

Parameter Optimization of Customized FDM 3D Printer Machine for Biocomposite Material [Sago/PMMA] Using 2^k Fractional Factorial Design

Optimasi Parameter Mesin 3D Printer FDM Customized Untuk Material Biokomposit [Sagu/PMMA] Menggunakan 2^k Fractional Factorial Design

Ibnu Abdul Rosid¹, Alva Edy Tontowi¹

¹ Teknik Industri, Fakultas Teknik dan Teknologi Informasi, Universitas Jenderal Achmad Yani Yogyakarta
Jl. Siliwangi, Banyuraden, Yogyakarta, 55293

² Teknik Industri, Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada
Jl. Grafika No. 2, Sleman, Yogyakarta, 55284

email : ibnuabdulrosid@unjaya.ac.id

doi: <https://doi.org/10.31315/opsi.v14i2.5352>

Received: 12th August 2021; Revised: 12th December 2021; Accepted: 15th December 2021;

Available online: 21st December 2021; Published regularly: December 2021

ABSTRACT

Bone fracture caused by various incident causes medical problems. Then bone restoration is required. Bone grafts can be used to solve this problem. One of the materials that can be used to produce bone graft is PMMA. PMMA requires to be combined with other materials to extend the solidification time. The material that can be used for bone graft material is sago starch. The main ingredient composition of Biocomposite [sago/PMMA] consists of sago: PMMA = 1 : 1 (w/w). The composition of the addition of MMA is 10% (v/w) of PMMA, this is to extend the curing time. Thus the material can be through from the chamber extruder to the nozzle. This research aims to obtain combinations of 3D Printer FDM Customized machine parameters for minimizing of error dimension. The 3D Printer machine uses pneumatic system to push the material from the container to the chamber and used screw extruder to push the material out through the nozzle. The experimental design method used a 2^k fractional factorial design, with 3 parameters, 2 levels and 3 responses. The experimental results obtained that the layer height parameter has a significant influence on the x-dimensional error. The optimization results obtained a combination of parameters to get the smallest error dimensions, the print speed is 25 mm/s, the layer height is 2.93 mm and the fill density is 20%. The results of optimization obtained that the x-dimensional error is 0.016, the y-dimensional error is 0.069 and the z-dimensional error is 0.4539.

Keywords: bone graft, biocomposite, 3D Printer, optimization, parameter

ABSTRAK

Kerusakan tulang yang diakibatkan oleh berbagai peristiwa menyebabkan permasalahan di bidang medis. Sehingga perlu dilakukan restorasi tulang. Bone graft dapat digunakan untuk menangani permasalahan tersebut. Salah satu material yang dapat digunakan untuk pembuatan bone graft adalah PMMA. PMMA perlu dikombinasikan dengan material lain untuk memperpanjang waktu solidifikasi. Adapun material yang dapat digunakan untuk paduan material bone graft adalah pati sagu. Komposisi main material pada Biokomposit [sagu/PMMA] terdiri dari sago : PMMA = 1 : 1 (w/w). Komposisi penambahan MMA sebesar 10% (v/w) dari PMMA, hal tersebut untuk memperpanjang waktu curing. Sehingga material dapat dikeluarkan dari chamber melalui nozzle. Adapun penelitian ini bertujuan mendapatkan kombinasi parameter mesin 3D Printer FDM Customized untuk meminimalkan error dimensi printing. Mesin 3D Printer yang digunakan menggunakan pneumatik untuk mendorong material dari container menuju chamber dan screw ekstruder untuk mendorong material keluar melalui nozzle. Adapun metode design of experiment menggunakan 2^k fractional factorial design,



dengan 3 parameter, 2 level dan 3 respon. Hasil eksperimen didapatkan parameter layer height memiliki pengaruh yang signifikan terhadap error dimensi x. Pada hasil optimasi didapatkan kombinasi parameter untuk mendapatkan error dimensi terkecil, yaitu print speed sebesar 25 mm/s, layer height sebesar 2,93 mm dan fill density sebesar 20 %. Hasil running optimasi didapatkan error dimensi x sebesar 0,016, error dimensi y sebesar 0,069 dan error dimensi z sebesar 0,4539.

