Von Mises*) dan displacement dijadikan sebagai indikator kegagalan mekanik dari model tempat tidur pasien tersebut. Model simulasi ditunjukkan Gambar 4 dan diberikan gaya pembebanan.

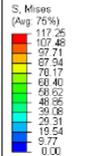
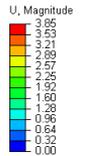
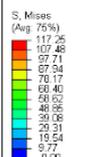
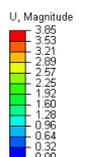
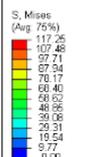
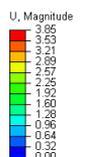
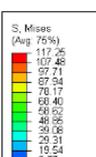
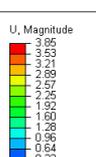
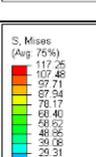
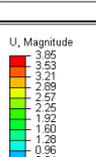


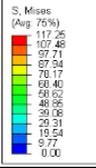
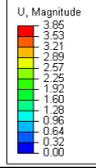
Gambar 4. Simulasi beban yang didapat tempat tidur skala 1:5

Hasil pembebanan tekan

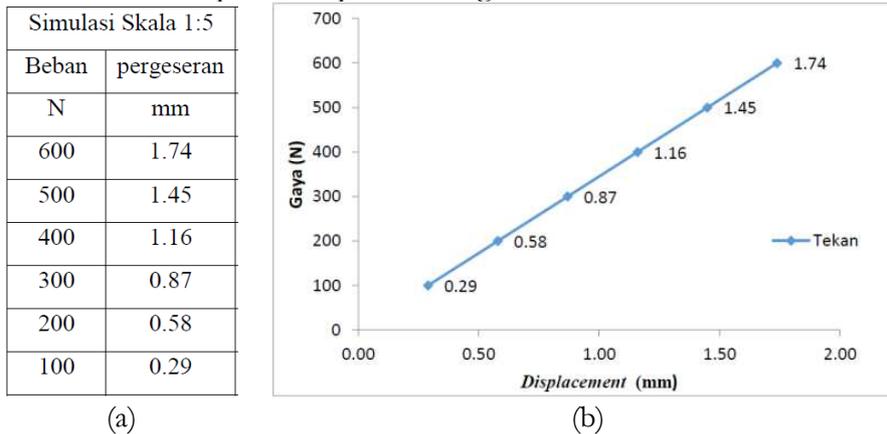
Model ini posisi tempat tidur pasien mendatar dan memperoleh beban aksial. Hasil simulasi ditunjukkan Tabel 1.

Tabel 1. Hasil simulasi model prototipe tempat tidur pasien skala 1:5.

Tegangan (<i>Von Mises</i>) (MPa)		Displacement (mm)		STEP
Area	Hasil	Area	Hasil	
				1 Beban 500 N
				2 Beban 1000 N
				3 Beban 1500 N
				4 Beban 2000 N
				5 Beban 2500 N

Tegangan (<i>Von Mises</i>) (MPa)		<i>Displacement</i> (mm)		STEP
Area	Hasil	Area	Hasil	
				6 Beban 3000 N

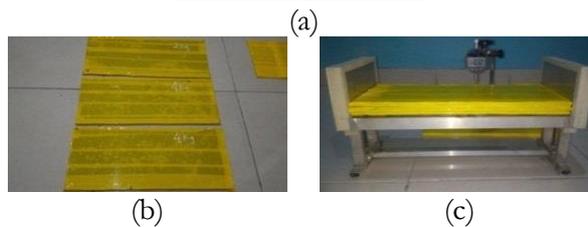
Hasil pembebanan tekan tempat tidur pasien dengan skala 1:5



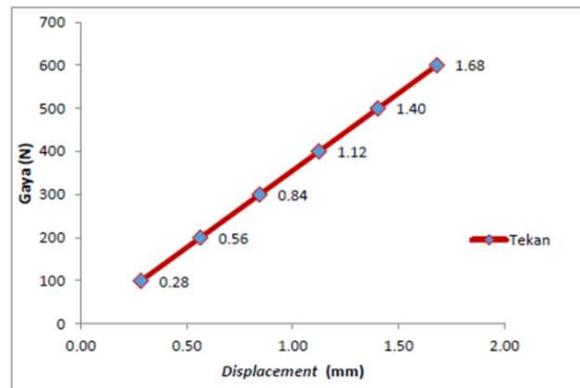
Gambar 5. (a) Hasil data simulasi, (b) Hubungan gaya dengan *displacement* dari hasil simulasi pengujian statis

