

## OPTIMASI PARAMETER MESIN 3D BIOPRINTER DENGAN RESPONSE SURFACE METHOD

Kartinasari Ayuhikmatin Sekarjati<sup>1</sup>, Andrean Emaputra<sup>2</sup>, Alva Edy Tontowi<sup>3</sup>

Jurusan Teknik Industri, Fakultas Teknologi Industri, Institut Sains & Teknologi AKPRIND  
Jl. Kalisahak No. 28, Klitren, Gondokusuman, Yogyakarta, 55222, Indonesia<sup>1,2)</sup>

Jurusan Teknik Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada

Jl. Grafika No. 2, Sinduadi, Mlati, Sleman, Yogyakarta, 55281, Indonesia<sup>3)</sup>

E-Mail : sekar@akprind.ac.id<sup>1)</sup>, andrean.emaputra@akprind.ac.id<sup>2)</sup>, alvaedytontowi@ugm.ac.id<sup>3)</sup>

### ABSTRAK

Penelitian ini menggunakan material *polymethylmethacrylate* (PMMA) dan *hydroxyapatite* (HA). Rasio komposisi PMMA : MMA = 1 : 1 dengan rasio komposisi *hydroxyapatite* (HA) terhadap PMMA powder 0,50 : 1 (w/w). Rasio komposisi tersebut akan dicetak melalui mesin 3D *Bioprinter* yang memiliki *nozzle* 1,5 mm. Parameter proses mesin 3D *Bioprinter* yang akan diteliti yaitu parameter *perimeter speed* dengan rentang 20 mm/s, 30 mm/s dan 40 mm/s, parameter *infill speed* dengan rentang 50 mm/s, 60 mm/s, dan 70 mm/s, dan parameter *fill density* dengan rentang 40 mm/s, 50 mm/s dan 60 mm/s. Parameter-parameter tersebut dilakukan optimasi menggunakan *response surface method* dengan *software* Minitab 17. Desain spesimen yang akan dicetak melalui mesin 3D *Bioprinter* untuk pengukuran dimensi dan uji kuat tarik menggunakan ASTM D638 Type 1. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa titik optimal terdapat pada titik 31,15 mm/s untuk parameter *perimeter speed*, di titik 58,84 mm/s untuk parameter *infill speed* dan di titik 64% untuk parameter *fill density*. Dimana untuk ukuran dimensi dilakukan penambahan pada desain digital dengan skala 1 : 1,02 mm untuk dimensi panjang, skala 1 : 1,08 mm untuk dimensi lebar, skala 1 : 1,09 mm untuk dimensi lebar *narrow* dan skala 1 : 1,17 mm untuk dimensi tebal.

Kata kunci: Mesin 3D *Bioprinter*; *Polymethylmethacrylate* (PMMA); *Hydroxyapatite* (HA); *Response Surface Method*; Akurasi Dimensi

## PARAMETER OPTIMIZATION OF 3D BIOPRINTER MACHINE WITH RESPONSE SURFACE METHOD

### ABSTRACT

This research uses material *polymethylmethacrylate* (PMMA) and *hydroxyapatite* (HA). The composition of PMMA: MMA is 1: 1 with the ratio composition of HA to PMMA powder is 0.50: 1 (w/w). The composition will be printed with a 3D *Bioprinter* that has 1.5 mm *nozzle*. The parameters of the 3D *Bioprinter*'s tested are *perimeter speed* with a range of 20 mm/s, 30 mm/s and 40 mm/s, *infill speed* with a range of 50 mm/s, 60 mm/s, and 70 mm/s, and *fill density* with a range of 40 mm/s, 50 mm/s and 60 mm/s. These parameters were optimized using *response surface method* with *Minitab software* 17. The design of specimens to be printed with a 3D *Bioprinter* machine using ASTM D638 Type 1. This design will be tested with dimensional measurement and tensile strength. The result of this study is indicated the optimal point at 31.15 mm/s for the *perimeter speed*'s parameter, 58.84 mm/s for the *infill speed*'s parameter and 64% for the *fill density*'s parameter. Dimension of the design is added with a scale of 1: 1.02 mm for length's dimensions, 1: 1.08 mm for width's dimensions, 1: 1.09 mm for narrow width's dimensions and 1: 1.17 mm for thick's dimensions.

Keywords: 3D *Bioprinter* Machine; *Polymethylmethacrylate* (PMMA); *Hydroxyapatite* (HA); *Response Surface Method*; Dimensional Measurement

## 1. PENDAHULUAN

Kerusakan dari struktur tulang manusia dapat diatasi dengan berbagai alternatif solusi. Penggantian struktur tulang (implan tulang) memiliki tujuan untuk memperbaiki, memelihara dan mengganti struktur tulang yang rusak akibat penyakit, kecelakaan, dan trauma (Anjarsari *et al.*, 2016). Material dasar yang digunakan pada bidang medis untuk implan tulang adalah biomaterial. Jenis dari biomaterial ini yaitu biokeramik, *biopolymer*, biokomposit, dan biologam (Anwar dan Solechan, 2014) yang dapat digunakan untuk meningkatkan fungsi tubuh (Kim, 2015).