Kata Kunci: bone graft, biokomposit, 3D Printer, optimasi, parameter

1. PENDAHULUAN

Kondisi terjadinya kerusakan tulang (*bone fracture*) yang disebabkan karena berbagai kondisi memerlukan tindakan medis. Salah satu solusi untuk menyelesaikan permasalahan tersebut adalah restorasi kerusakan tulang menggunakan tulang buatan (*bone graft*) (Almy & Tontowi, 2018; Deev, Drobyshev, Bozo, & Isaev, 2015). Ada berbagai jenis *bone graft*, diantaranya *autograft*, *allograft* dan *xenograft*. *Autograft* merupakan *graft* yang diambil dari bagian tubuh pasien itu sendiri, *allograft* merupakan *graft* yang diambil dari manusia lain (*same species*), sedangkan *xenograft* merupakan *graft* yang diambil dari spesies mamalia. Berbagai jenis *bone graft* tersebut memiliki kelemahan, diantaranya risiko terjadinya infeksi, berpotensi merusak kesehatan jaringan tulang, biaya yang mahal, membutuhkan prosedur medis yang rumit (Puska, Aho, & Vallittu, 2011) serta berpotensi menyebabkan komplikasi dari donor (Sonmez, Armagan, Ugurlar, & Eren, 2017). Sehingga diperlukan alternatif untuk menangani kelemahan tersebut, salah satunya adalah penggunaan *bone graft* yang terbuat dari material buatan (sintetis) (Van Lieshout, Van Kralingen, El-Massoudi, Weinans, & Patka, 2011). Adapun salah satu material sintetis yang dapat digunakan sebagai *bone graft* adalah *Polymethyl Methacrylate* (PMMA) (Almy & Tontowi, 2018; Arora, Chan, Gupta, & Diwan, 2013; Oryan, Alidadi, Bigham-Sadegh, & Moshiri, 2018; Puska et al., 2011; Ranjan, Kumar, & Kumar, 2017; Sekarjati & Tontowi, 2018). PMMA merupakan biomaterial (Spasojevic et al., 2015) yang memiliki sifat termoplastik (Hashim, 2019). PMMA umum digunakan untuk keperluan restorasi gigi (Arora et al., 2013; Sheng, Shafee, Ariffin, & Jaafar, 2018). Material PMMA dipasarkan dalam bentuk serbuk (*powder*) dan cair (*liquid*) (Ranjan et al., 2017). Material PMMA memiliki beberapa karakteristik berupa kekerasan (*hardness*) dan

kemampuan tarik (*tensile*) yang baik, kaku (*rigid*) (Hashim, 2019), serta *oil resistance* (Pachamuthu & Hatna, 2005). Terdapat berbagai kelemahan jika menggunakan material PMMA murni, diantaranya *shrinkage* (Sheng et al., 2018), sifat *non-bioactive*, kekuatan properti mekanik yang terbatas serta karakter mekanik yang kaku. Sehingga PMMA dapat dikombinasikan dengan material lain untuk mendapatkan karakteristik material baru (Almy & Tontowi, 2018; Hashim, 2019; Oryan et al., 2018; Sheng et al., 2018).

Adapun teknologi yang dapat digunakan untuk membuat organ tiruan adalah 3D Printing (Almy & Tontowi, 2018). Salah satu teknologi 3D Printer adalah Fused Deposition Modeling (FDM) (Surange & Gharat, 2016), atau dapat disebut *extrusion-based technique* (Nematollahi, Xia, & Sanjayan, 2017). 3D Printer FDM merupakan salah satu teknologi manufaktur yang populer digunakan di industri, serta dapat membuat benda dengan geometri yang kompleks dalam waktu yang relatif singkat (Nazan, Ramli, Alkahari, Sudin, & Abdullah, 2017), biaya yang murah (Culmone, Smit, & Breedveld, 2019; Pettalolo, Rosid, & Tontowi, 2020), kemampuan mobilitas mesin yang mudah (Pettalolo et al., 2020), penggunaan yang mudah (Surange & Gharat, 2016), kemampuan membuat bentuk yang kompleks dan dimensi produk yang besar (*large-scale*) (Nematollahi et al., 2017). 3D Printer FDM dapat dimodifikasi untuk mencetak material biokomposit berbentuk pasta biokomposit (Tontowi, Anggraeni, Saragih, Raharjo, & Utami, 2017). Salah satu material paduan dengan komposisi PMMA yang dikembangkan untuk material *bone graft* adalah Biokomposit [Sagu/PMMA]. Material PMMA tersebut dikombinasikan dengan pati (*starch*) sagu, salah satu fungsi penambahan sagu untuk memperpanjang waktu pengerasan (*curing time*). Adapun kombinasi material tersebut ditambahkan *Methyl Methacrylate* (MMA) sebesar 50% (v/w) dari berat PMMA (Putra & Tontowi, 2019). Sedangkan properti mekanik dari material tersebut sebesar 3,337 Mpa untuk

uji tarik dan kemampuan tekan sebesar 2,653 Mpa (Rosid, Putra, & Tontowi, 2019). material tersebut dapat keluar melalui *nozzle* 3D Printer namun tidak secara kontinu, hal tersebut dikarenakan proses *curing* terjadi lebih cepat, sehingga menyebabkan material lebih cepat mengeras (fase *solid*) ketika material masih dalam proses ekstruksi di dalam *chamber*.

Sehingga diperlukan penelitian untuk menangani permasalahan tersebut dengan melakukan analisis dan uji coba *printing* material Biokomposit [Sagu/PMMA] menggunakan mesin 3D Printer FDM yang telah dimodifikasi (*customized*). Untuk menguatkan kebaruan, maka pada penelitian ini juga dikembangkan sistem ekstruksi untuk mesin 3D Printer FDM yang digunakan untuk material pasta Biokomposit [Sagu/PMMA].