Simulasi dengan skala 1:5 dilakukan untuk validasi perbandingan hasil antara simulasi tempat tidur pasien dengan skala 1:5 dengan eksperimen tempat tidur pasien dengan skala 1:5. Uji simulasi dilakukan dengan model *static general*. Pembebanan aksial maksimal sebesar 600 N dan pembebanan minimal 100 N. Hasil tegangan (*Von Mises*) dan *displacement* dijadikan sebagai indikator kegagalan mekanik dari model tempat tidur pasien tersebut.

Eksperimen Skala 1:5	
Beban	pergeseran
N	mm
600	1.68
500	1.40
400	1.12
300	0.84
200	0.56
100	0.28



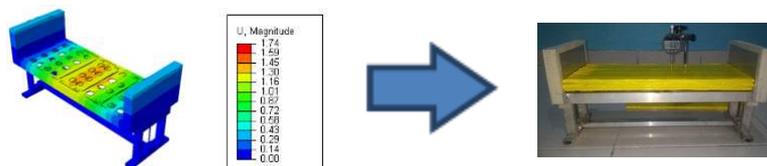
Gambar 6. (a) Hasil data pengujian, (b) Beban seberat 100 N, (c) Pengukuran menggunakan dial indikator



Gambar 7. Hubungan gaya dengan displacement dari hasil eksperimen pengujian statis

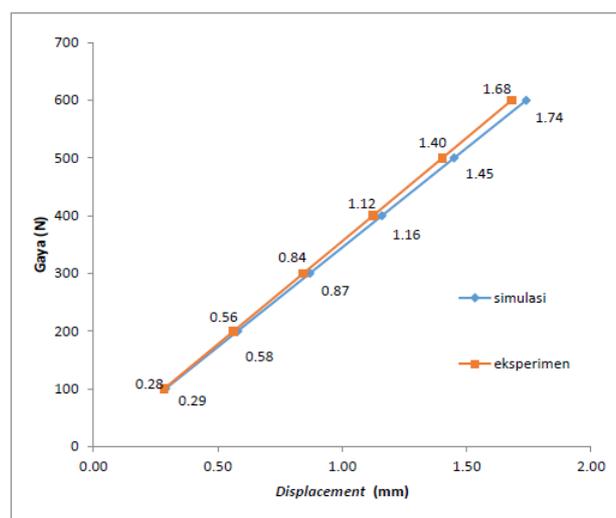
Perbandingan antara hasil simulasi dan eksperimen

Perbandingan dari hasil simulasi dengan eksperimen tempat tidur pasien dengan skala 1:5 disajikan dalam bentuk grafik pada gambar 4.5.



Gambar 8. Hubungan gaya dengan displacement dari hasil eksperimen pengujian statis

Grafik yang dihasilkan model simulasi dan eksperimen hasil pengujian tempat tidur pasien pada gambar 9 menunjukkan perbedaan. Perbedaan antara simulasi dan eksperimen terjadi pada nilai pergeseran atau *displacement*. Hasil simulasi pembebanan 600 N menghasilkan *displacement* 1.74 mm dalam pengujian tekan. pada eksperimen mencapai beban maksimal 600 N, *displacement* yang terjadi sebesar 1.68 mm dalam pengujian tekan.



Gambar 9. Hubungan gaya dengan *displacement* dari hasil simulasi dan eksperimen pengujian statis.

4. KESIMPULAN

Penelitian studi awal perancangan tempat tidur pasien menghasilkan berupa pengecilan ukuran tempat tidur yang sudah beredar di pasaran, analisis simulasi tempat tidur pasien skala 1:5 dengan beban 600 N yang menghasilkan *Von Mises* sebesar 67 MPa dan *displacement* sebesar 1,7 mm. Untuk itu hasil tegangan (*Von Mises*) simulasi tempat tidur pasien nilainya lebih kecil dari *yield strength* aluminium 6061 T6 sebesar 275 Mpa maka bahan yang digunakan untuk tempat tidur pasien masih aman. Hasil eksperimen tempat tidur pasien skala 1:5 dengan beban 600 N menghasilkan *displacement* sebesar 1,68 mm.