Beberapa tahun terakhir ini terdapat perkembangan untuk perbaikan struktur tulang manusia dengan bantuan tulang sintesis (Lieshout *et al.*, 2011). Material yang sering digunakan pada bidang medis yaitu komposit berbahan dasar *polymethylmethacrylate* (PMMA) (Puska *et al.*, 2011 dan Zebarjad *et al.*, 2011).

*Polymethylmethacrylate* (PMMA) adalah salah satu material medis yang sering digunakan dalam penelitian. Material ini memiliki sifat biokompatibilitas. Penelitian terkini memperlihatkan bahwa peningkatan minat terhadap material PMMA untuk pembuatan obat-obatan pada bidang medis (Amer, 2014).

PMMA murni memiliki sifat mekanis yang terbatas, kurang kompatibel, kaku, dan *non-bioaktif* (Zebarjad *et al.*, 2011). Dalam rencana penelitian ini, PMMA murni akan dicampurkan dengan *hydroxyapatite* (HA). HA memiliki kelebihan yang mampu mengatasi kekurangan PMMA murni. HA banyak digunakan sebagai material implan tulang, karena memiliki sifat yang *biocompatibel*, *bioresorbable*, osteokonduktif (Anjarsari *et al.*, 2016), *non-toxic*, dan bioaktif (Fathi *et al.*, 2008). Menurut Gergely *et al.* (2010), HA bersifat bioaktif yang mendukung pertumbuhan tulang dan osteokonduktif ketika diaplikasikan pada ortopedik seperti gigi atau rahang. HA dapat dijadikan alternatif sebagai material implan tulang, material HA

memiliki ikatan osteoblas yang akan membentuk jaringan tulang baru (Anjarsari *et al.*, 2016). Penelitian Asdi dan Kaelani (2013), menggunakan material HA sebagai material utama. Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui laju keausan dari material *hydroxyapatite* (HA) dan *polymethylmethacrylate* (PMMA) serta mekanisme keausan yang terjadi pada permukaannya untuk diaplikasikan pada *prosthesis*.

Eksperimen mengenai ini telah dilakukan sebelumnya oleh beberapa peneliti terkait penentuan parameter proses yang optimal. Pada masa terkini telah dikembangkan mesin 3D *printing* sebagai media pencetakan biokomposit (spesimen). Perkembangan ini memiliki tujuan agar hasil cetakan lebih akurat dan dapat membantu permasalahan medis dalam hal pencetakan implan tulang yang lebih kompleks. Menurut Mohamed *et al.* (2015) teknologi manufaktur yang paling populer dan memiliki sifat *additive* untuk berbagai aplikasi teknik adalah *Fused Deposition Modelling* (FDM). Proses FDM dikenalkan secara komersial pada awal 1990-an oleh Stratasys Inc, USA. Jurnal ini memiliki tujuan untuk meninjau penelitian lain dalam menentukan dan mengoptimalkan parameter proses FDM. Hasil yang didapatkan melalui proses FDM memiliki kualitas yang tergantung pada parameter. Dengan demikian, identifikasi parameter FDM secara signifikan mempengaruhi kualitas hasil dari proses FDM.

Penelitian terkait mesin 3D *Printing* dilakukan Tontowi *et al.* (2017) untuk mencari komposisi optimal melalui material *polymethylmethacrylate* (PMMA), *hydroxyapatite* (HA), dan *sericin*. Rasio komposisi dari *powder* PMMA:*liquid* MMA yaitu sebesar 2 : 1.8, konsentrasi *hydroxyapatite* (HA) sebesar 10% dari *powder* PMMA dan *sericin* sebesar 0.32% dari *hydroxyapatite* (HA). Metode yang digunakan yaitu *response surface method* untuk memodelkan dan mengoptimalkan parameter. Titik optimal yang diperoleh untuk mendapatkan *galat* dimensi terkecil

yaitu pada kombinasi parameter *perimeter speed* sebesar 113.6 mm/s, *infill speed* sebesar 124.1 mm/s, dan *layer height* sebesar 0.2 mm. Sedangkan untuk mendapatkan kuat tarik tertinggi yaitu pada kombinasi parameter *perimeter speed* sebesar 113.6 mm/s, *infill speed* sebesar 130.9 mm/s, dan *layer height* sebesar 0.6 mm. Dan untuk mendapatkan *galat* dimensi terkecil dan kuat tarik tertinggi yaitu pada kombinasi *perimeter speed* sebesar 102.8 mm/s, *infill speed* sebesar 126.1 mm/s, dan *layer height* sebesar 0.2 mm.

Penelitian Tontowi *et al.* (2017), dilakukan kembali untuk melihat pengaruh dari parameter proses lainnya terhadap hasil cetak melalui mesin 3D *Printing*. Parameter yang diteliti yaitu *layer thickness*, *temperature* dan *raster angle* dengan 2 level. Metode yang digunakan untuk mengoptimalkan ketiga parameter tersebut adalah metode *response surface* dan taguchi. *Design of experiment* (DoE) didapatkan dengan metode *response surface*. Sedangkan *setting* parameter optimum didapatkan melalui metode taguchi. Material filamen PLA akan dicetak dengan mesin 3D *Printing*.