Sehingga pada penelitian ini dilakukan perubahan komposisi penambahan MMA sebesar 10 % (v/w) dari berat PMMA. Pada penelitian ini juga dikembangkan sistem ekstruksi mesin 3D Printing FDM untuk material Biokomposit [Sagu/PMMA], sehingga mampu mengeluarkan material dari *nozzle* secara kontinu. Metode *design of experiment* yang digunakan adalah 2^k fractional factorial design. Pada metode 2^k factorial design dapat merepresentasikan kombinasi parameter, parameter tersebut dapat direduksi dengan menggunakan 2^k fractional factorial design (Montgomery, 2009). Pada penelitian ini juga dikembangkan sistem ekstruksi mesin 3D Printer untuk material pasta Biokomposit [Sagu/PMMA].

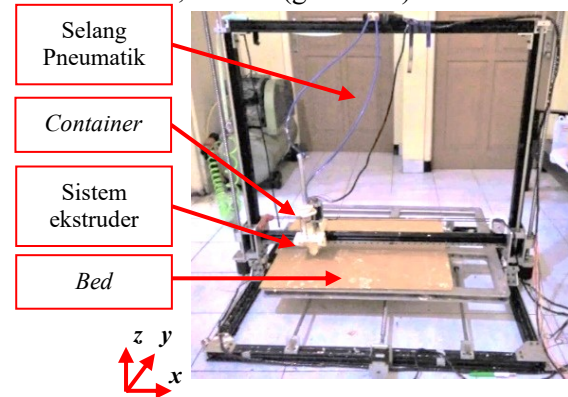
2. METODE

Sistem Ekstruksi

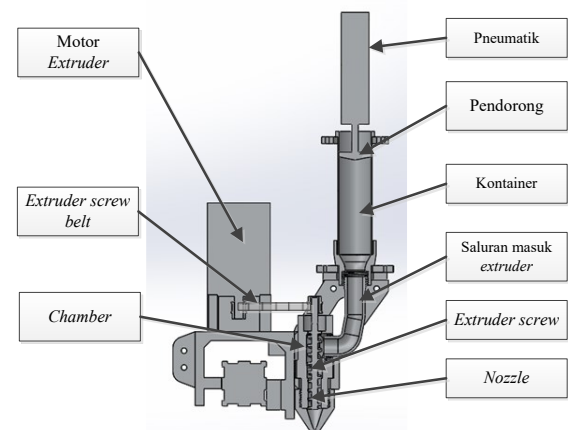
Mesin 3D Printer yang digunakan adalah mesin 3D printer yang dikembangkan untuk material pasta dengan kemampuan bentuk dimensi produk sebesar 700 mm x 650 mm x 700 mm (gambar 1).

Sistem ekstruksi terdiri dari dari *syringe* yang digunakan untuk tempat material (*container*). Material pada *container* didorong dengan menggunakan pneumatik. Kemudian material disalurkan (*transfer*) menuju *chamber* ekstruder menggunakan saluran masuk *extruder*. Pada *chamber* ekstruder terdapat ulir (*extruder screw*) yang berfungsi untuk mendorong material keluar melalui *nozzle* ekstruder. Ulir tersebut dihubungkan dengan belt melalui *pulley*

pada *extruder screw* dan *pulley* pada motor ekstruder. Adapun ulir pad *screw extruder* dibuat menggunakan *polylactic acid* (PLA), dengan *shaft* yang terbuat dari *stainless steel*. Sehingga material dapat terdorong keluar melalui *nozzle*. Adapun *nozzle* yang digunakan berdiameter 3,45 mm. (gambar 2).



Gambar 1. Mesin 3D Printer FDM Customized



Gambar 2. Sistem ekstruksi

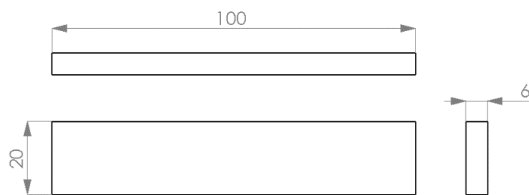
Material Biokomposit

Proses pembuatan material Biokomposit [Sagu/PMMA] dilakukan dengan mencampurkan *starch* sagu dan PMMA dengan komposisi 1:1 (w/w). Kemudian ditambahkan aquades sebesar 1 : 1 (v/w) dari PMMA, asam cuka $\frac{1}{3}$ (v/w) dari PMMA dan penambahan $\frac{1}{3}$ (v/w) dari PMMA. Kemudian material diaduk dengan menggunakan *stirrer* dengan kecepatan 300 rpm selama 30 menit pada suhu ruang, setelah itu suhu dinaikkan hingga 50°C hingga material mengental. Kemudian ditambahkan MMA sebesar 10% (v/w) dan diaduk secara manual hingga cairan terserap (*mixed*) dengan material biokomposit.

