

Contents list available at [Sinta](https://scholar.ummetro.ac.id/index.php/armatur)

ARMATUR

: Artikel Teknik Mesin & Manufaktur

Journal homepage: <https://scholar.ummetro.ac.id/index.php/armatur>



Pemodelan dan simulasi pengeboran pada proses pengeboran tulang dalam pembedahan ortopedi

Eko Wahyu Saputra¹, Yanuar Burhanuddin^{2*}, Suryadiwansa Harun³

¹ Program Studi S2 Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung Jalan Prof. Sumantri Brojonegoro No. 1, Bandar Lampung, Lampung 35145

^{2,3}Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung Jalan Prof. Sumantri Brojonegoro No. 1, Bandar Lampung, Lampung 35145

ARTICLE INFO

Keywords:

Necrosis
Drill bit
Point angle
Helix angle

ABSTRACT

In orthopaedic surgery, drill bits serve as a tool to create holes for screws in fracture repair or prosthetic device placement. During the drilling process, there will be an increase in temperature in the drilling area, an increase in temperature beyond the allowable limit will result in the death of bone cells due to loss of blood supply called necrosis. To prevent excessive temperature increase, one of the ways that can be done is to select the drill bit geometry using a three-dimensional finite-element analysis model to get the lowest possible bone drilling temperature value. This research focuses on a point angle value of 118° and 87°, combined with helix angle values of 13°, 20°, 28° and 30°. The combination resulted in an optimal temperature value at helix angle 28° with a maximum average temperature of 38,814°C.

Pendahuluan

Pembedahan ortopedi merupakan salah satu dari cabang ilmu kedokteran yang mempelajari tentang berbagai macam diagnosis dan pengelolaan gangguan/penyakit sistem muskuloskeletal, kerangka serta jaringan lunak [1]. Proses pembedahan ortopedi yang semakin meningkat belakangan sebanding dengan tingginya angka kecelakaan kendaraan bermotor yang mengakibatkan terjadinya fraktur tulang. Salah satu cara dalam penyembuhan kasus fraktur tulang tersebut adalah dengan memanfaatkan pelat penyangga yang dilengkapi baut tulang/screw [2]. Dengan metode

pemasangan pelat diharapkan proses penyembuhan tulang yang patah akan menjadi lebih cepat [3]. Selama prosedur pemasangan pelat pada operasi tulang ortopedi, gesekan antara permukaan bor dan tulang menyebabkan peningkatan termal di sekeliling lubang pengeboran [4]. Kenaikan suhu tulang pada saat melakukan pengeboran hingga 47° C selama 1 menit dapat meningkatkan resiko terkena nekrosis [5], kenaikan temperatur yang terjadi di sekitar daerah pengeboran tersebut dipengaruhi oleh beberapa faktor yakni: geometri mata bor, parameter proses pengeboran, dan jenis tulang [6].

Proses pengeboran (*drilling*) biasanya dilakukan memakai pahat silindris

*Corresponding author: yanuarb64@gmail.com

<https://10.24127/armatur.v4i1.3359>

Received 2 February 2023; Received in revised form 12 February 2023; Accepted 13 February 2023

Available online 1 March 2023

yang memiliki dua ujung potong yang disebut *drill*. Pahat diputar pada porosnya dan diumpankan pada benda kerja yang diam sehingga menghasilkan lubang berdiameter sama dengan diameter pahat. [12]. Mata bor dapat dibagi menjadi tiga bagian; *drill point*, *body*, dan bagian lain. Bagian pada *drill point* antara lain adalah *point angle*, *chisel edge*, *web thickness*, *rake angle*, dan *clearance angle*. [13]. Bagian *body* terbentuk berdasarkan *helix angle* dan *flute*. Secara umum pemilihan geometri, serta parameter pemotongan selama proses pemboran sangat berpengaruh terhadap kinerja mata bor di ruang operasi. Selain itu faktor manusia juga memegang peranan penting bagi penentuan kualitas lubang bor terutama bergantung pada keterampilan staf medis. [14-15]. Untuk memperbaiki kualitas pengeboran tersebut salah satu hal yang dapat dilakukan dengan meningkatkan nilai keakuratan serta efisiensi pada proses pengeboran [7]. Hasil penelitian menunjukkan bahwa desain mata bor yang telah dioptimalisasikan sebelumnya secara efektif dapat mengurangi suhu tulang maksimum. Desain mata bor secara efektif dapat mengurangi suhu tulang maksimum hingga 15,2% dengan *point angle*, *helix angle*, serta *web thickness* sebagai parameter perancangannya [8]. Adapun tujuan dari penelitian ini adalah untuk mendapatkan nilai temperatur pengeboran terendah pada keseluruhan desain mata bor.