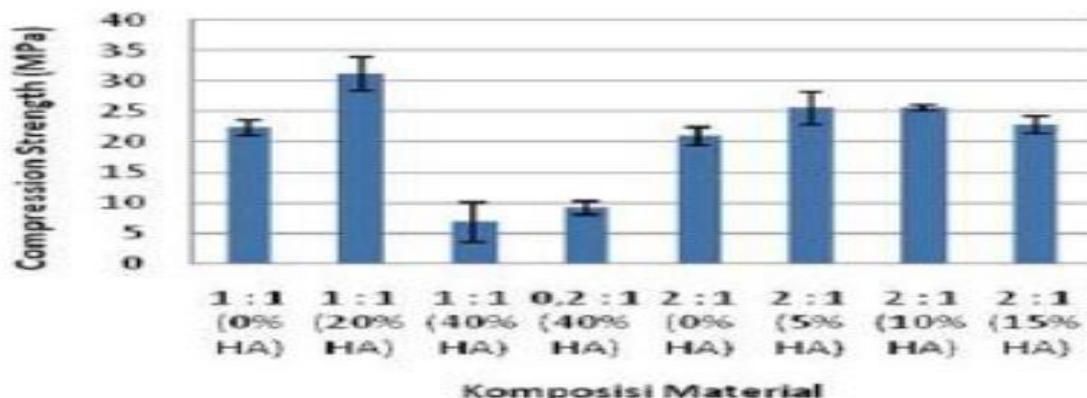
Penelitian sebelumnya akan menjadi dasar untuk penelitian ini dalam melakukan eksperimen terkait penentuan optimasi parameter yang optimal dengan material PMMA dan peningkatan konsentrasi *hydroxyapatite* (HA) hingga 70% jika dibandingkan dengan penelitian yang telah dilakukan oleh Tontowi *et al.* (2017). Parameter yang akan diteliti yaitu *perimeter speed*, *infill speed* dan *fill density*. Optimasi

parameter yang optimal akan ditentukan dengan *response surface method*. Material PMMA dan *hydroxyapatite* (HA) akan dicetak dengan mesin 3D *Bioprinter* yang memiliki *nozzle* lebih kecil dari 2 mm. Spesimen hasil cetakan akan diuji *galat* dimensi.

Penelitian yang dilakukan oleh Tontowi *et al.* (2017) dengan material yang sama, konsentrasi HA terhadap PMMA *powder* adalah 10%, dan rasio komposisi PMMA:MMA yaitu 2:1.8 (w/v). Konsentrasi HA pada penelitian tersebut tidak sesuai dengan bobot yang terkandung pada tulang manusia. Konsentrasi HA pada sebagian besar tulang manusia adalah 60-70% dari tiap bobot kering (Boskey, 2013). Oleh karena itu, dalam rencana penelitian ini konsentrasi HA ditingkatkan hingga 70% pada rasio komposisi PMMA.

Penelitian ini akan mencetak material menggunakan mesin 3D *Printing* berjenis mesin 3D *Bioprinter* yang dimiliki oleh Laboratorium Desain dan Pengembangan Produk (Bioceramics), Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada. Mesin 3D *Printing* ini mengalami pengembangan secara berkala, namun hasil yang didapatkan belum sesuai dengan kebutuhan. Dimana hasil cetakan belum sesuai dengan ukuran dan bentuk dari desain digital.

Berdasarkan hasil dari *study* awal terkait rasio komposisi PMMA yang mengandung konsentrasi *hydroxyapatite* (HA), dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Grafik *Compressive Strength* (Sekarjati dan Tontowi, 2018)

Pada Gambar 1 terlihat pada rasio komposisi PMMA : MMA yaitu 1 : 1 (w/v) dengan konsentrasi *hydroxyapatite* (HA) sebesar 20% terhadap total campuran, merupakan komposisi yang memiliki *compressive strength* tertinggi. Jika konsentrasi *hydroxyapatite* (HA) tersebut diubah menjadi rasio komposisi *hydroxyapatite* (HA) terhadap PMMA powder, maka rasio tersebut menjadi 0.50 : 1 (w/w).

Oleh karena itu, dalam rencana penelitian ini komposisi tersebut akan menjadi *input* mesin 3D *Bioprinter*. Tujuan dari penelitian ini yaitu diharapkan dari hasil *printing*, menghasilkan cetakan spesimen yang memiliki kesamaan geometri dengan desain digital. Jika diaplikasikan pada struktur tulang manusia, ukuran dimensi dari hasil *printing* dapat sesuai dengan ukuran dari struktur tulang yang mengalami kerusakan.

