

# Optimasi Pembuatan *Scaffold* dengan Struktur Pori-Pori Beraturan Menggunakan Metode *Response Surface Method*

(*Optimization of scaffold making with regular pore structure using the Response Surface Method*)

Adhi Setya Utama<sup>a</sup>, Adi Nugroho<sup>b</sup>

<sup>a,b</sup> Program Studi Teknologi Rekayasa Perancangan Manufaktur, Politeknik ATMI Surakarta  
Jl. Adisucipto/ Jl. Mojo No.1 Surakarta  
Phone: (0271) 271 714466

<sup>a</sup>setya.hutama@atmi.ac.id, <sup>b</sup>adi.nugroho@atmi.ac.id

---

## Abstrak

Cedera yang diakibatkan kecelakaan lalu lintas dapat menyebabkan korban menderita patah tulang, cacat tubuh, hingga kematian. Korban yang mengalami kerusakan tulang dapat disembuhkan dengan restorasi tulang, yaitu dengan menanamkan tulang buatan pada jaringan tulang yang rusak. Salah satu contoh metode implan adalah dengan membuat *scaffold* yang terbuat dari biomaterial hidroksiapatit (HA). *Scaffold* dirancang berdasarkan pada ukuran kerusakan tulang, dan dicetak dengan mesin cetak 3D *Aqueous-Based Extraction Fabrication (ABEF)*. Penelitian terkait pengoptimalan pembuatan *scaffold* dilakukan menggunakan *Response Surface Method* dengan menggunakan grafik kontur plot dan *response optimizer*. Parameter pembuatan *scaffold* yang dioptimalkan adalah kecepatan gerak sumbu, kecepatan ekstrusi, dan diameter *nozzle*. Analisis ini bertujuan menemukan nilai kesalahan terkecil dari pembuatan *scaffold* sehingga didapatkan bentuk *scaffold* yang optimal dari dimensi *scaffold* dan ukuran rongga. Berdasarkan hasil penelitian, optimasi pembuatan *scaffold* menggunakan *Response Surface Method* menghasilkan kombinasi parameter pembentuk *scaffold*, dengan kecepatan ekstrusi 30 mm / s, kecepatan sumbu 30 mm / s, dan diameter *nozzle* 0,8 mm.

**Kata kunci:** Restorasi tulang; *Scaffold*; 3D-Printing ABEF ; *Response Surface Method*

## Abstract

*Injuries caused by traffic accidents can cause victims to suffer broken bones, disability, and even death. Victims who have bone damage can be cured by bone restoration, which is by implanting artificial bone in damaged bone tissue. One example of an implant method is to make a scaffold made from hydroxyapatite (HA) biomaterials. The scaffold is designed based on the size of the bone damage, and is printed with a 3D ABEF (Aqueous-based extraction fabrication) printing machine. Research related to optimizing scaffold making is done using the Response Surface Method, using plot contour graphs and response optimizers. Optimized scaffold manufacturing parameters are the axis of movement speed, extrusion speed, and nozzle diameter. This analysis aims to find the smallest error value from making scaffold, so we get the optimal form of scaffold from scaffold dimensions and cavity size. Based on the research results, optimization of scaffold making using the Response Surface Method produces a combination of scaffold forming parameters, with an extrusion speed of 30 mm / s, an axis speed of 30 mm / s, and a nozzle diameter of 0.8 mm.*

**Keywords:** Tissue Engineering; *Scaffold*; 3D-Printing ABEF; *Response Surface Method*

## 1. PENDAHULUAN

Kerusakan tulang yang dialami korban kecelakaan menyebabkan korban harus menjalani perawatan berupa restorasi tulang. Penanganan restorasi tulang pun berbeda-beda, bergantung pada tingkat kerusakan tulang tersebut. Kerusakan tulang dikelompokkan dalam kategori ringan jika terjadi retak tulang atau patah tulang ringan sehingga cukup ditangani dengan pemasangan gips dan pen. Jika tingkat kerusakan tulang termasuk kategori berat atau fatal, penanganan restorasi tulang tersebut dapat dilakukan dengan amputasi atau menghilangkan bagian yang rusak dari tubuh korban [1].