Metode Penelitian

Penelitian ini menggunakan Autodesk Inventor 2015, untuk pembuatan model geometri pahat *drill*, sedangkan untuk proses simulasi digunakan perangkat lunak DEFORM-3D. Dari penelitian Davidson (1999) penurunan temperatur pengeboran tulang dapat ditekan serendah mungkin dengan menerapkan nilai geometri berupa *point angle* sebesar 130° serta *helix angle* sebesar 38° [9]. Khurshid (2013) juga melakukan pengujian yang sama dengan menggunakan nilai *point angle* sebesar 120° dan *helix angle* 23° [4].

Holler (2015), merekomendasikan pula penggunaan geometri mata bor yakni *point angle* sebesar $105^\circ \pm 2^\circ$ dan *helix angle* $27^\circ \pm 1.5^\circ$ [10]. Faizal (2018) menyatakan bahwa peningkatan suhu pengeboran dapat dikurangi dengan menggunakan nilai *point angle* antara 110° hingga 140° dan *helix angle* antara 5° hingga 30° [7]. Faizal (2019) kemudian melakukan penelitian kembali dengan berfokus pada nilai *point angle* sebesar 118° dan *helix angle* 30° [8]. Lee (2018) secara umum merekomendasikan *point angle* sebesar 70° - 90° atau 120° - 140° , juga *helix angle* 24° - 36° [11]. Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan sebelumnya didapatkan keterangan bahwa, belum ada kesepakatan pasti tentang bentuk desain paling optimal yang dapat diaplikasikan dalam bentuk desain geometri mata bor orthopedi. Oleh sebab itu pada penelitian kali ini akan dilakukan penggabungan terhadap kemungkinan desain geometri berdasarkan gabungan dari penelitian yang telah ada sebelumnya. Penggabungan tersebut antara lain terdiri dari jangkauan nilai *point angle* dan *helix angle*.

Diameter dan nilai *web thickness drill* akan dibuat konstan dengan ukuran 3,5 mm dan 0,8 mm. Berdasarkan penentuan geometri yang telah dilakukan kemudian akan dibuat 4 desain *drill* yang berbeda sesuai dengan kombinasi nilai *point angle* dan *helix angle*. Keseluruhan desain akan dibuat menggunakan perangkat lunak *inventor 2015*. Untuk melanjutkan penelitian ke tahap berikutnya maka hal yang perlu dipersiapkan adalah penentuan nilai *properties* material tulang. Dikarenakan pada perangkat lunak DEFORM 3D tidak ditemukan sifat-sifat material tulang, untuk itu keseluruhan nilai sifat material akan dimasukkan secara manual. Salah satu literatur yang digunakan dalam penentuan nilai sifat material ini adalah penelitian yang dilakukan oleh Faizal (2018) [7] dengan penjabaran sebagai berikut:

Tabel 1. Sifat material tulang

Sifat material	Tulang	Mata bor
<i>Young's modulus</i> (GPa)	17	193
<i>Poisson's ratio</i>	0.4	0.3
<i>Heat expansion coefficient</i> (mm °C ⁻¹)	27.5 x 10 ⁻⁶	1.206 x 10 ⁻⁵
<i>Thermal conductivity</i> (W m ⁻¹ K ⁻¹)	0.38	17
<i>Specific heat</i> (J kg ⁻¹ K ⁻¹)	1260	500
<i>Emissivity</i>	0.97	0.7