Proses Printing

Sebelum proses *printing* dilakukan, desain objek spesimen dan *setting* parameter dilakukan pada mesin 3D Printer. Objek *printing* berbentuk balok pejal dengan dimensi 200 x 20 x 6 mm (gambar 3) yang dibuat dengan menggunakan *software* CAD (*Computer Aided Design*) SolidWorks, *file* disimpan dalam bentuk STL (.stl). Kemudian dilakukan *slicing* dengan menggunakan *software* Repetier Host, sehingga didapatkan *file* berbentuk g-code (.gcode). *File* tersebut diinputkan ke dalam *software* Repetier-Host yang digunakan untuk kontrol program pada mesin 3D Printer FDM Customized. Adapun *setting* parameter menggunakan *software* Repetier-Host. Parameter yang ditentukan secara tetap diantaranya adalah *layer thickness* sebesar *travel speed* sebesar 150 mm/s, *perimeter speed* sebesar 20 mm/s, temperatur sebesar 28°C (sesuai suhu ruang), *Wall thickness* sebesar 3.45 mm (sesuai dengan diameter *nozzle*).

Kemudian material Biokomposit [Sagu/PMMA] dimasukkan ke dalam *container* material, kemudian pendorong pneumatik dipasang pada *container* material. *Screw extruder* diputar sebesar 15-17 rpm dan pendorong ditekan dengan penumatik dengan tekanan 10-12 Psi. Setelah material keluar melalui *nozzle*, dilakukan proses *printing*. Kontrol *running* mesin 3D Printer dilakukan dengan menggunakan *software* Repetier-Host. Setelah spesimen selesai *printing*, dilakukan *resting* selama 24 jam dalam suhu ruang, kemudian dilakukan pengukuran spesimen.

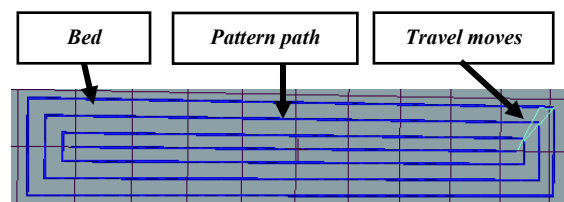


Gambar 3. Dimensi spesimen

Design of Experiment

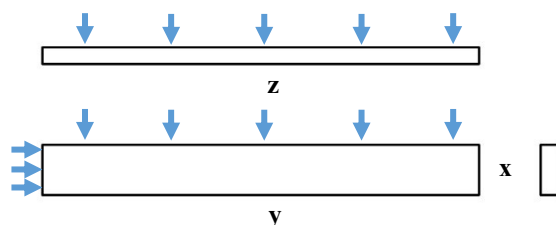
Parameter pada penelitian terdiri dari 3 parameter yaitu *print speed* (PS), *layer height* (LH) dan *fill density* (FD) dengan 2 level. Pemilihan parameter didasarkan bahwa parameter tersebut berpengaruh langsung secara langsung pada hasil *printing*. Adapun level parameter ditentukan dengan *pilot study*. Penentuan level parameter *print speed* didapatkan dengan cara uji coba dengan

mengatur *print speed* sebesar 5 mm/s, 10 mm/s, 20 mm/s, 25 mm/s dan 30 mm/s. Bentuk spesimen yang mendekati bentuk desain CAD yaitu pada nilai *print speed* sebesar 20 mm/s dan 25 mm/s. Pada penentuan level parameter *fill density* didapatkan dengan cara uji coba dengan mengatur *fill density* sebesar 20%, 40%, 60%, 80% dan 100%. Hasil uji coba didapatkan spesimen dengan bentuk mendekati bentuk desain CAD yaitu pada *fill density* sebesar 20% dan 40 %. Penentuan nilai *layer height* didapatkan dengan cara uji coba dengan mengatur *layer height* sebesar 1 mm, 2 mm dan 3 mm (d disesuaikan dengan pembagi ketinggian spesimen), dengan hasil *printing* spesimen mendekati desain pada nilai *layer height* sebesar 2 mm dan 3 mm. Adapun pola jalur *printing* (*pattern path*) menggunakan *concentric*, hal tersebut untuk menghindari terjadinya *crossing* jalur *printing*, sehingga tidak terjadi penumpukan material pada satu *layer* (gambar 4).



Gambar 4. Pattern Path

Respon yang digunakan yaitu *error* dimensi x, *error* dimensi y dan *error* dimensi z. pengukuran dilakukan dengan melakukan *resting* spesimen pasca *printing* selama 24 jam. Pengukuran menggunakan jangka sorong dengan ketelitian 0,05 mm. Pengukuran untuk dimensi x sebanyak 3 titik pengukuran, pada dimensi y dan dimensi z sebanyak 5 titik pengukuran (gambar 5).