Perkembangan ilmu pengetahuan tentang restorasi tulang dan jaringan dapat dilakukan dengan menggunakan metode *tissue engineering* (TE). *Tissue Engineering* adalah ilmu dalam biomedikal yang bertujuan dalam proses pengembangan, pengganti, pemulihan, dan mempertahankan atau meningkatkan fungsi jaringan [2]. Salah satu aplikasi penggunaan *tissue engineering* adalah dengan pembuatan *scaffold bone graft* yang ditanamkan pada organ dan jaringan yang rusak [3]. *Scaffold bone graft* membantu pembentukan pembuluh darah dalam pembentukan tulang baru [4]. *Scaffold bone graft* dapat diimplan ke dalam jaringan tulang maka *scaffold bone graft* harus memenuhi persyaratan, seperti permukaan yang mampu dijadikan tempat adhesi sel, biokompatibel, biodegradable, porositas yang cukup tinggi untuk memberikan ruang yang cukup untuk adhesi sel, regenerasi matriks ekstraselular, dan struktur pori harus memungkinkan pemerataan sel melalui *scaffold* untuk memfasilitasi pembentukan jaringan yang homogen, dan memiliki sifat mekanik yang kuat [5].

Bahan baku pembuatan *scaffolds* adalah menggunakan biomaterial. Biomaterial dikembangkan sebagai bahan restorasi jaringan tulang yang diharapkan dapat meningkatkan pertumbuhan sel-sel yang akan melanjutkan fungsi daur kehidupan jaringan yang digantikan [6]. Biomaterial dapat dibagi menjadi dua jenis, yaitu biomaterial alami dan buatan [7]. Contoh biomaterial alami seperti kolagen, elastin, dan kitin, sedangkan biomaterial buatan terbuat dari logam, polimer, keramik, dan komposit. Aplikasi penggunaan biomaterial buatan sering digunakan untuk aplikasi medis. Biomaterial yang sering digunakan untuk pembuatan tulang buatan adalah keramik (biokeramik). Keunggulan biokeramik memiliki sifat biokompabilitas, stabilitas kimia, ketahanan aus yang tinggi dan memiliki komposisi yang sama dengan bentuk mineral dari jaringan keras dalam tubuh (tulang dan gigi) [8]. Salah satu jenis biokeramik yang banyak diteliti adalah *hydroxyapatite* (HA). Salah satu cara pembuatan *scaffolds* yang berbahan dasar biokeramik adalah menggunakan teknologi *solid freeform fabrication* (SFF) dengan penggunaan mesin *Aqueous-based extrusion fabrication* (ABEF) [9]. Keunggulan penggunaan teknologi SFF adalah pada proses ekstrusi, dan material pasta yang dapat membuat kontur lapisan demi lapisan sesuai model tiga dimensi. Selain itu bentuk anatominya disesuaikan secara khusus kepada masing-masing pasien [10].

Penelitian optimasi pembuatan *scaffold* dilakukan menggunakan metode *response surface method* karena metode ini dapat digunakan untuk mengoptimasi produk dengan cara meminimalisasi kecacatan sebuah produk [11]. Parameter yang dioptimalkan adalah kecepatan gerak sumbu, kecepatan ekstrusi, dan diameter *nozzle* dan parameter respon. Dari penelitian ini, ditinjau dari persentase ketidaksesuaian pada dimensi *scaffold* dan ukuran rongga. Ukuran rongga yang ditentukan agar *scaffold* dapat bekerja dengan baik yaitu berkisar lebih dari 0,3 mm – 0,8 mm [12,13].

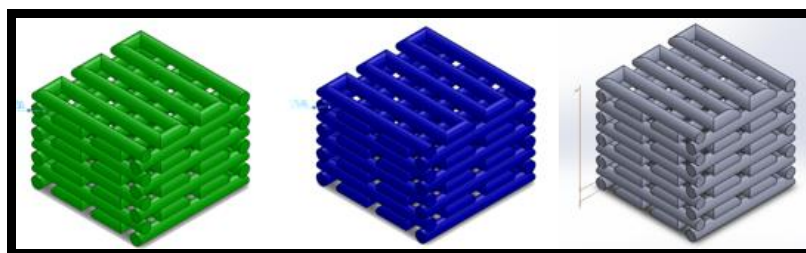
## 2. METODE

### 2.1 Alat dan Bahan

pembuatan *scaffold* dilakukan menggunakan Mesin 3D Printing *Aqueous-based extraction fabrication (ABEF)* (Gambar 2.1). Pembuatan *scaffold* ditekankan pada desain *scaffold* sampai dengan pembuatan *G-Code* yang bertujuan untuk pemrograman pada mesin 3D *printing*. Pembuatan desain *scaffold* dengan menggunakan program gambar *solidwork* 2013. Desain *scaffold* terdiri dari bentuk *nozzle* berdiameter 0,5 mm, 0,6 mm, dan 1 mm. Mempunyai dimensi 25 mm x 25 mm x 25 mm, dan jarak rongga 0,5 mm, 0,6 mm, dan 0,9 mm ditunjukkan Gambar 2.2.