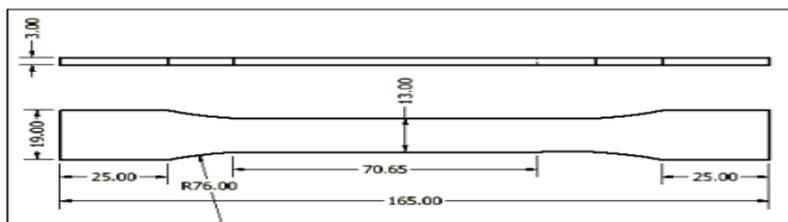
Dalam proses *printing* komposit campuran PMMA dan *hydroxyapatite* (HA) memerlukan optimasi parameter proses mesin 3D *Bioprinter*. Menurut Mohamed *et al.* (2015), ada beberapa parameter proses (*working parameter*) yang mempengaruhi kualitas dari spesimen hasil cetakan dan kekuatan spesimen. Parameter tersebut yaitu

*air gap, raster angle, raster width, part interior style, layer thickness, part fill style, part x, y, z shrinkage factor, dan contour width.*

Namun, parameter mesin 3D *Bioprinter* yang mampu disetting adalah parameter *fill density, infill speed, perimeter speed, layer height, fill angle* dan *perimeter*. Parameter yang dipilih untuk diteliti lebih lanjut yaitu parameter *perimeter speed* (kecepatan proses *printing* bagian luar, bergerak secara vertikal dan horizontal pada sumbu X dan Y), parameter *infill speed* (kecepatan proses *printing* bagian dalam yang bergerak secara diagonal pada sumbu X dan Y, pada setiap *layer* pergerakannya saling berpotongan dengan *layer* sebelumnya), dan parameter *fill density*. Parameter ini dipilih karena diduga berpengaruh terhadap akurasi dimensi dan kekuatan mekanik. Parameter belum dilakukan optimasi, sehingga dalam rencana penelitian ini parameter tersebut perlu diteliti lebih lanjut agar memperoleh hasil cetakan yang sesuai dengan desain digital.

## 2. METODOLOGI

Pada eksperimen ini dibuat spesimen ASTM D638 Type 1.



Gambar 2. ASTM D638 Type 1



Gambar 3. Mesin 3D *Bioprinter*

Spesimen terbuat dari material polimetilmetakrilat (PMMA) berbentuk *powder* dan metilmetakrilat (MMA) berbentuk cair, (ISO 1567 Type I Class 1, *Acrylic Denture Materials*), serta material hidroksiapatit (HA), (Bio-nano karbonat, BATAN) yang berasal dari sisik ikan. *Powder polymethylmethacrylate* (PMMA) yang digunakan pada penelitian ini yaitu jenis *heat curing*, karena material ini mampu melewati mesin 3D *Bioprinter*. Sedangkan *powder polymethylmethacrylate* (PMMA) jenis *self curing* tidak mampu melewati mesin 3D *Printing* karena memiliki waktu solidifikasi yang pendek (Utami, 2016).

Mesin yang digunakan untuk penelitian ini yaitu mesin 3D *Bioprinter* seperti Gambar 3. Mesin tersebut dibuat secara manual. *Part* mesin tersebut, terdiri dari 12 kerangka besi, 1 meja kaca yang terhubung dengan 1 meja penggerak, mesin dan penyangga mesin dibuat melalui proses *printing* dengan menggunakan material PLA, dan kabel - kabel sebagai penghantar listrik. Mesin 3D *Bioprinter* tersebut terhubung dengan *software Pronterface*, yang berfungsi sebagai *setting* parameter mesin. Dalam penelitian ini akan dilakukan optimasi terhadap parameter mesin. Optimasi ini dilakukan dengan tujuan agar menghasilkan spesimen yang sesuai dengan desain digital.

Ada beberapa metode optimasi yang digunakan, antara lain *taguchi method*, *genetic algorithms* (GA), *artificial neural networks* (ANN), *factorial design* dan *response surface method* (RSM) (Mohamed *et al.*, 2015). Dalam rencana penelitian ini, metode *response surface method* (RSM) dipilih untuk optimasi parameter mesin 3D *Bioprinter*. Metode ini memiliki kelebihan yang mampu menjelaskan efek dari interaksi antara variabel - variabel, dan metode ini menghasilkan prediksi yang akurat jika dibandingkan dengan metode lainnya.

Persamaan *response surface method* (RSM) pada orde satu, yaitu (Bradley, 2007) :

$$y = \beta_0 + \beta_1x_1 + \beta_2x_2 + \varepsilon \dots\dots\dots(1)$$

- dengan,  
 y = Variabel *response*.  
 $\beta_0$  = Nilai prediksi pada model regresi.  
 $\beta_1$  = Nilai dari variabel *explanatory* (faktor 1).  
 $\beta_2$  = Nilai dari variabel *explanatory* (faktor 2).  
 $x_1$  = Faktor 1 yang diteliti dalam eksperimen (variabel *explanatory*).  
 $x_2$  = Faktor 2 yang diteliti dalam eksperimen (variabel *explanatory*).  
 $\varepsilon$  = *Error* pada model regresi.