Gambar 5. Titik pengukuran

Perhitungan *error* dimensi menggunakan perhitungan dengan menghitung selisih antara dimensi desain (D_d) dengan dimensi hasil



printing (D_p) yang dibandingkan dengan dimensi desain.

$$Error \text{ dimensi } (\%) = \left[\frac{D_p - D_d}{D_d} \right] \times 100\% \quad (1)$$

Analisis *design of experiment* menggunakan *software* Minitab. Pada *generate* menggunakan Minitab dengan replikasi 3 kali, didapatkan 12 *run time*. (tabel 1).

Tabel 1. *Design of Experiment*

Run Time	PS	LH	FD	PS (mm/s)	LH (mm)	FD (%)
1	-1	-1	+1	20	2	40
2	+1	-1	-1	25	2	20
3	-1	+1	-1	20	3	20
4	+1	+1	+1	25	3	40
5	-1	-1	+1	20	2	40
6	+1	-1	-1	25	2	20
7	-1	+1	-1	20	3	20
8	+1	+1	+1	25	3	40
9	-1	-1	+1	20	2	40
10	+1	-1	-1	25	2	20
11	-1	+1	-1	20	3	20
12	+1	+1	+1	25	3	40

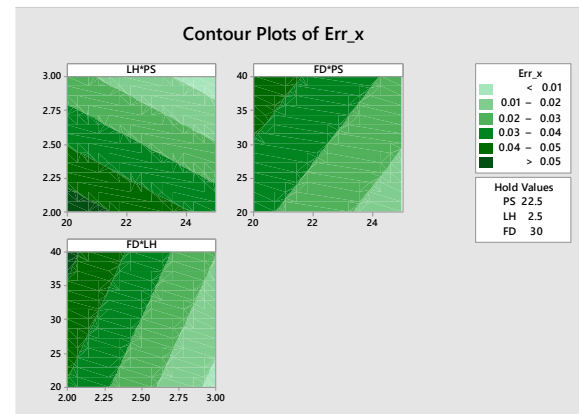
3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada hasil proses *printing* dengan *setting* parameter sesuai dengan *design of experiment*, didapatkan dimensi spesimen yang beragam. Penyimpangan (*error*) maksimal sebesar 0,938 dan *error* minimum sebesar 0,0002 (tabel 2).

Tabel 2. Hasil pengukuran spesimen

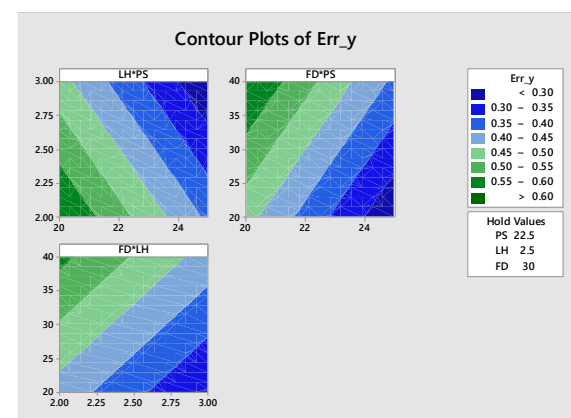
Run time	Error dimensi		
	x	y	z
1	0,047	0,475	0,135
2	0,034	0,328	0,212
3	0,015	0,311	0,262
4	0,016	0,109	0,357
5	0,034	0,569	0,238
6	0,053	0,657	0,283
7	0,053	0,412	0,333
8	0,006	0,336	0,370
9	0,080	0,938	0,250
10	0,0002	0,529	0,250
11	0,012	0,327	0,352
12	0,009	0,172	0,338

Hasil analisis menggunakan Minitab didapatkan nilai koefisien determinasi (R^2) *error* dimensi x sebesar 71,68 %, *error* dimensi y sebesar 43,31 % dan *error* dimensi z sebesar 27,44 %.



Gambar 6. *Contour plots* respon *error* dimensi x

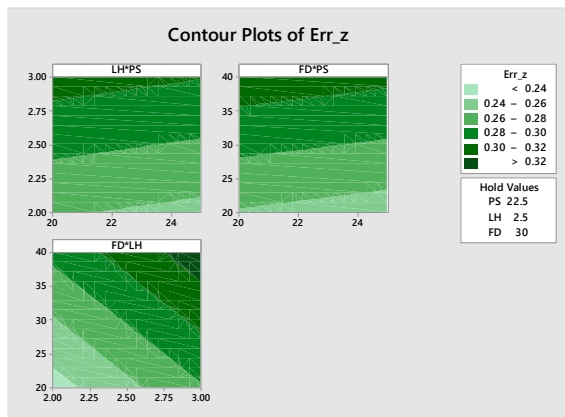
Pada analisis *contour plots* untuk setiap variabel respon didapatkan pola kombinasi antar 2 parameter untuk mendapatkan *error* dimensi terkecil, yaitu pada respon *error* dimensi x dan y, didapatkan berupa kombinasi *layer height* dan *print speed* semakin tinggi *layer height* dan semakin cepat *print speed* menghasilkan *error* dimensi semakin kecil. Sedangkan pada kombinasi *fill density* dan *print speed* semakin kecil *fill density* dan semakin cepat *print speed* menghasilkan *error* dimensi semakin kecil. pada kombinasi *fill density* dan *layer height* semakin kecil *fill density* dan semakin tinggi *layer height* menghasilkan *error* dimensi semakin kecil.