Persamaan model *flow stress* akan merepresentasikan sifat-sifat material tulang yang akan dibuat. Bentuk model tersebut dapat dijabarkan dalam bentuk persamaan sebagai berikut:

$$\sigma(\epsilon_p, \dot{\epsilon}_p, T) = c \cdot \epsilon_p^n \cdot \dot{\epsilon}_p^m \cdot \left(\frac{T}{T_0}\right)^{-r} + y \quad (1)$$

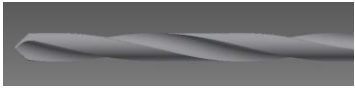
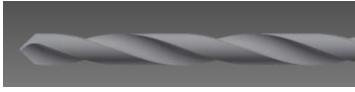


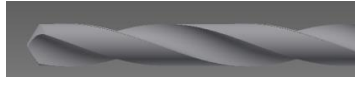

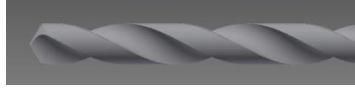
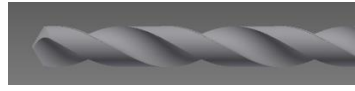
Dimana ϵ_p adalah nilai *plastic strain*, $\dot{\epsilon}_p$ merupakan *plastic strain rate*, T merupakan temperatur, T_0 temperatur ruangan. Selain itu untuk nilai c , n , m , r dan y merupakan nilai koefisien, yang mana nilainya akan ditentukan berdasarkan penentuan kurva pada perangkat DEFORM-3D. Selanjutnya penentuan parameter akan ditentukan antara lain sebagai berikut:

Tabel 2. Parameter pengeboran

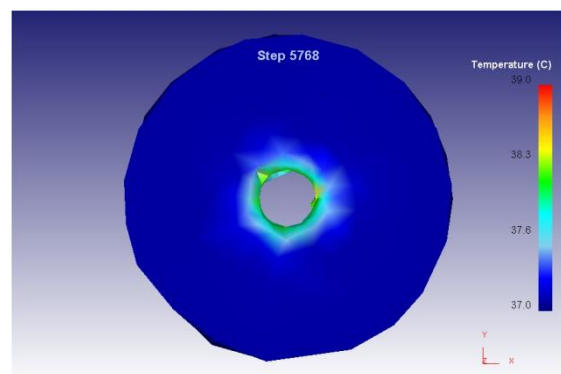
Parameter	Nilai
<i>Rotational speed</i> (RPM)	1500
<i>Feed rate</i> (mm/rev)	0.12
<i>Friction factor</i>	0.3
<i>Tool temperature</i> (°C)	30
<i>Drill diameter</i> (mm)	3.5
<i>Drill material</i>	AISI 316
<i>Drill mesh</i>	Size ratio: 4, min elemen size: 0,4 mm, elemen: 6164, nodes: 1851
<i>Work piece temperature</i> (°C)	37
<i>Diameter work piece</i> (mm)	20
<i>Thickness</i> (mm)	5
<i>Size mesh workpiece</i>	Size ratio: 7, min elemen size: 0,4 mm, elemen: 5546, nodes: 1257
<i>Drill depth</i> (mm)	5
<i>Drill length</i> (mm)	110
<i>Flute length</i> (mm)	38

Kemudian keseluruhan desain *drill* akan dibuat secara lengkap yang digambarkan sebagai berikut:

Tabel 3. Perwujudan desain

<i>Point angle</i>	<i>Helix angle</i>	Desain
87°	13°	
	20°	
	28°	
	30°	
118°	13°	
	20°	
	28°	
	30°	

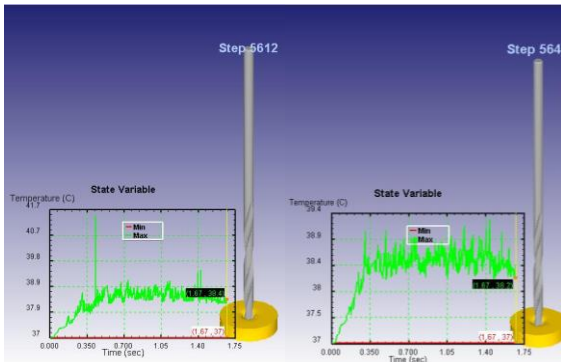
Gambaran dari simulasi pengeboran yakni perubahan temperatur tulang sebagai berikut:



Gambar 1. Hasil simulasi pada DEFORM-3D

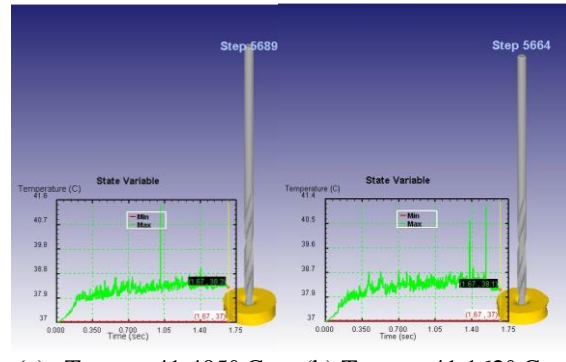
Hasil dan Pembahasan

Dari hasil simulasi didapatkan nilai temperatur maksimum pada masing-masing *drill* sebagaimana terlihat pada gambar:



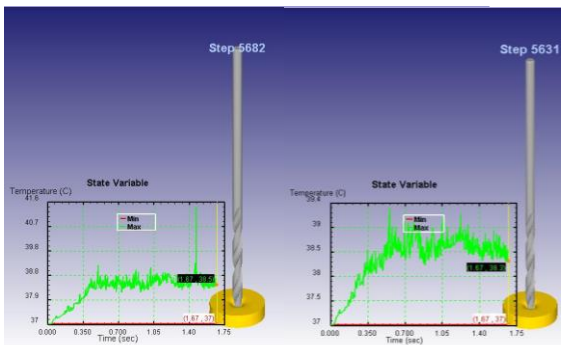
(a) $T_{max} = 41.440^{\circ}\text{C}$ (b) $T_{max} = 39.308^{\circ}\text{C}$

Gambar 2. Point angle 87° , helix angle 13°



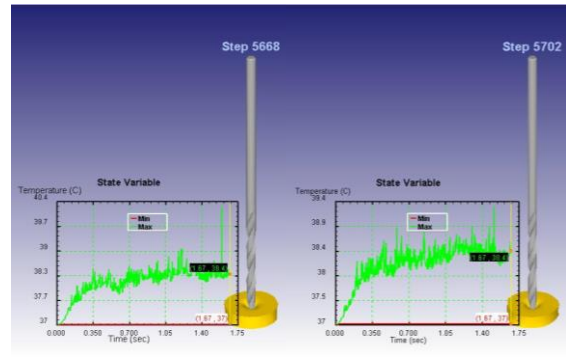
(a) $T_{max} = 41.405^{\circ}\text{C}$ (b) $T_{max} = 41.162^{\circ}\text{C}$

Gambar 6. Point angle 118° , helix angle 13°



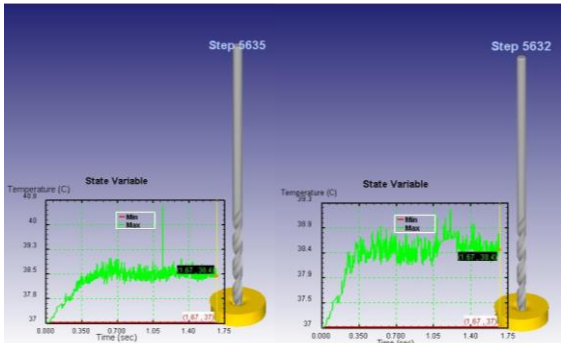
(a) $T_{max} = 41.377^{\circ}\text{C}$ (b) $T_{max} = 39.329^{\circ}\text{C}$

Gambar 3. Point angle 87° , helix angle 20°



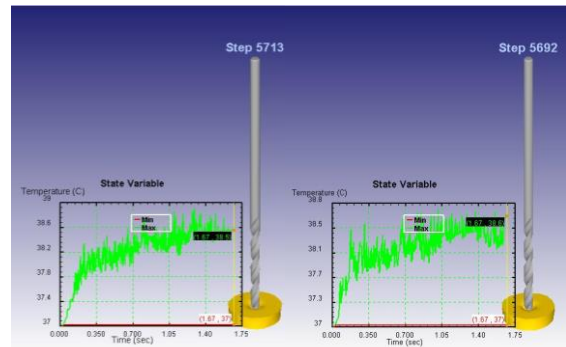
(a) $T_{max} = 39.058^{\circ}\text{C}$ (b) $T_{max} = 38.930^{\circ}\text{C}$