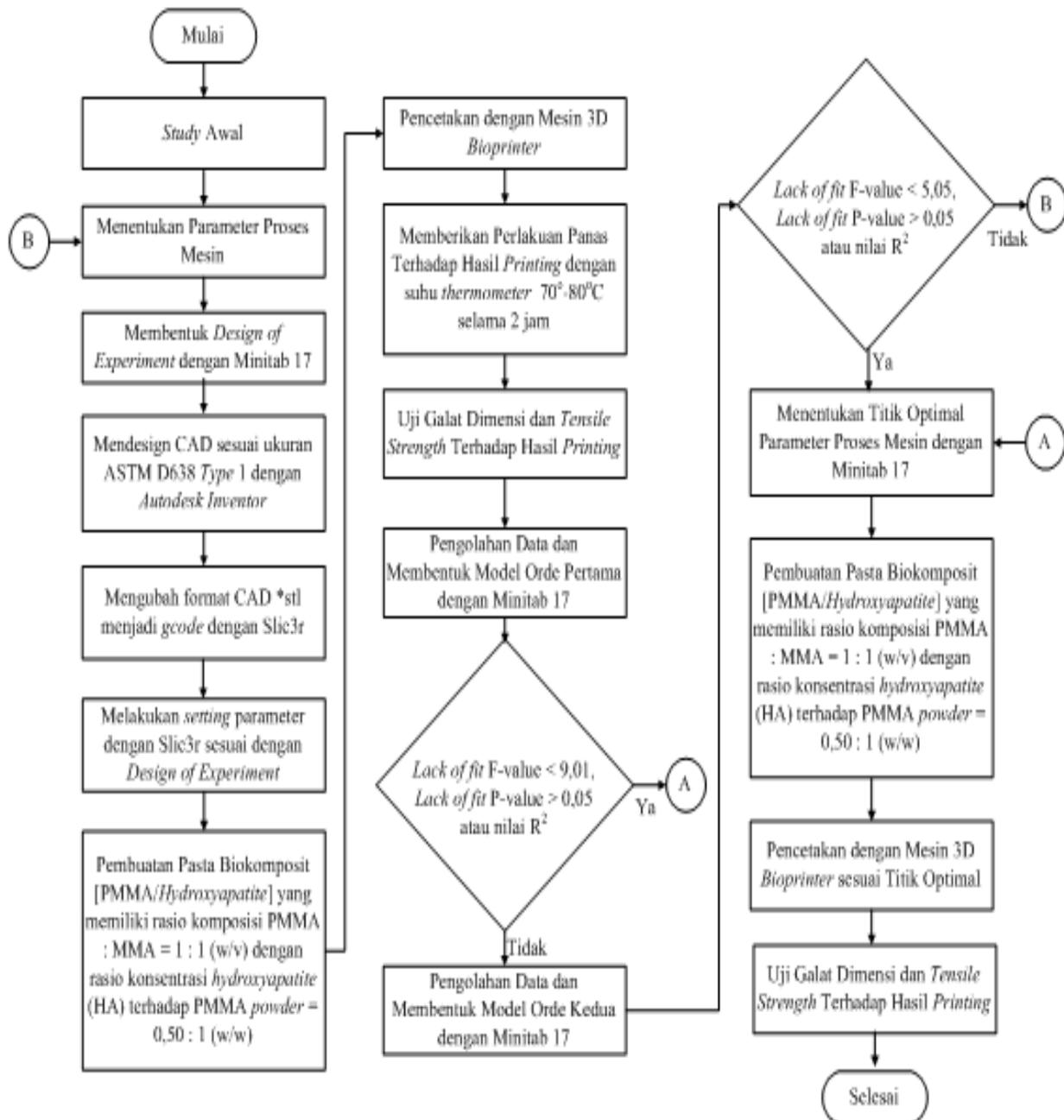
Selanjutnya, persamaan *response surface method* (RSM) pada orde dua, yaitu (Bradley, 2007) :

$$y = \beta_0 + \beta_1x_1 + \beta_2x_2 + \beta_{11}x_1^2 + \beta_{22}x_2^2 + \beta_{12}x_1x_2 + \varepsilon \dots\dots\dots(2)$$

- dengan,  
 y = Variabel *response*.  
 $\beta_0$  = Nilai prediksi pada model regresi.  
 $\beta_1$  = Nilai dari variabel *explanatory* (faktor 1).  
 $\beta_{11}$  = Nilai dari variabel *explanatory* (faktor 1) *quadratic*.  
 $\beta_{12}$  = Nilai dari variabel *explanatory* (faktor 1 dan faktor 2) *quadratic*.  
 $\beta_2$  = Nilai dari variabel *explanatory* (faktor 2).  
 $\beta_{22}$  = Nilai dari variabel *explanatory* (faktor 2) *quadratic*.  
 $x_1$  = Faktor 1 yang diteliti dalam eksperimen (variabel *explanatory*).  
 $x_2$  = Faktor 2 yang diteliti dalam eksperimen (variabel *explanatory*).  
 $x_1 x_2$  = Faktor 1 (variabel *explanatory*) dan faktor 2 (variabel *explanatory*) yang diteliti dalam eksperimen (*quadratic*).