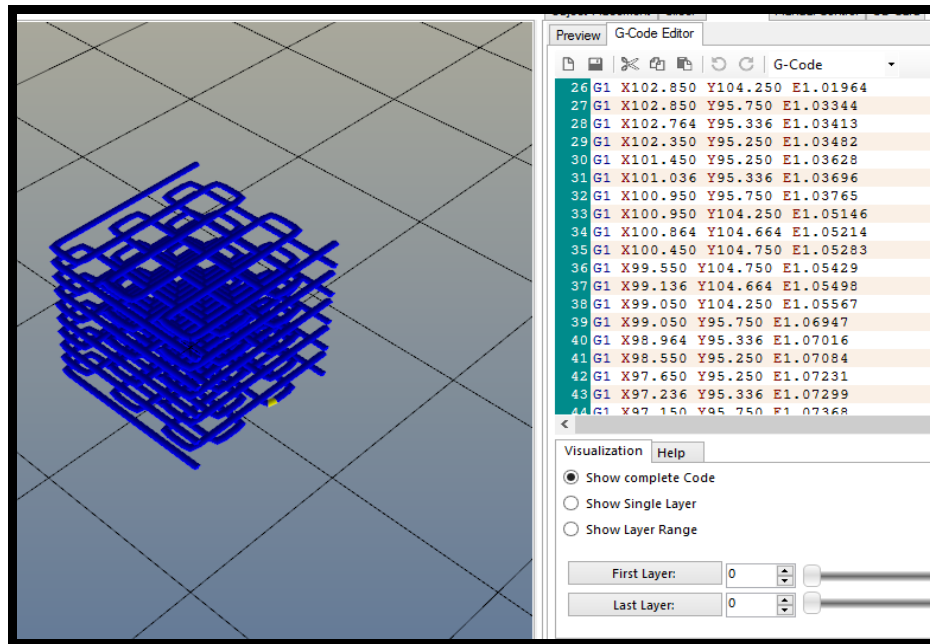


Gambar 2.1. Mesin 3D Printing ABEF



Gambar 2.2. Desain *scaffolds* dengan menggunakan software *solidwork* 2013 dengan dimensi 25 mm x 25 mm x 25 mm (warna hijau untuk jarak rongga 0,5 mm, biru 0,6 mm, dan abu-abu 0,8 mm)

Pembuatan *G-code scaffold* dengan software *Rep-Rap* (Gambar 2.3.) bertujuan untuk mendapatkan langkah gerak pada mesin ABEF sehingga dapat terbentuk *scaffold*. *G-code* diperoleh dari desain *scaffold* disimpan dalam bentuk '.stl'.



Gambar 2.3. Desain G-Code Scaffold dengan menggunakan software Rep-Rap

## 2.2 Metode

Dalam penelitian ini dilakukan beberapa tahapan, yaitu:

- a. Studi Pustaka tentang *scaffold bone graft* sampai dengan karakteristik pembuatannya dengan menggunakan bahan biokeramik buatan *hydroxyapatite*. Pembuatan pasta *hydroxyapatite* (HA) dari campuran serbuk *hydroxyapatite* dengan *aquadest* dilakukan beberapa kali eksperimen hingga didapatkan pasta yang bersifat homogen. Perbandingan antara serbuk HA dan *aquadest* adalah 1:1,2 [14]. Bahan dan alat pembuatan pasta yang harus dipersiapkan adalah serbuk *hydroxyapatite* sebagai bahan utama pembuatan pasta, *aquadest*, gelas ukur, timbangan digital, sendok pengaduk dan *syringe* 60 ml *luer lock*.
- b. Studi Pustaka terkait parameter-parameter yang memengaruhi dan parameter respon. Penentuan nilai level variabel bebas untuk kecepatan ekstrusi dan kecepatan gerak sumbu dilakukan melalui eksperimen awal [15]. Langkah pertama adalah dengan membandingkan kecepatan pada level *low* dan *high* yang sudah ter-set pada permesinan. Selanjutnya, untuk menentukan level *medium* adalah dengan membuat sebuah garis tunggal (*single line*), dan diukur dari tebal garis yang mendekati diameter *nozzle*. Hasil dari eksperimen awal didapatkan level parameter untuk kecepatan ekstrusi 8 mm/s untuk level *low*, 30 mm/s level *high* dari permesinan, dan 25 mm/s level *medium*. Kecepatan gerak sumbu didapatkan 3 mm/s, 23 mm/s, dan 30 mm/s. Diameter *nozzle* didapatkan dari diameter jarum suntik berdiameter 0,5 mm, 0,6 mm, dan 1 mm. Variabel respon pada pengoptimalan setiap parameter dalam pembuatan *scaffold*, dapat dihasilkan *scaffold* mempunyai bentuk yang teratur, dan dimensi yang sesuai.