Gambar 7. *Contour plots* respon *error* dimensi y

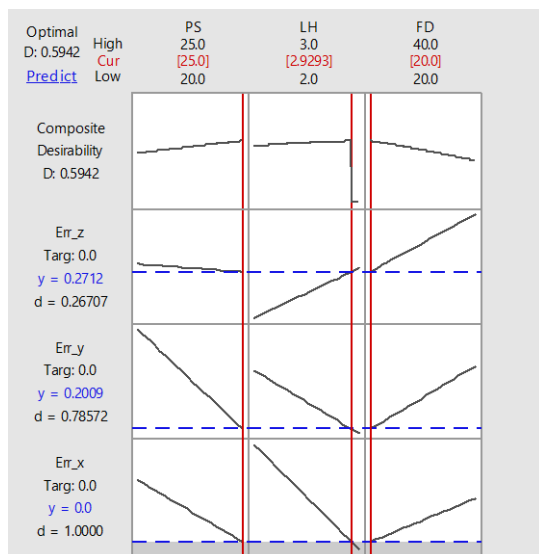
Sedangkan pada respon *error* dimensi z yaitu semakin rendah *layer height* dan semakin cepat *print speed* menghasilkan *error* dimensi

semakin kecil. Sedangkan pada kombinasi *fill density* dan *print speed*, semakin kecil *fill density* dan semakin cepat *print speed* menghasilkan *error* dimensi yang semakin kecil. pada kombinasi *fill density* dan *layer height* semakin kecil *fill density* dan semakin rendah *layer height* menghasilkan *error* dimensi semakin kecil.



Gambar 8. Contour plots respon error dimensi z

Hasil pengolahan optimasi (*optimizer*) didapatkan kombinasi optimal untuk setiap parameter, yaitu *print speed* sebesar 25 mm/s, *layer height* sebesar 2,9293 mm dan *fill density* sebesar 20 % (gambar 9). Adapun pada nilai parameter hasil optimasi nilai *layer height* dibulatkan menjadi 3 mm, disesuaikan dengan kemampuan gerak mesin ke arah z, yaitu 1 mm per *step*. Hasil dari optimasi kemudian dilakukan *running* pada mesin 3D Printer sesuai dengan nilai parameter yang didapatkan.



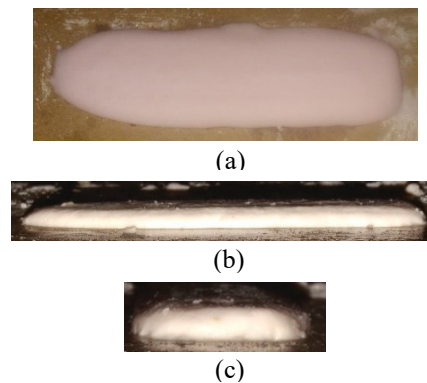
Gambar 9. Hasil optimasi

Hasil *running* dilakukan *resting* selama 24 jam. Setelah itu dilakukan pengukuran. Sehingga didapatkan dimensi spesimen hasil optimasi. Hasil rata-rata optimasi dibandingkan dengan rata-rata hasil eksperimen (tabel 3). Didapatkan bahwa hasil optimasi pada setiap variabel respon memiliki nilai *error* dimensi yang lebih kecil dibanding dengan nilai *error* dimensi eksperimen.

Tabel 3. Perbandingan dimensi spesimen

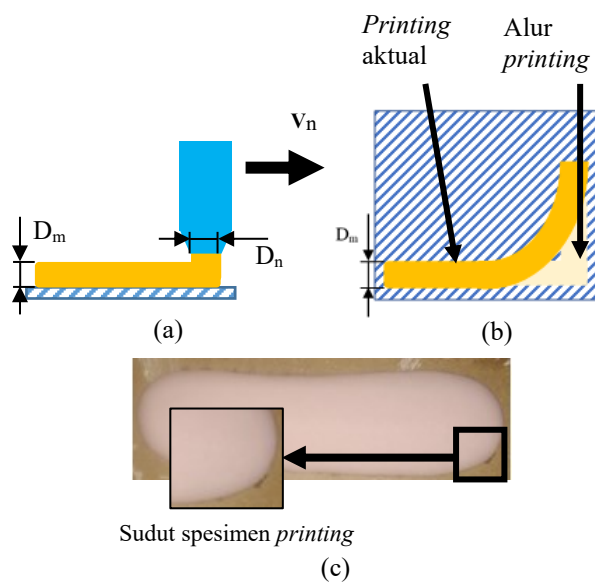
	Rata-rata hasil optimasi	Rata-rata hasil eksperimen	Selisih
Error dimensi x	0,0160	0,0300	0,0140
Error dimensi y	0,0690	0,4302	0,3612
Error dimensi z	0,4539	0,2817	0,1722

Analisis visual dilakukan pada spesimen hasil *printing*. Pada hasil visual didapatkan terjadinya inkonsistensi bentuk pada sisi x, y dan z (gambar 10).