$x_1^2$  = Faktor 1 (variabel *explanatory*) yang diteliti dalam eksperimen (*quadratic*).  
 $x_2^2$  = Faktor 2 (variabel *explanatory*) yang diteliti dalam eksperimen (*quadratic*).  
 $\varepsilon$  = *Error* pada model regresi.

Dalam melakukan optimasi, maka dibentuk *design of experiment* (DOE) berdasarkan metode *response surface method* (RSM). DOE yang dibentuk melalui *software* Minitab 17, dapat dilihat melalui Tabel 1. Tahapan penelitian ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. Tahapan Penelitian

Tabel 1. Design of Experiment (DOE)

RT	Coded Variable			Actual Variable		
	X1	X2	X3	X1	X2	X3
1	1	-1	1	40	50	60
2	-1	1	-1	20	70	40
3	0	0	0	30	60	50
4	0	0	0	30	60	50
5	0	0	0	30	60	50
6	-1	-1	-1	20	50	40
7	-1	1	1	20	70	60
8	0	0	0	30	60	50
9	1	-1	-1	40	50	40
10	1	1	-1	40	70	40
11	-1	-1	1	20	50	60
12	1	1	1	40	70	60
13	0	-1.633	0	30	43.67	50
14	0	0	0	30	60	50
15	0	0	1.633	30	60	66.33
16	1.633	0	0	46.33	60	50
17	-1.633	0	0	13.67	60	50
18	0	0	-1.633	30	60	33.67
19	0	0	0	30	60	50
20	0	1.633	0	30	76.33	50

### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

*Curing time window* untuk komposisi PMMA : MMA = 1 : 1 dengan komposisi *hydroxyapatite* (HA) terhadap PMMA powder 0.50 : 1 (w/w) yaitu 400-1000 detik. *Curing time window* dimulai dari campuran biokomposit [PMMA / *Hydroxyapatite*] saat *pasta stage*, lalu diinputkan ke mesin 3D Bioprinter sampai *dough stage*. Proses *printing* dilakukan ketika *pasta stage* sampai *dough stage* atau sampai campuran biokomposit [PMMA / *Hydroxyapatite*] keluar melewati *nozzle* (Tontowi *et al.*, 2017). Namun, pada *pilot Study* yang telah dilakukan komposit ini tidak mampu menyatu dan sulit untuk dicetak pada menit ke 13 (750 detik). Oleh karena itu, proses *printing* lebih baik dilakukan pada detik ke 400-750.

Pengumpulan data dilakukan dengan 12 eksperimen melalui rancangan 2 faktorial dan ditambah dengan 4 titik pusat (*center point*). Rancangan ini berasal dari output Minitab 17. Penelitian ini menggunakan 3 faktor yaitu *perimeter speed*, *infill speed* dan

*fill density*. Sedangkan *response* dari penelitian ini adalah persentase nilai *galat* dimensi.

Menurut Bradley (2007), uji kecukupan data dilakukan melalui uji normalitas dan uji *lack of fit*. Hasil uji normalitas dari masing-masing *response* telah dianalisis sebelumnya dengan melihat nilai *P-value* dari hasil output *software* Minitab 17. Melalui analisis tersebut, data yang diperoleh telah dapat diasumsikan normal. Selanjutnya akan dilakukan uji *lack of fit* terhadap masing-masing *response*.

Uji *lack of fit* akan dilakukan terlebih dahulu pada orde satu. Optimasi dilakukan dengan *response surface method* dan digambarkan dengan garis linier.

Melalui pengolahan dengan menggunakan *software* Minitab 17, model regresi respon *galat* dimensi panjang yang diperoleh adalah:

$$\hat{Y}_P = 0.0030 - 0.000020 PS - 0.000016 IS + 0.000125 FD.$$

Model regresi respon *galat* dimensi lebar yang diperoleh adalah:

$$\hat{Y}_l = 0.038 + 0.00018 PS + 0.00544 IS - 0.00261 FD.$$

Model regresi respon *galat* dimensi lebar *narrow* yang diperoleh adalah:

$$\hat{Y}_{ln} = 0.040 - 0.00001 PS + 0.00682 IS - 0.00030 FD.$$

Model regresi respon *galat* dimensi tebal yang diperoleh adalah:

$$\hat{Y}_t = 0.384 + 0.00268 PS - 0.00239 IS - 0.00189 FD.$$

dengan,

- $\hat{Y}$  = Nilai prediksi untuk respon variabel.
- PS = Nilai untuk kode variabel *perimeter speed*.
- IS = Nilai untuk kode variabel *infill speed*.
- FD = Nilai untuk kode variabel *fill density*.