Tabel 2.1. Parameter yang diteliti beserta level dari setiap parameter

Parameter	Level		
	1 <i>Low</i>	2 <i>Medium</i>	3 <i>High</i>
Kecepatan ekstrusi (mm/s)	8	25	30
Kecepatan gerak (mm/s)	3	23	30
Diameter <i>nozzle</i> (mm)	0,5	0,6	1

c. *Orthogonal Array*

Setelah ditentukan parameter-parameternya, langkah selanjutnya adalah dilakukan eksperimen sehingga mendapatkan optimasi yang tepat dalam pembuatan *scaffold*. Skema eksperimen digunakan metode *orthogonal array* dengan 9x eksperimen (Tabel 2.2.). Parameter yang akan dioptimalkan adalah kecepatan ekstrusi, kecepatan gerak sumbu, dan diameter *nozzle*.

Tabel 2.2. Skema Eksperimen Menggunakan *Orthogonal Array L9*

Parameter Optimasi			Parameter Respon	
kecepatan Ekstrusi	kecepatan Gerak Sumbu	Diameter. <i>Nozzle</i>	Dimensi	Ukuran Rongga
1	1	1	Y1	Y2
1	2	2	Y1	Y2
1	3	3	Y1	Y2
2	1	2	Y1	Y2
2	2	3	Y1	Y2
2	3	1	Y1	Y2
3	1	3	Y1	Y2
3	2	1	Y1	Y2
3	3	2	Y1	Y2

d. Proses Pembuatan

Pembuatan *scaffold* diawali dengan mendesain *scaffold* dengan *software* desain *Solidwork*, lalu penyimpanan desain dengan menggunakan alamat '.stl', bertujuan agar dapat dibentuk *G-Code* dengan *software Rep-rap*, dan dapat digunakan untuk memrogram mesin *ABEF* dalam pembuatan *scaffold*. Pada proses pembuatan pasta *hydroxyapatite* dengan bahan dasar utama adalah serbuk *hydroxiapatite* yang dicampur dengan *aquadest*. Pembuatan pasta dilakukan dengan perbandingan 1 g *hydroxyapatite* dengan 1 ml *aquadest*. Pencampuran dilakukan dengan pengadukan secara manual, hingga didapatkan pasta yang bersifat homogen [14].

e. Pengukuran Respon

Pada perhitungan ukuran rongga, setiap rongga *scaffold* diukur ukuran masing-masing rongga. Pengukuran dilakukan dengan bantuan *software Solidwork*, dan dibuatkan skala 100:1, yaitu 100 mm pengukuran dengan *Solidwork* menunjukkan 1 mm ukuran sebenarnya seperti ditunjukkan pada Gambar 2.4. Perhitungan dimensi, bagian *scaffold* yang diukur adalah batang *scaffold*, panjang lebar, dan tinggi batang *scaffold*. Setelah didapatkan ukuran jarak dan