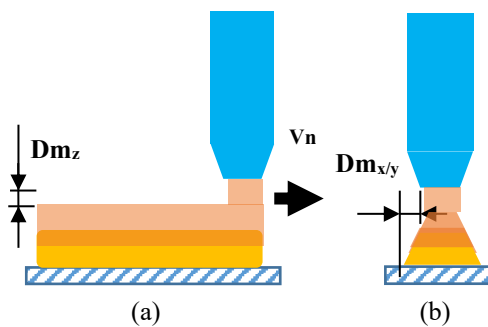
Gambar 10. Contoh spesimen hasil *printing*

Adapun pada sudut (*corner*) spesimen didapatkan bentuk sudut yang berbeda dengan desain CAD. Pada sudut tersebut tidak terbentuk siku (90°). Pada hasil pengamatan terbentuknya sudut yang tidak sesuai dengan desain CAD disebabkan karena putaran motor *screw ekstruder* yang tidak sesuai dengan kecepatan gerak *nozzle* (V_n) (gambar 10), dimana putaran *extruder* yang konstan sedangkan gerak *nozzle* tidak melambat saat membentuk sudut (gambar 11).



Gambar 11. (a) skema *printing* tampak samping, (b) skema *printing* tampak atas dan (c) visual hasil *printing*

Pada pengamatan penyebab *error* dimensi z, didapatkan hasil berupa terjadinya degradasi material ($D_{m_{x/y}}$), hal tersebut disebabkan karena material pada *layer* sebelumnya (pertama) memiliki viskositas yang masih rendah, sehingga *layer* berikutnya (kedua) tidak dapat terbentuk secara sempurna. Sehingga ketinggian terjadi penurunan dan dimensi pada arah x dan y bertambah (gambar 12).



Gambar 12. Skema visualisasi *printing*

4. KESIMPULAN

Hasil *printing* material Biokomposit [Sagu/PMMA] dengan penambahan MMA sebesar 10 % (v/w) yang di *printing* menggunakan mesin 3D Printer FDM Customized didapatkan dimensi yang berbeda dengan dimensi pada desain CAD. Adapun rata-rata *error* untuk dimensi x adalah 0,0300; *error* dimensi y sebesar 0,4302 dan *error* dimensi z

sebesar 0,2817. Kombinasi parameter yang optimum untuk *error* dimensi terkecil yaitu *print speed* sebesar 25 mm/s, *layer height* sebesar 2,93 mm dan *fill density* sebesar 20% dengan menghasilkan *error* dimensi x sebesar 0,0160; *error* dimensi y sebesar 0,0690 dan 0,4539. Pada analisis *visual* didapatkan pada sudut (*corner*) spesimen tidak terbentuk siku sesuai dengan desain pada CAD, hal tersebut disebabkan *setting* kecepatan gerak *nozzle* dan putaran ekstruder yang tidak sesuai serta viskositas material yang rendah, sehingga material pada *next layer* terdegradasi ke arah x dan y.

Adapun saran untuk penelitian selanjutnya untuk meminimalkan *error* dimensi adalah perlu dilakukan analisis dan uji coba *printing* dengan menambahkan parameter *printing* lainnya, pengembangan desain ekstruder agar proses ekstruksi lebih kontinu, serta pengembangan material pasta Biokomposit [Sagu/PMMA] lebih lanjut untuk mendapatkan properti material yang sesuai dengan sistem ekstruksi yang dikembangkan. Kemudian juga diperlukan penambahan kapasitas kontainer dan sistem ekstruksinya agar volume *printing* dapat lebih besar.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penelitian dilakukan di Laboratorium Desain Produk dan Bioceramics Departemen Teknik Mesin dan Industri Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada. Serta terima kasih kepada Anggono Supriyambodo, A.Md. selaku Laboran Laboratorium Desain Produk dan Bioceramics.

DAFTAR PUSTAKA

- Almy, R. D., & Tontowi, A. E. (2018). The Effect of 3D Printing Machine Parameters in Extrusion Process of Biocomposite Materials (PMMA and HA) on Dimensional Accuracy. *SINERGI*, 22(2), 83–90.
- Arora, M., Chan, E. K. S., Gupta, S., & Diwan, A. D. (2013). Polymethylmethacrylate Bone Cements and Additives: A Review of the Literature. *World Journal of Orthopedics*, 4(2), 67–74.
- Culmone, C., Smit, G., & Breedveld, P. (2019). Additive Manufacturing of Medical Instruments: A state-of-the-art Review.