5. DAFTAR PUSTAKA

- Anonim, <http://www.invacare.com/cgi-bin/imhqprd/default.jsp>, diakses pada Sabtu 7 Januari 2017.
- Ashby, M. M., & Jones, D. R. H. (2012). Engineering Materials 1. *Engineering Materials 1*. <https://doi.org/10.1016/C2009-0-64288-4>
- Fisher, F. (2011). *ME345 Modeling and Simulation, Stevens Inst. of Technology*.
- L.Logan, D. (2012). *A First Course in the Finite Element Method*.
- Pinem, M. D. (2006). *Analisis Struktur Dengan Metode Elemen Hingga (Finite Element Method)*.
- Steffen, J. R. (2014). *Analysis of Machine Elements Using SolidWorks Simulation 2014*. Retrieved from <https://books.google.com/books?id=i7x2AwAAQBAJ&pgis=1>

Journal of Mechanical Design and Testing (JMDT) is an open-access and peer-reviewed journal aimed to disseminate the results of research in the field of mechanical engineering. The journal is biannually published an original research articles and / or review articles that concern to the following issues:

- Design of mechanical components used in engineering structures, machines and engines, computer aided design (CAD), computer aided manufacturing (CAM), the development of methodology for designing machine elements or mechanical components.
- Finite element analysis, computational fluid dynamics, computational heat and mass transfer, applied mechanics, biomechanics.
- Manufacturing technologies, materials processing technologies, conventional and non-conventional machining, powder metallurgy, casting, welding, additive manufacturing and rapid prototyping, automation.
- Evaluation of engine performance, tribology and lubrication, engine maintenance, testing of mechanical components, materials characterizations, failure analysis.
- Experimental fluid dynamics, multiphase flow, heat and mass transfer, pump and compressor.
- Energy conversion, turbo machineries, internal combustion engines, power plant.
- Mechanical engineering education, learning method for mechanical engineering education, engineering ethics.

JMDT is now open access

All issues of JMDT are now available to read online, free of charge. Articles are also free to download and share in accordance with the Creative Commons Attribution-ShareAlike 4.0 International license. Visit the website at <https://jurnal.ugm.ac.id/jmdt> to read this or any past issue online.

ONLINE SUBMISSIONS

Have a Username/Password for Journal of Mechanical Design and Testing

Registration and login are required to submit items online and to check the status of current submissions.

AUTHOR GUIDELINES

By submitting to *JMDT*, authors attest that:

1. The submission is an original work, free from any form of plagiarism (text, data, and figures).
2. The submission has not been previously published, nor is it under consideration by another journal.
3. The submission has been approved by all co-authors and relevant authorities (e.g. an institution or sponsor).
4. The manuscript has been (to the best of the authors' abilities) written in good English and Bahasa Indonesia and is free of grammatical errors. It has been checked with a proofreading tool (e.g. Grammarly) and, if possible, proofed by a language editor.

ONLINE SUBMISSION PROCEDURE

Submissions to *JMDT* should be through its online submission system. There are no strict formatting requirements for the initial submission, as long as the article structure conforms with our guidelines (see the manuscript structure section below). Manuscripts that advance to the revision stage will then be required to be formatted appropriately (see the formatting section). This enables authors to focus on the scientific content of their manuscript, along with speeding up the article's processing time.

Author registration. Authors without a *JMDT* account are required to create an account before beginning their submission. Make sure that the "Author" role is selected in the Role dropdown menu, otherwise, you will not be able to proceed with the submission.

Author(s) data. The submitting author is required to complete the author(s) data during the submission. Please ensure that the affiliation addresses are complete and written exactly as they appear on the manuscript.

Manuscript metadata. Please complete at least the following information related to the manuscript:

- **Title.** Fill in the manuscript title field in sentence *case*.
- **Abstract.** Paste the abstract into the abstract field; make sure that the formatting is consistent with the manuscript (e.g. superscript and *italics*).
- **Keywords.** Provide a maximum of five words/phrases, separated by *semicolons*.
- **References.** References should be written following the CSE author-date style (*JMDT*'s chosen reference style), but with the journal name written in full (not abbreviated). Separate each reference with a blank line.