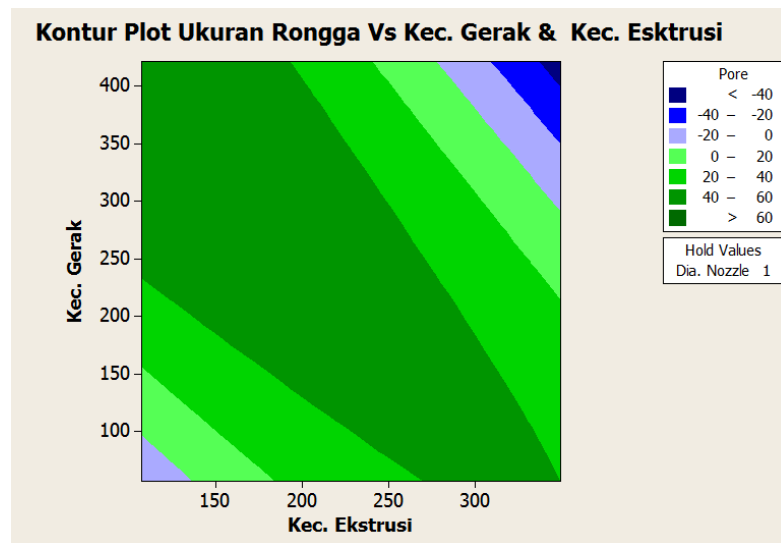




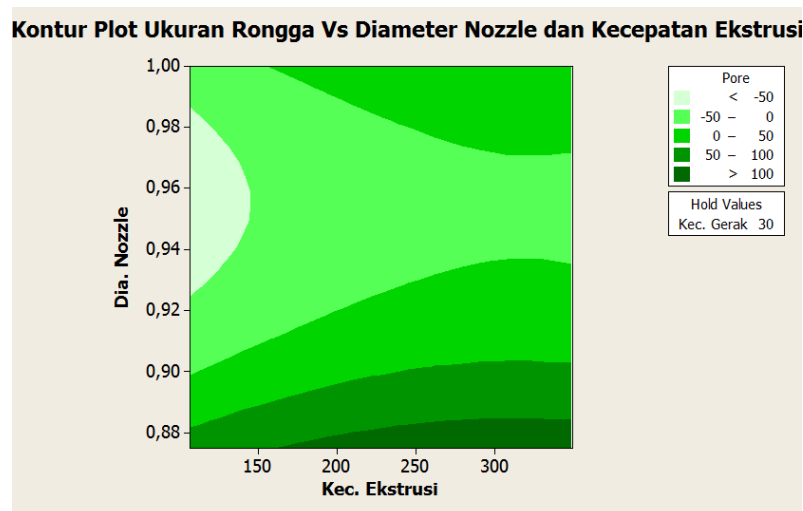
### 3.1 Analisa Optimasi menggunakan Response Surface Method

Terdapat 3 parameter terukur yang diteliti untuk mendapatkan bentuk spesimen yang optimal, yaitu *printing temperature*, *layer height*, dan *printing speed*. Setiap parameter ditentukan 3 level (minimum, *middle*, dan maksimum), dan penentuan level didasarkan rekomendasi dari karakter material plastik daur ulang PP (Tabel 3.1).

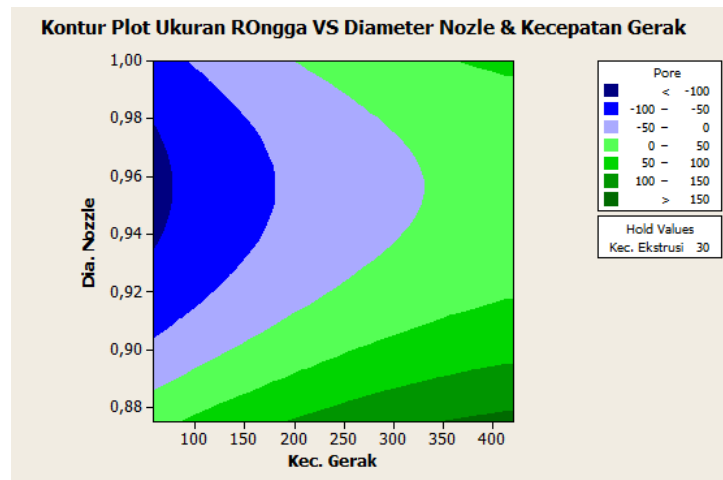
Analisis optimasi dengan metode RSM dijelaskan dengan menggunakan grafik kontur plot dan grafik *response optimizer* pada *software* MINITAB 15. Pada grafik kontur plot menunjukkan bahwa semakin pekat warna hijau maka semakin optimum respon. Pada gambar 3.1 sampai dengan gambar 3.3. merupakan grafik interaksi antara parameter terukur kecepatan gerak, diameter *nozzle* dan kecepatan ekstrusi dan parameter respon ukuran rongga. Pada gambar-gambar tersebut, dijelaskan jika semakin tinggi kecepatan gerak dan kecepatan ekstrusi, sedangkan diameter *nozzle* yang minimum maka didapatkan ukuran rongga yang optimum.



Gambar 3.1. Grafik Kontur Plot Ukuran Rongga dibandingkan dengan Kecepatan Gerak dan Kecepatan Ekstrusi.