- Additive Manufacturing*, 27, 461–473. Elsevier. Retrieved from <https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.03.015>
- Deev, R. V., Drobyshev, A. Y., Bozo, I. Y., & Isaev, A. A. (2015). Ordinary and Activated Bone Grafts: Applied Classification and the Main Features. *BioMed Research International*, 2015. Hindawi Publishing Corporation.
- Hashim, A. (2019). Recent Review on Poly-methyl methacrylate (PMMA)-Polystyrene (PS) Blend Doped with Nanoparticles For Modern Applications. *Research Journal of Agriculture and Biological Sciences*, (December), 2–9.
- Van Lieshout, E. M. M., Van Kralingen, G. H., El-Massoudi, Y., Weinans, H., & Patka, P. (2011). Microstructure and biomechanical characteristics of bone substitutes for trauma and orthopaedic surgery. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12(1), 34. BioMed Central Ltd. Retrieved from <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/12/34>
- Montgomery, D. C. (2009). *Introduction To Statistical Quality Control*. (Sixth.). Missouri: Wiley.
- Nazan, M. A., Ramli, F. R., Alkahari, M. R., Sudin, M. N., & Abdullah, M. A. (2017). Process Parameter Optimization of 3D Printer Using Response Surface Method. *Journal of Engineering and Applied Sciences*, 12(7), 2291–2296.
- Nematollahi, B., Xia, M., & Sanjayan, J. (2017). Current progress of 3D concrete printing technologies. *The 34th International Symposium on Automation and Robotics in Construction* (pp. 260–267).
- Oryan, A., Alidadi, S., Bigham-Sadegh, A., & Moshiri, A. (2018). Healing potentials of Polymethylmethacrylate Bone Cement Combined with Platelet Gel in The Critical-sized Radial Bone Defect of Rats. *PLoS ONE*, 13(4), 1–17.
- Pachamuthu, P., & Hatna, S. (2005). Studies on Poly(methyl methacrylate) (PMMA) and Thermoplastic Polyurethane (TPU) Blends. *Journal of Macromolecular Science - Pure and Applied Chemistry*, 42(10), 1399–1407.
- Pettalolo, A. N. Y., Rosid, I. A., & Tontowi, A. E. (2020). Pengembangan Material Reusable Concrete untuk 3DP Building. *Conference SENATIK STT Adisutjipto Yogyakarta* (Vol. 6, pp. 59–66).
- Puska, M., Aho, A. J., & Vallittu, P. (2011). Polymer composites for bone reconstruction. *Advances in Composite Materials*, 55–71.
- Putra, I. R., & Tontowi, A. E. (2019). Properti Mekanik Material [Sagu / PMMA] “ 3D - Printable .” *Seminar Nasional Inovasi dan Aplikasi Teknologi di Industri* (pp. 320–323).
- Ranjan, R. K., Kumar, M., & Kumar, R. (2017). Bone cement. *International Journal of Orthopaedics Sciences*, 3(4), 79–82.
- Rosid, I. A., Putra, I. R., & Tontowi, A. E. (2019). Mechanical properties of tensile and bending strength analysis in biocomposite [Sagoo/PMMA] material. *Seminar Nasional Teknologi Informasi dan Kedirgantaraan* (Vol. V, pp. 507–514). Yogyakarta.
- Sekarjati, K. A., & Tontowi, A. E. (2018). The composition of biocomposite [polymethyl methacrylate/ hydroxyapatite] as material for specimen with portabee kit machine. *SINERGI*, 22(3), 169–176.
- Sheng, T. J., Shafee, M. F., Ariffin, Z., & Jaafar, M. (2018). Review on Poly-methyl Methacrylate as Denture Base Materials. *Malaysian Journal of Microscopy*, 14(1), 1–16.
- Sonmez, M. M., Armagan, R., Ugurlar, M., & Eren, T. (2017). Allografts versus Equine Xenografts in Calcaneal Fracture Repair. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 56, 510–513.
- Spasojevic, P., Zrilic, M., Panic, V., Stamenkovic, D., Seslija, S., & Velickovic, S. (2015). The Mechanical Properties of a Poly(methyl methacrylate) Denture Base Material Modified with Dimethyl Itaconate and Di-n-butyl Itaconate. *International Journal of Polymer Science*, 2015.
- Surange, V. G., & Gharat, P. V. (2016). 3D Printing Process Using Fused Deposition Modelling (FDM). *International Research Journal of Engineering and Technology*, 03(03), 1403–1406.
- Tontowi, A. E., Anggraeni, D., Saragih, H. T., Raharjo, K. P. N., & Utami, P. (2017). Experimental Study of 3D-Printable



Biocomposite of [HA / PMMA / Sericin]
Materials. *Advance Materials Letters*, 8(8),
857–861.