Gambar 7. Point angle 118° , helix angle 20°



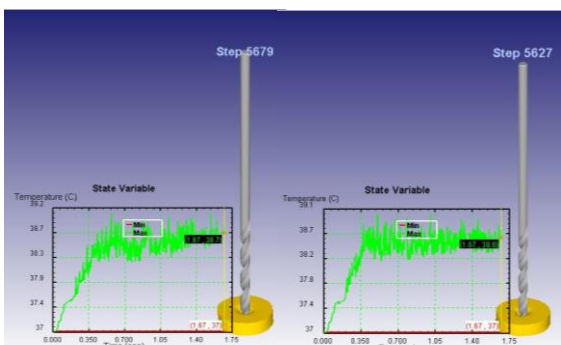
(a) $T_{max} = 40.629^{\circ}\text{C}$ (b) $T_{max} = 39.227^{\circ}\text{C}$

Gambar 4. Point angle 87° , helix angle 28°



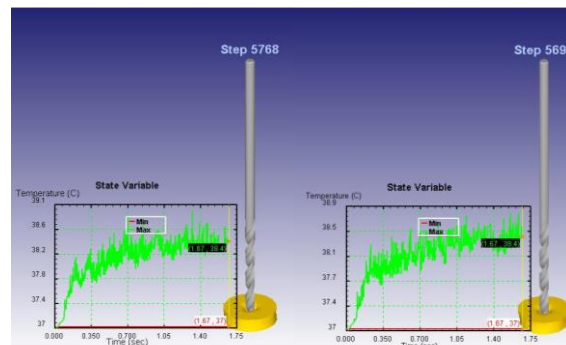
(a) $T_{max} = 38.881^{\circ}\text{C}$ (b) $T_{max} = 38.748^{\circ}\text{C}$

Gambar 8. Point angle 118° , helix angle 28°



(a) $T_{max} = 39.080^{\circ}\text{C}$ (b) $T_{max} = 38.969^{\circ}\text{C}$

Gambar 5. Point angle 87° , helix angle 30°



(a) $T_{max} = 38.952^{\circ}\text{C}$ (b) $T_{max} = 38.801^{\circ}\text{C}$

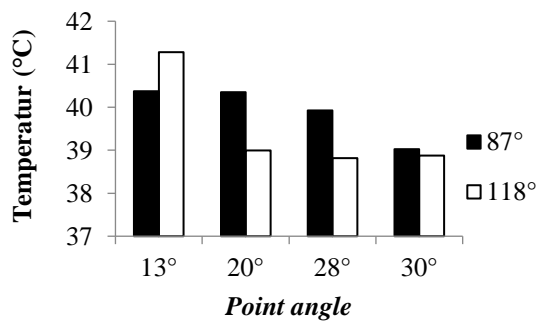
Gambar 9. Point angle 118° , helix angle 30°

Keseluruhan data hasil pengujian simulasi pengeboran berupa nilai temperatur tertinggi untuk setiap parameter dikumpulkan dalam bentuk tabel sebagai berikut:

Tabel 4. Data hasil simulasi

No	Point angle	Helix angle	Temperatur (°C)	
			Data 1	Data 2
1	87°	13°	41.440	39.308
2		20°	41.377	39.329
3		28°	40.629	39.227
4		30°	39.080	38.969
5	118°	13°	41.405	41.162
6		20°	39.058	38.930
7		28°	38.881	38.748
8		30°	38.952	38.801

Dari data diatas didapatkan nilai rata-rata temperatur pada masing-masing parameter sebagaimana digambarkan pada grafik dibawah ini:



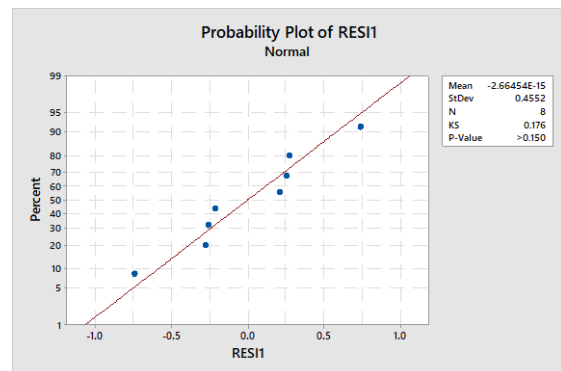
Gambar 10. Grafik temperatur rata-rata

Dari grafik diatas terlihat bahwa kenaikan suhu tertinggi pada simulasi pengeboran berada pada nilai parameter *point angle* 118° dengan nilai *helix angle* 13° sebesar 41.283°C. Sedangkan untuk nilai rata-rata terendah berada pada 38.814 °C dihasilkan oleh *point angle* 118° dan *helix angle* 28°. Untuk mendapatkan gambaran yang lebih jelas tentang pengaruh masing-masing parameter terhadap kenaikan suhu pengeboran maka akan dilakukan analisis yang lebih mendalam menggunakan metode faktorial penuh. Dengan tipe desain dua faktor dan dua level dengan dua kali pengulangan.

Tabel 5. Analysis of variance

Source	DF	Adj SS	F-Value	P-Value
Model	4	8.77	4.54	0.122
Blocks	1	0.86	1.80	0.272
Linear	2	7.34	7.60	0.067
Point angle	1	0.28	0.60	0.495
Helix angle	1	7.05	14.59	0.032
2-Way	1	0.55	1.16	0.361
Interactions				
Point*helix angle	1	0.55	1.16	0.361
Error	3	1.45		
Total	7	10.22		
Model summary				
S	R-sq	R-sq(adj)	R-sq(pred)	
0.695360	85.81%	66.90%	0.00%	

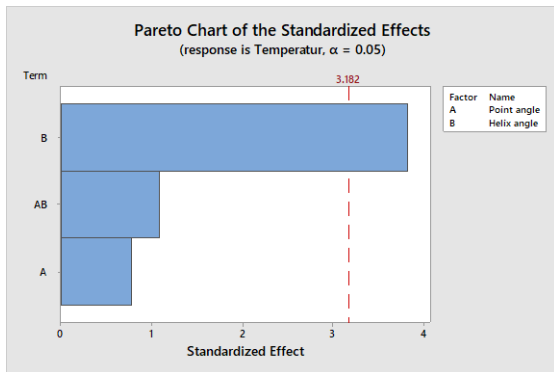
Berdasarkan hasil analisis faktorial penuh didapatkan nilai *R-sq* 85.81 % menunjukkan bahwa parameter geometri memberikan kontribusi sebesar 85.81 % terhadap perubahan temperatur. Untuk selanjutnya dapat dilihat nilai residual *probability plot* pada gambar 12, menunjukkan bahwa titik plot berada pada garis linier, juga terdapat nilai *P-value* residual lebih besar dari 0.05 yang dapat diartikan bahwa pada penelitian ini residual terdistribusi secara normal.



Gambar 12. Grafik normal probability plot

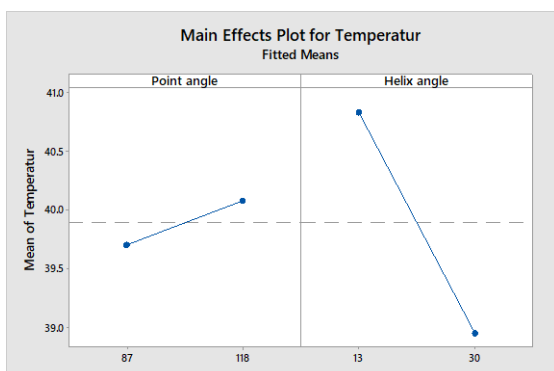
Selanjutnya pada gambar 13 terlihat bahwa nilai A yang melambangkan *point angle* dan B melambangkan *helix angle* dan AB melambangkan interaksi, hanya nilai B yang memiliki pengaruh paling signifikan jika dibandingkan dengan faktor yang lain. Hal ini dapat diketahui dari diagram pareto terlihat garis merah dengan nilai batas 3.182 yang melambangkan batas

signifikansi hanya faktor B yang melebihi ambang batas tersebut. Berdasarkan tabel 5 juga dapat terlihat hanya faktor *helix angle* saja yang memiliki nilai *P-value* kurang dari 0.05 yakni 0.032. Sedangkan untuk *point angle* sebesar 0.495 dan *interactions* hanya 0.361.