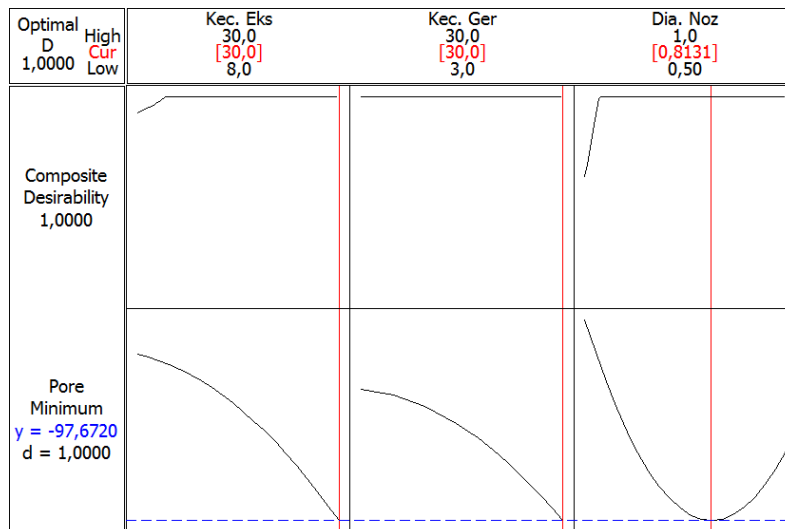


Gambar 3.2. Grafik Kontur Plot Ukuran Rongga dibandingkan dengan Diameter *Nozzle* dan Kecepatan Ekstrusi.



Gambar 3.3. Grafik Kontur Plot Ukuran Rongga dibandingkan dengan Diameter Nozzle dan Kecepatan Gerak.

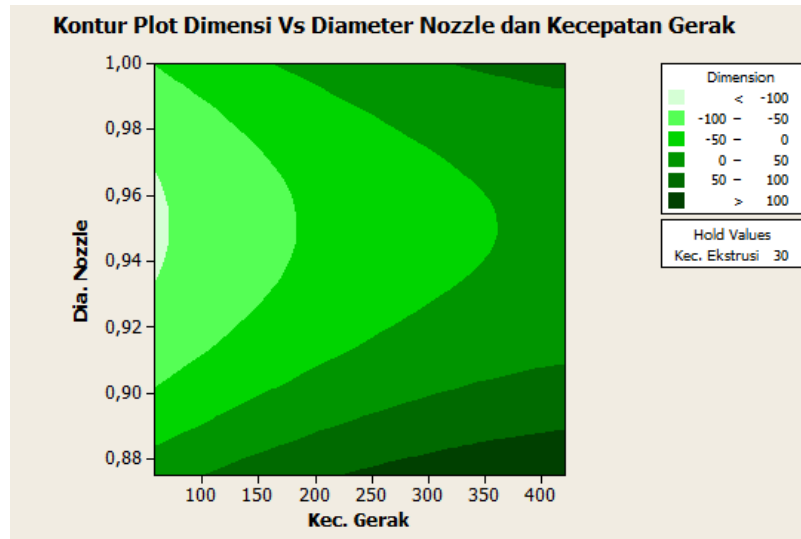
Pada grafik *response optimizer* (Gambar 3.4), analisis dengan men-setting tujuan analisis adalah meminimalisasi kesalahan dengan nilai target adalah 18 dan *upper* adalah 85 maka didapatkan hasil parameter terukur yang optimum ukuran rongga adalah kecepatan ekstrusi 30m/s, kecepatan gerak 30 m/s dan diameter *nozzle* adalah 0,8131.



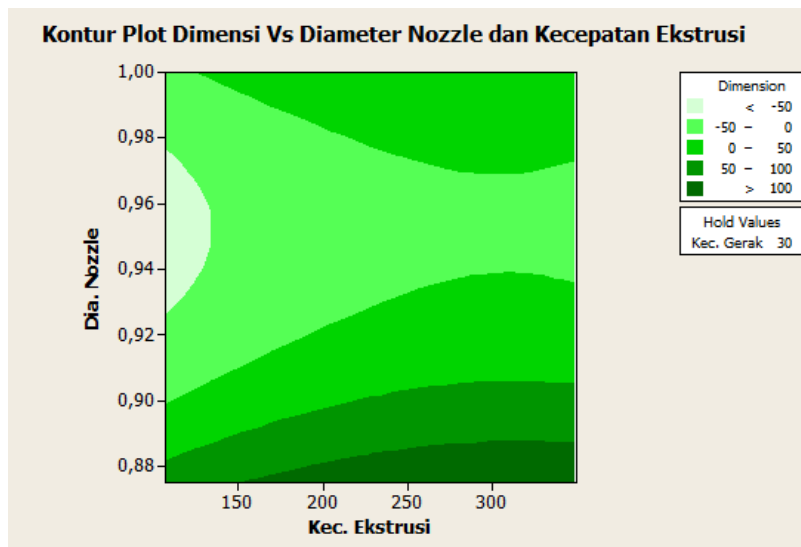
Gambar 3.4. Grafik *response optimizer* Ukuran Rongga

