

Analisis Termal Proses Pengeboran Tulang dengan Metode Statistik Full Factorial untuk Pengontrolan Nekrosis Tulang

Suryadiwansa Harun¹, Yanuar Burhanuddin

¹Jurusan Teknik Mesin, Universitas Lampung, Lampung
suryadiwansa.harun@eng.unila.ac.id

Abstract

Bone drilling is usually done to create holes in bone when joining fractured bone parts with bolts. The bone temperature can increase during the bone drilling, causing osteonecrosis and reducing stability and fixation strength. The success of an orthopedic surgical procedure depends on many factors, one of which is heat control during bone drilling. With appropriate or controllable bone drilling parameters, the bone temperatures resulting in dead bone cells can be avoided. This study examines the effect of drilling parameters during the bone drilling process. The experimental testing method with A Full-factorial experimental design was used to analyze the effect of bone drilling parameters (drill speed, drill bit diameter, feeding, and point angle) on the drilling temperature. The selected test material is bovine bone because its mechanical properties are similar to human bone. Measuring the temperature of bone drilling uses two temperature measuring instruments, namely a thermocouple (K type) for the inside of the bone and a Thermal Camera (Flir) for the bone/drill bit interface area and bone chips. The results of this study show that the drill speed and drill bit diameter significantly impact the drilling temperature (temperature of bone and its chips). In contrast, the other parameters have no significant impact on drilling temperature. The Increasing in drill speed and drill bit diameter increased the drilling temperature. In addition, the temperature of bone necrosis ($> 47^{\circ}\text{C}$) was found mainly in bone chips when the drill speed was 2800 rpm, and the drill bit diameters were 4 and 6 mm. The drilling temperature prediction model was also made and can be declared accurate (based on the correlation value of about 80-90% and an absolute error rate of about 5-7%) to predict the effect of drilling parameters on drilling temperature. This model will later help control the temperature of bone necrosis and design biodegradable drill bits with magnesium-titanium alloy material, which will be worked on in future research.

Keywords: Bone, fracture, drilling, drill bit, and temperature

1. Pendahuluan

Operasi perbaikan tulang patah atau retak biasanya dilakukan dengan memasang *Dynamic Compression Plate*

(DCP) dengan baut tulang. Sebelum memasang baut, dokter ortopedik akan melubangi tulang dengan proses pengeboran. Selama proses itu, akibat gaya potong dan gaya gesekan antara mata bor dengan tulang akan menimbulkan kenaikan suhu pada tulang disekitar lubang. Jika kenaikan suhu tulang melampaui batas yang diijinkan dapat mengakibatkan sel-sel tulang mati akibat kehilangan suplai darah atau yang disebut juga dengan nekrosis tulang atau osteonekrosis (ON). Adanya osteonekrosis akan memperlambat penyembuhan patah tulang [1].

Selain osteonekrosis, pengeboran tulang juga mempunyai resiko mata bor patah saat mengebor akibat kesalahan prosedur dan pemilihan parameter pengeboran. Mata bor yang patah dan tertinggal dalam tulang akan menyebabkan pasien kesakitan. Untuk mengangkat mata bor yang patah diperlukan operasi lagi [1]. Kemudian dampak pengeboran tulang yang lain adalah keberadaan serpihan-serpihan tulang (geram) dan serbuk logam mata bor. Bila serpihan-serpihan tulang atau logam berada dalam tulang dan/atau daging akan menyebabkan daging/tulang meradang dan menimbulkan rasa sakit.

Resiko pengeboran tersebut di atas bisa dihindari dengan beberapa cara diantaranya adalah pemilihan parameter pengeboran yang sesuai dan mengganti

bahan mata bor dengan bahan yang bersifat mampu-luruh dan biokompatibel dengan tulang. Dengan sifat bahan tersebut, mata bor yang patah tidak perlu diambil melalui operasi kembali. Kemudian serpihan-serpihan logam yang tertinggal pada tulang/daging tidak membahayakan karena serpihan tersebut luruh.

Penelitian mengenai suhu pengeboran dan dampak suhu terhadap nekrosis tulang telah dilakukan oleh beberapa peneliti. Davidson dan James [2] melakukan studi suhu pengeboran tulang dimana hasil studinya menyatakan bahwa parameter pengeboran yaitu kecepatan putar mata bor, gerak makan, dan diameter mata bor mempunyai pengaruh yang sangat signifikan terhadap suhu pengeboran tulang. Sedangkan sudut heliks dan sudut ujung mata bor relatif kurang signifikan pengaruhnya terhadap suhu pengeboran tulang. Hasil yang sama juga diperoleh oleh [3]. Dalam penelitian [3] juga dinyatakan bahwa pemakaian cairan pendingin akan mencegah suhu melebihi suhu nekrosis tulang (47°C). Hou dkk. [4] menyelidiki pengaruh geometri ujung mata bor terhadap suhu pengeboran. Hasil penyelidikannya adalah suhu pengeboran tulang dipengaruhi oleh bentuk ujung mata bor. Mata bor dengan bentuk bola bulat menyebabkan suhu pengeboran tertinggi. Sedangkan Noorazizi dkk. [5] mengkaji pengaruh geometri mata

bor dan sudut penetrasi terhadap suhu dan permukaan lubang pada tulang sapi kortikal. Hasil kajiannya menyatakan bahwa sudut penetrasi mempunyai pengaruh sangat signifikan terhadap suhu dan kualitas lubang, selain sudut ujung mata bor.