Gambar 13. Efek plot tipe pareto

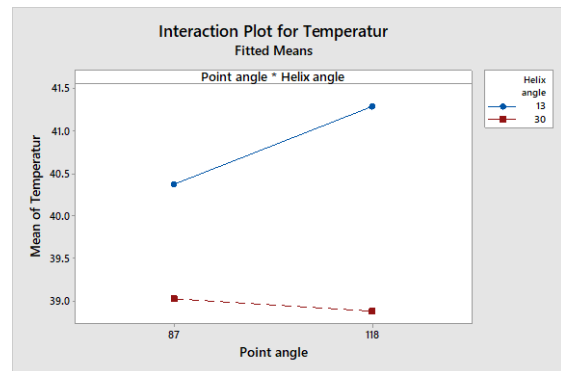
Kemudian terdapat main *effects plot* yang menggambarkan pengaruh *point angle* dan *helix angle*. Seperti terlihat pada gambar 14, pengaruh *helix angle* terhadap temperatur sangatlah tinggi terlihat dari garis menukik tajam yang mengindikasikan semakin tinggi nilai *helix angle* maka temperatur pengeboran akan semakin rendah. Untuk pengaruh *point angle* tidak terlalu signifikan terlihat bahwa garis *point angle* bergerak ke arah positif yang dapat diartikan bahwa semakin tinggi nilai sudut *point angle* maka temperatur pengeboran tulang akan semakin meningkat.



Gambar 14. Main effects plot

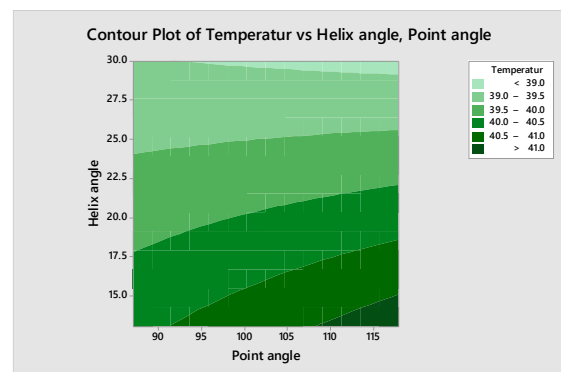
Dari gambar 15. *Interaction plot* pula dapat diketahui bahwa tidak ada pengaruh interaksi antara *point angle* dan *helix angle*

yang secara signifikan berpengaruh terhadap perubahan suhu. Ini dapat terlihat dari garis interaksi yang saling berjauhan.



Gambar 15. Interaction plot

Kemudian berdasarkan data hasil simulasi diatas dapat ditentukan pula prediksi sebaran kenaikan temperatur berdasarkan pengaruh variabel *point* dan *helix angle* seperti terlihat pada gambar 16. Penentuan perkiraan temperatur pada simulasi pengeboran juga dapat ditentukan dengan menggunakan persamaan regresi



Gambar 16. Contour plot

yang didapatkan dari hasil analisa faktorial penuh sebelumnya, persamaan tersebut dapat dituliskan sebagai berikut:

$$\text{Temperatur} = 36.58 + 0.0554 \text{ Point angle} + 0.095 \text{ Helix angle} - 0.00201 \text{ Point angle} * \text{Helix angle}$$
 Didapatkan pula rekomendasi solusi nilai faktor geometri untuk menghasilkan nilai temperatur serendah mungkin sebagai berikut:

Solution	Point angle	Helix angle	Fit	Desirability
1	118	30	38.8765	0.971391
2	116.806	30	38.8822	0.969231
3	87	29.9408	39.0292	0.913529