Eksperimen pada orde satu yang telah dilakukan ini telah menggambarkan model dengan baik, karena telah memenuhi syarat-syarat seperti nilai F yang berada dibawah F tabel semua dan nilai P yang berada diatas nilai  $\alpha$  semua. Namun, untuk nilai koefisien determinasi ( $R^2$ ) pada masing - masing model regresi masih relatif kecil, yang menyebabkan hubungan antara variabel bebas dan variabel respon memiliki hubungan yang rendah pada model regresi yang terbentuk. Oleh karena itu, perlu analisis tambahan ke orde dua (model *quadratic*) agar nilai koefisien determinasi ( $R^2$ ) yang terbentuk dapat meningkat.

Data *response* yang didapatkan melalui proses pencetakan spesimen pada tiap *run test* orde dua ini akan dilakukan uji kecukupan data juga seperti pada orde satu. Menurut Bradley (2007), uji kecukupan data dilakukan melalui uji normalitas dan uji *lack of fit*. Hasil dari masing - masing *response* akan dianalisis dengan bantuan Minitab 17.

Melalui pengolahan dengan menggunakan *software* Minitab 17, model regresi respon *galat* dimensi panjang yang diperoleh adalah:

$$\hat{Y}_p = 0.020 - 0.00097 PS + 0.00070 IS - 0.00079 FD - 0.000008 PS * PS + 0.000011 IS * IS + 0.000001 FD * FD + 0.000009 PS * IS + 0.000017 PS * FD + 0.000006 IS * FD.$$

Model regresi respon *galat* dimensi lebar yang diperoleh adalah:

$$\hat{Y}_l = 3.58 - 0.0814 PS - 0.0742 IS - 0.0057 FD + 0.001295 PS * PS + 0.000605 IS * IS + 0.000274 FD * FD + 0.000487 PS * IS - 0.000507 PS * FD - 0.000151 IS * FD.$$

Model regresi respon *galat* dimensi lebar *narrow* yang diperoleh adalah:

$$\hat{Y}_{ln} = 7.54 - 0.1265 PS - 0.1410 IS - 0.0577 FD + 0.002178 PS * PS + 0.000976 IS * IS + 0.000783 FD * FD + 0.000769 PS * IS - 0.001006 PS * FD + 0.000154 IS * FD.$$

Model regresi respon *galat* dimensi tebal yang diperoleh adalah:

$$\hat{Y}_t = -3.121 + 0.0314 PS + 0.0492 IS + 0.0617 FD - 0.000238 PS * PS - 0.000238 IS * IS - 0.000447 FD * FD - 0.000241 PS * IS + 0.000000 PS * FD - 0.000315 IS * FD$$

Pada pengolahan dan analisa orde dua, terlihat bahwa adanya pengaruh antara variabel bebas dan variabel *response*. Pengaruh tersebut bersifat kuat dan sangat kuat. Pada variabel *response galat* dimensi lebar dan lebar *narrow*, memiliki pengaruh dari parameter *perimeter speed*. Sedangkan variabel *response galat* dimensi tebal, memiliki pengaruh dari parameter *fill density*. Jika dilihat dari waktu *printing* pada orde dua, terdapat waktu *printing* yang ekstrem. Hal ini berpengaruh karena waktu *printing* tidak berada pada *time window* yang merupakan salah satu karakteristik performansi dari mesin 3D *Bioprinter*.

Langkah berikutnya adalah melakukan optimasi berdasarkan variabel *response* panjang, lebar, lebar *narrow*, tebal dan *tensile strength* dengan bantuan *software* Minitab 17.

Optimasi ini dilakukan untuk mengetahui pada titik mana di variabel bebas (*perimeter speed*, *infill speed* dan *fill density*) yang memiliki persentase *galat* dimensi terkecil atau dapat dikatakan dengan titik optimal. Optimasi ini ditentukan menggunakan *response optimizer* pada *software* Minitab 17.

Titik optimal terletak pada variabel bebas di titik 31.15 mm/s untuk parameter *perimeter speed*, di titik 58.84 mm/s untuk parameter *infill speed* dan di titik 64% untuk parameter *fill density*. Pada *optimization plot* terdapat nilai *composite desirability* yang berarti bahwa seberapa ideal kombinasi variabel yang dibentuk untuk keseluruhan *response* yang telah dilakukan optimasi. Nilai *composite desirability* ini berkisar antar 0 sampai 1. Nilai *composite desirability* yang terbentuk yaitu 0.6776. Jika dilihat dari nilai yang terbentuk, nilai tersebut mendekati angka 1. Nilai ini berarti kombinasi yang dihasilkan ideal. Prediksi variabel *response* dari titik - titik optimal ini membentuk nilai *galat* dimensi panjang sebesar 0.0109, nilai *galat* dimensi lebar sebesar 0.1014, nilai *galat* dimensi lebar *narrow* sebesar 0.2979, dan nilai *galat* dimensi tebal sebesar 0.1848.



Gambar 6. Spesimen Hasil *Printing*

#### 4. KESIMPULAN

Proses pencetakan berdasarkan hasil pengolahan *software* Minitab 17 dengan metode *response surface* didapatkan parameter mesin yang optimal pada titik 31.15 mm/s untuk parameter *perimeter speed*, di titik 58.84 mm/s untuk parameter *infill speed* dan di titik 64% untuk parameter *fill density*. Dimana untuk ukuran dimensi dilakukan penambahan pada desain digital

dengan skala 1 : 1.02 mm untuk dimensi panjang, skala 1 : 1.08 mm untuk dimensi lebar, skala 1 : 1.09 mm untuk dimensi lebar *narrow* dan skala 1 : 1.17 mm untuk dimensi tebal.