Penelitian yang telah dilakukan oleh peneliti sebelumnya umumnya berfokus pada studi proses pengeboran dalam aspek pengujian parameter dan bentuk geometri mata bor. Sedangkan penelitian untuk mengatasi mata bor patah saat pengeboran masih sangat jarang dilakukan. Salah satu upaya untuk mengatasi mata bor patah adalah dengan penelitian pengembangan desain mata bor berbasis material mampu-luruh paduan Magnesium-Titanium. Penelitian mengenai mata bor bermaterial mampu-luruh itu belum dimanfaatkan dan dipublikasikan secara luas. Sebelum melangkah ke arah tersebut penelitian pendahuluan tentang penguasaan perilaku pengeboran tulang dengan memvariasikan parameter pengeboran dan geometri mata bor perlu dilakukan. Penelitian pendahuluan telah dilakukan oleh tim peneliti [6] dengan melakukan pemodelan dan simulasi pengeboran tulang yang mempelajari pengaruh geometri mata bor terhadap suhu pengeboran tulang.

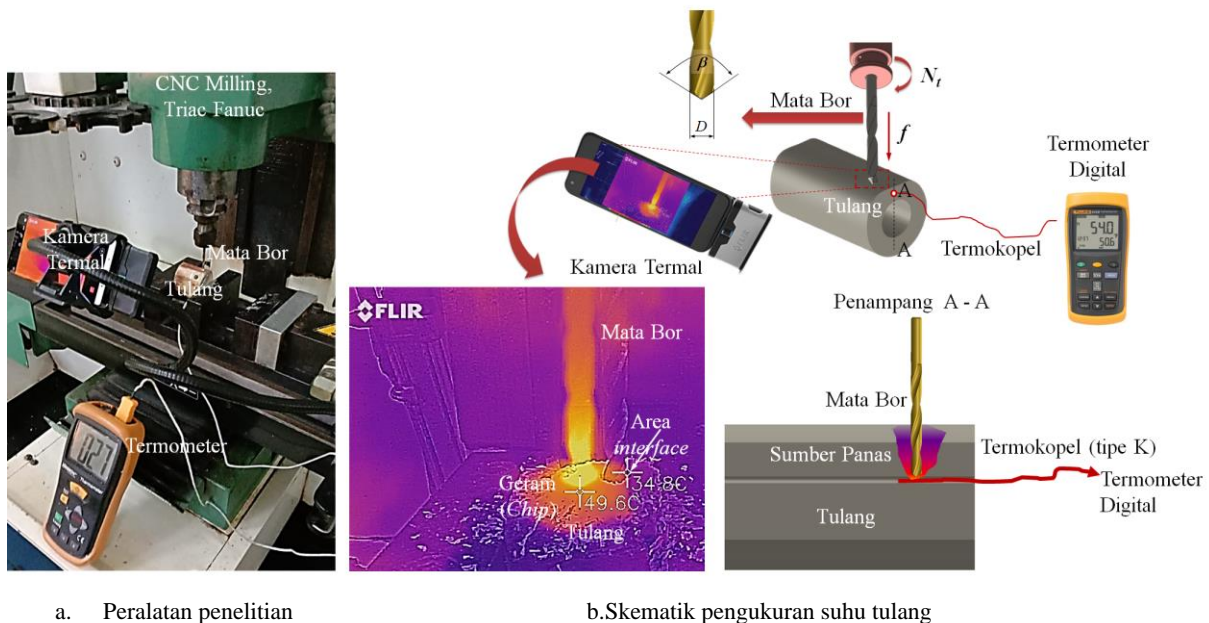
Sedangkan untuk penelitian pendahuluan kali ini, penulis mempelajari pengaruh parameter pengeboran tulang terhadap suhu secara eksperimental. Umumnya penelitian terdahulu hanya fokus mengukur suhu pengeboran pada tulang kurang memperhatikan panas yang timbul pada area serpihan tulang (geram) dan antarmuka (*interface*) antara tulang dan pahat bor (*drill bit*). Oleh karena itu, area panas pengeboran

tulang tersebut juga diinvestigasi dalam studi ini. Selain itu, pemodelan matematika statistik (kuantitatif) juga dibuat untuk memvalidasi hasil simulasi sehingga dapat digunakan untuk memprediksi pengaruh parameter pengeboran dan geometri mata bor terhadap suhu pengeboran tulang dengan mata bor bermaterial mampu luruh pada penelitian selanjutnya.