Gambar 3.5 sampai dengan Gambar 3.7. merupakan grafik interaksi antara parameter terukur kecepatan gerak, diameter *nozzle* dan kecepatan ekstrusi dan parameter respon dimensi. Pada gambar-gambar tersebut, dijelaskan jika semakin tinggi kecepatan gerak dan kecepatan ekstrusi, sedangkan diameter *nozzle* yang minimum maka didapatkan ukuran rongga yang optimum.

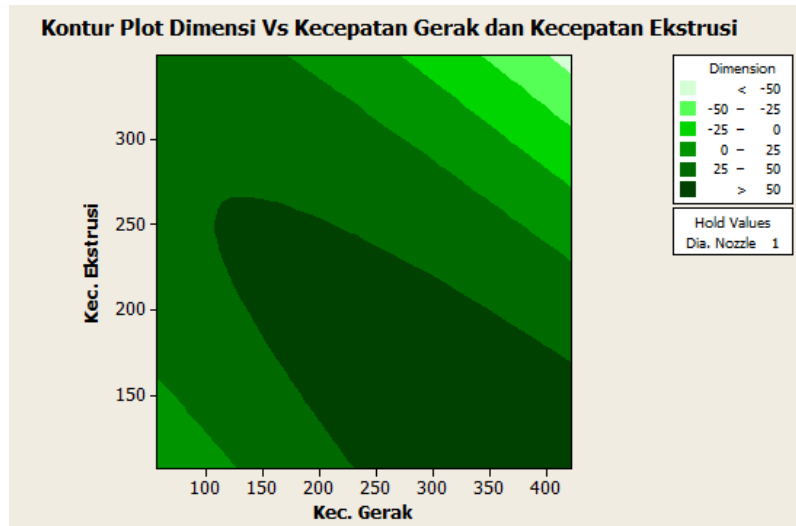




Gambar 3.5. Grafik Kontur Plot Dimensi dibandingkan dengan Diameter Nozzle dan Kecepatan Gerak

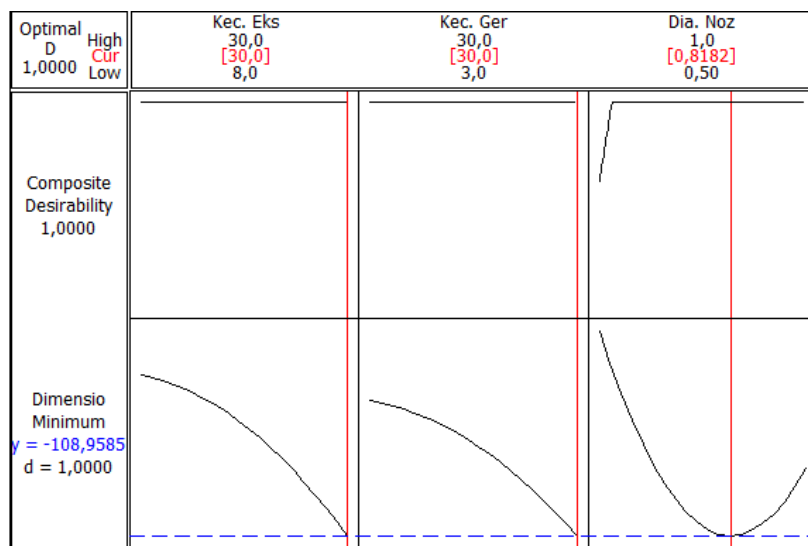


Gambar 3.6. Grafik Kontur Plot Dimensi dibandingkan dengan Diameter Nozzle dan Kecepatan Ekstrusi.



Gambar 3.7. Grafik Kontur Plot Dimensi dibandingkan dengan Kecepatan Ekstrusi dan Kecepatan Gerak.