Cover letter. In addition to the manuscript and its supplemental files, include a succinct cover letter stating the significance of the study and novelty of the results, as well as how it will appeal to *JMDT*'s readership. Authors may optionally suggest two potential reviewers for their manuscript, with whom no conflicts of interest exist.

SUBMISSION PREPARATION CHECKLIST

As part of the submission process, authors are required to check off their submission's compliance with all of the following items, and submissions may be returned to authors that do not adhere to these guidelines.

1. The submission has not been previously published, nor is it before another journal for consideration (or an explanation has been provided in Comments to the Editor).
2. The submission file is in OpenOffice, Microsoft Word, RTF, or WordPerfect document file format.
3. Where available, URLs for the references have been provided.
4. The text is single-spaced; uses a 12-point font; employs italics, rather than underlining (except with URL addresses); and all illustrations, figures, and tables are placed within the text at the appropriate points, rather than at the end.
5. The text adheres to the stylistic and bibliographic requirements outlined in the Author Guidelines, which is found in About the Journal.
6. If submitting to a peer-reviewed section of the journal, the instructions in Ensuring a Blind Review have been followed.

Consideration before submitting

Before submitting an article to JMDT, please ensure that it fits within the journal's scope and at the very least fulfills all of the following criteria:

1. The submission is an original work, free from any form of plagiarism (text, data, and figures).
2. The submission has not been previously published, nor is it under consideration by another journal.
3. The submission has been approved by all co-authors and relevant authorities (e.g. an institution or sponsor).
4. The manuscript has been (to the best of the authors' abilities) written in good English and Bahasa Indonesia and is free of grammatical errors. It has been checked with a proofreading tool (e.g. Grammarly) and, if possible, proofed by a language editor.

If you feel your article is a good fit for JMDT, you can get started by reading our author guidelines (found here: <https://jurnal.ugm.ac.id/jmdt/about/submissions>) or simply visiting the website at <https://jurnal.ugm.ac.id/jmdt>.

Editorial Team

Editor-in-chief

Dr. Suyitno, S.T., M.Sc., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Section Editor

Dr. Budi Arifvianto, S.T., M.Biotech., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Reviewer

Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Sc., *Departemen Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Indonesia*

Dr. Deendarlianto, S.T., M.Eng., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Dr. Eng. Ahmad Widodo, S.T., M.T., *Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro, Indonesia*

Dr. I Made Miasa, S.T., M.Sc., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Dr. Indraswari Kusumaningtyas, S.T., M.Sc., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Dr. Ir. I Ketut Gede Sugita, M.T., *Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Udayana, Indonesia*

Dr. Kusmono, S.T., M.T., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Dr. Urip Agus Salim, S.T., M.Eng, Sc. , *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Dr. Yazdi Ibrahim Jenie, S.T., M.T., *Fakultas Teknik Mesin dan Dirgantara, Institut Teknologi Bandung, Indonesia*

Fauzun, S.T., M.T., Ph.D., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Muhammad Agung Bramantya, S.T., M.T., M.Eng., Ph.D., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Muslim Mahardika, S.T., M.Eng., Ph.D., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Prof. Dr. techn. Suyitno, S.T., M.T., *Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Sebelas Maret, Indonesia*

Prof. Ir. Jamasri, Ph.D., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Prof. Mochammad Noer Ilman, S.T., M.Sc., Ph.D., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Prof.Ir.Harwin Saptoadi, M.Eng., *Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Indonesia*

Sugeng Supriadi, S.T., M.S.Eng., Ph.D, *Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Indonesia, Indonesia*

Teguh Dwi Widodo, S.T., M.Eng, Ph.D, *Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik Universitas Brawijaya, Indonesia*

Gunawan Setia Prihandana, S.T., M.Eng., Ph.D, *Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Airlangga, Indonesia*

Tata Letak & Sampul

Fitri Untari, A.Md.Ak

Dikelola dan Diterbitkan Oleh:

Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada dan Centre for Innovation of Medical Equipment and Devices (CIMEDS) Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada

Website: <https://jurnal.ugm.ac.id/jmdt>

email: jmdt@ugm.ac.id