Berdasarkan analisis data kemudian dihasilkan beberapa konsep solusi dimana dari keseluruhan konsep solusi diatas nilai *point angle* dan *helix angle* dengan sudut yang lebih lebar menjadi pilihan utama untuk mendapatkan temperatur pengeboran yang paling rendah. Penggunaan sudut *helix* dengan sudut lebar dapat membantu membersihkan *chips* tulang serta puing-puing lebih efisien, serta mencegah mata bor mengalami kemacetan karena *chips* yang menumpuk. Jacob (1976) menjelaskan bahwa nilai *point angle* yang lebih besar pada kombinasi tertentu dapat mengurangi nilai gaya dan torsi pada pengeboran oleh sebab itu, pada kondisi tersebut pemilihan sudut yang lebih besar dapat memungkinkan untuk menurunkan temperatur pengeboran [16].

Kesimpulan

Kombinasi parameter *point angle* 118° dan *helix angle* 28° menjadi kombinasi yang terbaik karena berdasarkan hasil simulasi didapatkan nilai kenaikan temperatur yang relatif rendah. Selain itu faktor *helix angle* menjadi faktor yang paling dominan dalam mempengaruhi kenaikan temperatur pengeboran tulang selama simulasi berlangsung.

Referensi

- [1] Douglas C. Montgomery. 2013. Design and Analysis of Experiments. John Wiley & son, Inc: United States.
- [2] A. Hermanto et, al. 2016. Peluang dan Tantangan Aplikasi Baut Tulang Mampu Terdegradasi Berbasis Logam Magnesium. Dinamika Teknik Mesin, Vol. 6.
- [3] Rusnaldy, Prahasto, Toni, Prasetyo Lis dkk. 2017. Studi Pengaruh Parameter Proses Drilling pada Tulang terhadap Temperatur dan Kualitas Lubang yang Dihasilkan: Prosiding SNTTM XVI, hal 11-14.
- [4] Alam, Khurshid. Khan Mushtaq dan Silberschmidt V. 2013. 3D Finite-Element Modelling of Drilling Cortical Bone Temperature Analysis. Journal of Medical and Biological Engineering.
- [5] Eriksson A.R, dan Albrektsson T. 1983. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. Journal of Prosthetic Dentistry.
- [6] Sui Jianbo, Wang, Chengyong, Sugita Naohiko. 2020. Experimental study of temperature rise during bone drilling process: Medical Engineering and Physics, Elsevier.
- [7] Moh Faizal Ali Akhbar dan Ahmad Razlan Yusoff. 2018. Drilling Of Bone: Effect Of Drill Bit Geometri On Thermal Osteonecrosis Risk Region. Journal of Engineering in Medicine.
- [8] Moh Faizal Ali Akhbar dan Ahmad Razlan Yusoff. 2019. Multi-Objective Optimization Of Surgical Drill Bit To Minimize Thermal Damage In Bone-Drilling. Thermal Engineering, Elsevier.
- [9] Sean R.H. Davidson. 1999. Heat Transfer in Bone During Drilling. Institute of Biomaterials and Biomedical Engineering. Toronto.
- [10] Holler W Christian. 2015. Technical and Economic Analysis of the Process of Surgical Bone Drilling and Improvement Potentials. Graz University of Technology: Austria.
- [11] JuEun Lee et al. 2018. Parameters Affecting Mechanical and Thermal Responses in Bone Drilling. Journal of Biomechanics.
- [12] Mahfudz Al Huda, 2008. Modul Kuliah Proses Produksi. Universitas Mercubuana: Jakarta.
- [13] Moh Faizal Ali Akhbar dan Akmal Wani Sulong. 2020. Surgical Drill Bit Designand Thermomechanical Damage in Bone Drilling. Annals of Biomedical Engineering.
- [14] Yali Hou et. al. 2015. An Experimental research on Bone Drilling Temperature in Orthopedic

Surgery. School of Mechanical Engineering, Qingdao. Thechnological University. China.

- [15] Mahyudin, 2018. Graf Tulang dan Material Pengganti Tulang Karakteristik dan Strategi Aplikasi Klinis. Airlangga University Press: Surabaya.
- [16] Jacob. C. H et al. 1976. *A Study of The Bone Machining Process-Drilling. J. Biomechanics*. Pergamon press: Britain.