Jika dilihat dari hasil *software* Minitab 17, ada beberapa parameter yang mempengaruhi hasil dari spesimen terhadap respon *galat* dimensi, seperti parameter *perimeter speed* berpengaruh pada *galat* dimensi lebar dan *galat* dimensi lebar *narrow*, parameter *fill density* berpengaruh pada *galat* dimensi tebal.

#### DAFTAR PUSTAKA

- Amer, Z. J. A., Ahmed, J. K. dan Abbas, S. F. (2014). Chitosan/PMMA Bioblend for Drug Release Applications. *International Journal of Engineering and Technology*, Vol.4, No.5, 318-324.
- Anjarsari, Dahlan, K., Suptijah, P., dan Kemala, T. (2016). Sintesis dan Karakterisasi Biokomposit BCP/Kolagen Sebagai Material Perancah Tulang. *Jurnal Pengolahan Hasil Perikanan Indonesia*, Vol.19, No.3, 356-362.
- Anwar, S. A., dan Solechan. (2014). Analisa karakteristik dan sifat mekanik Scaffold rekonstruksi mandibula dari material bhipasis *calcium phosphate* dengan penguat cangkang kerang srimping dan gelatin menggunakan metode *functionally graded material*. *Prosiding SNATIF Ke -1*. Universitas Muria Kudus, Fakultas Teknik, 137- 144.
- Asdi, Z. R., dan Kaelani, Y. (2013). Kajian Tribologi Gesekan Antara Material Komposit Hidroksiapatit (HA) + *Polymethylmethacrylate* (PMMA) dengan *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (PMMA) sebagai *Prosthesis* Sendi Rahang (TMJ) pada Manusia, *Jurnal Teknik Pomits*, Vol.2, No.1, 1-5.

- Boskey, A. L. (2013). Bone Composition: Relationship to Bone Fragility and Antiosteoporotic Drug Effects. *International Bone and Mineral Society*, No.447, 1-11.
- Bradley, N. (2007). *The Response Surface Methodology*. Indiana University of South Bend, Indiana.
- Fathi. M. H., Hanifi, A., Mortazavi, V. (2008). Preparation dan bioactivity evaluation of bond-like *Hydroxyapatite* nanopowder. *Journal of Materials Processing Technology*, Vol.202, 536-42.
- Gergely, G., Wéber, F., Lukács, I., Illés, L., Attila, L., Tóth, Z., Horváth, Mihály, J. (2010). Nano-*Hydroxyapatite* Preparation from Biogenic Raw Materials. *Central European Journal of Chemistry*, Vol.8, No.2, 375–381.
- Kim, S. K., Kim, Y. J., Yoon, T. L., Park, S. A., Cho, I. H., Kim, E. J., Kim, I. A., dan Shin, J. (2004). The characteristics of a *Hydroxyapatite*–chitosan PMMA bone cement. *Journal of Biomaterials*, Vol.25, 5715-5723.
- Lieshout, E., Kralingen, G., El-Massoudi, Y., Weinans, H., dan Patka, P. (2011). Microstructure and biomechanical characteristics of bone substitutes for trauma and orthopaedic surgery. *BMC Musculoskeletal Disorders*, Vol.12, No.34.
- Mohamed, O. A., Masood, S. H., dan Bhowmik, J. L. (2015). Optimization of Fused Deposition Modeling Process Parameter a Review of Current Research and Future Prospects. *Advances in Manufacturing*, Vol.4, 42-53.
- Puska, M., Aho, A.J., Vallittu, P. (2011). Polymer Composites for Bone Reconstruction. *INTECH Open Access Publisher*.
- Sekarjati, K. A., dan Tontowi, A. E. (2018). The Composition of Biocomposite [Polymethylmethacrylate/Hydroxyapatite] As Material For Specimen With Portabee Kit Machine. *Jurnal Sinergi*, Vol.22, No.3, 169-176.
- Tontowi, A. E., Anggraeni, D., Saragih, H. TSSG., Raharjo, K. P. N., dan Utami, P. (2017). Experimental Study of 3D-printable Biocomposite of [HA/PMMA/Sericin] materials. *Advance Materials Letters*, Vol.8, No.8, 857-861.
- Utami, P. (2016). Optimasi Parameter Proses Ekstrusi Pasta Biokomposit [PMMA/Hidroksiapatit/Serisin] Pada Mesin Printer 3D Menggunakan Metode Response Surface. *Skripsi*. Universitas Gadjah Mada.
- Zebarjad, S.M., Sajjadi, S.A., Sdrabadi, T.E., Yaghmaei, A., Naderi, B. (2011). A Study on Mechanical Properties of PMMA/Hydroxyapatite Nanocomposite. *Engineering*, Vol.3, 795-801.