Pada grafik *response optimizer* (Gambar 3.8), analisis dengan men-setting tujuan analisis adalah meminimalisasi kesalahan dengan nilai target adalah 15 dan *upper* adalah 85 maka didapatkan hasil parameter terukur yang optimum dimensi adalah kecepatan ekstrusi 30m/s, kecepatan gerak 30 m/s dan diameter *nozzle* adalah 0,8182 mm.



Gambar 3.8. Grafik response optimizer Dimensi

Hasil analisis dengan menggunakan grafik kontur plot dan *response optimizer* untuk respon ukuran rongga dan dimensi menunjukkan bahwa parameter optimasi untuk kecepatan ekstrusi adalah 30 m/s, kecepatan gerak 30 m/s dan *nozzle* berdiameter 0,8.

#### 4. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil analisis menggunakan *response surface method*, parameter kecepatan ekstrusi mencapai 30 m/s, kecepatan gerak 30 m/s, dan diameter *nozzle* 0,8 mm merupakan parameter optimum untuk mesin 3D *Printing ABEF* dengan material

*hydroxyapatite (HA)* dalam mencetak produk *scaffold* dengan dimensi 25 mm x 25 mm x 25 mm dan memiliki ukuran rongga 0,8 mm.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Septyawan, D, Pembuatan dan Karakteristik Macroporous Hydroxipatite Bioceramics dengan Struktur Tidak Beratur dengan Foaming Method. Skripsi Teknik Mesin. Yogyakarta: Universitas Gadjah Mada. 2014
- [2] Hench, L.L. An Introduction to Bioceramic-2nd Ed. London: Imperial College Press. 2013
- [3] Ratner, B., Hoffman, A., Schoen F., Lemons, J. Biomaterial Science: An Introduction to Material in Medicine. Academic Press. 2012
- [4] Ardhiyanto, H.B. Peran Hidroksiapatit sebagai Bone Graft dalam penyembuhan tulang dan gigi. 2011. UNEJ: Jurnal Kedokteran Gigi; Vol 8 No.2. pp 118-121
- [5] Rahmitasari, F.I. Kitosan Dan Kolagen Sebagai Graft Pada Kasus Kerusakan Tulang (Studi Pustaka). 2016. UHT: Jurnal Material Kedokteran Gigi; Vol 5. No. 02. Pp 1-7
- [6] Wiliam, D.F., Definition of Biomaterials,. New York: Elsevier. 1987
- [7] Vallet-regi,M. Ceramics for Medical Applications. 2001. Journal of The Chemical Society, Vol. 1. Pp 77-88
- [8] Heimann, R.B. and Leihmann, H.D. Bioceramic Coating for Medical Implant: Trend and Technique. Weinheim: Wiley-VCH. 2015
- [9] Mason, M.S., Huang, T., Landers, R.G., Leu, M.C., and Hilmas, G.E. Aqueous-based extrusion of high solids loading ceramic pastes: Process modeling and control. 2009. Journal of Materials Processing Technology. Vol.209, pp.2946–2957
- [10] Huang, T., Mason, M.S., Zhao, X., Hilmas, G.E., and Leu, M.G. Aqueous- based freeze-form extrusion fabrication of alumina components. 2009. Journal Rapid Prototyping. Vol.15. pp.88-95
- [11] Myres, R.H., Khuri, A.I., Carter,W.H., Response Surface Methodology. 1989. Journal Article. Vlo.31, NO.2. pp 137-157
- [12] Salgado, A.J., Coutinho, O.P., Reis, R.L. Bone tissue engineering: state of the art and future trends. 2004. Journal of Macromolecular bioscience, Vol.4, pp.743-765.
- [13] Kaplan, D., & Karageorgiou, V. Porosity of 3D Biomaterial Scaffolds and Osteogenesis. 2005. Biomaterial journal, Vol. 26, pp. 5474-5491.
- [14] Utami, A.D.,. Pembuatan Dan Karakterisasi Macroporous Hydroxyapatite Bioceramics Dengan Struktur Beraturan Menggunakan Manually Extrusion Deposition Method. Skripsi. Yogyakarta: Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta. 2014
- [15] Mason, M.S., Huang, T., Landers, R.G., Leu, M.C., dan Hilmas, G.E. Aqueous-based extrusion fabrication of ceramics on demand. Journal of Materials Processing Technology. 2007. Vol. 30. pp. 124-134