1. Metode Penelitian

Prosedur Eksperimental

Pengaturan (*set-up*) eksperimental pengeboran tulang dapat dilihat pada Gambar 1. Gambar 1.a memperlihatkan peralatan yang digunakan dalam eksperimental ini. Proses pengeboran tulang dilakukan dengan memanfaatkan mesin CNC Milling (3 Axis, Triac Fanuc) yang mempunyai putaran spindle maksimum 4000 rpm. Material tulang yang diuji dalam eksperimental ini adalah Tulang Sapi (*Bovine Bone*) dimana sifat mekaniknya mirip dengan tulang manusia [7]. Bentuk geometri material tulang yang diuji adalah batang silinder berongga dengan bentuk permukaan yang tidak beraturan. Untuk mengebor tulang, mata bor (*drill bit*) yang digunakan adalah *twist drill* (Nachi) dengan material *High Speed Steel* (HSS). Mata bor ini dipasang pada pemegang pahat (*tool holder*) yang dicekam oleh spindle mesin. Gambar 1.b memperlihatkan skematik pengukuran suhu pengeboran tulang dimana lokasi pengukuran suhu ada 2 (dua) lokasi, yaitu tulang dan permukaan tulang.



Gambar 1. *Set-up* eksperimen pengeboran tulang

Tabel 1. Faktor dan level yang digunakan dalam eksperimen

Faktor	Simbol	Unit	Level		
			1	2	3
Diameter mata bor	D	mm	3	4	6
Kecepatan putar mata bor	N_t	rpm	380	1300	2800
Gerak makan	F	mm/min	30	75	-
Sudut Inklinasi	B	deg.	118	130	-

Suhu tulang diukur dengan Termokopel tipe K. Prinsip pengukuran suhu dari penelitian sebelumnya [8] diterapkan untuk mengukur suhu pengeboran tulang ini. Seperti terlihat dalam Gambar 1.b, panas yang dihasilkan ketika tulang dibor akan menyentuh termokopel bermuatan listrik (positip dan negatip) yang ditanam dalam tulang sehingga termokopel memberikan respon sinyal tegangan listrik (mV). Kemudian sinyal tegangan listrik dari termokopel dihubungkan dengan termometer digital untuk dikonversi menjadi nilai suhu dalam satuan celcius ($^{\circ}C$). Untuk menginvestigasi suhu pengeboran pada permukaan tulang, Kamera Termal (FLIR) yang mampu mengukur suhu sampai $400^{\circ}C$ digunakan, lihat Gambar 1.b. Suhu permukaan tulang yang diukur oleh kamera termal adalah pada area geram dan antarmuka (*interface*) antara mata bor dan tulang.

Rancangan Eksperimen

Data hasil pengukuran suhu ini selanjut dianalisis untuk mendapatkan parameter pengeboran yang berpengaruh terhadap suhu pengeboran, serta untuk membuat model prediksi suhu pengeboran. Metode rancangan eksperimen yang digunakan untuk

menganalisis data eksperimen adalah secara kuantitatif (analisis matematika statistik) dengan pendekatan data *full factorial*. Untuk mengetahui pengaruh parameter pengeboran tulang, metode Analisis Variansi (*Analysis of Variance, ANOVA*) digunakan. Sedangkan untuk membuat model prediksi suhu pengeboran tulang, persamaan model Regresi Kuadrat Terkecil digunakan.

Dalam proses pengeboran tulang, ada beberapa parameter pengeboran yang dapat diatur atau dikontrol terhadap suhu pengeboran. Pada penelitian ini, parameter pengeboran yang akan diatur (lihat Gambar 1.a), yaitu kecepatan putar mata bor (N_t), diameter mata bor (D), gerak makan atau *feeding* (f), dan sudut ujung mata bor atau *point angle* (\square). Variasi parameter pengeboran ini diuji pengaruhnya secara kuantitatif terhadap variabel respon, yaitu suhu pengeboran, lihat Tabel 1. Berdasarkan tabel data pengujian ini, maka rancangan eksperimen (*design of experiment*) dengan metode faktorial penuh (*full factorial*) yang dipilih adalah rancangan L36 ($3^2 \times 2^2$), yaitu ada 36 variasi percobaan untuk 2 faktor dengan 3 level dan 2 faktor dengan 2 level.

Tabel 2. Hasil pengujian parameter pengeboran terhadap suhu pengeboran tulang

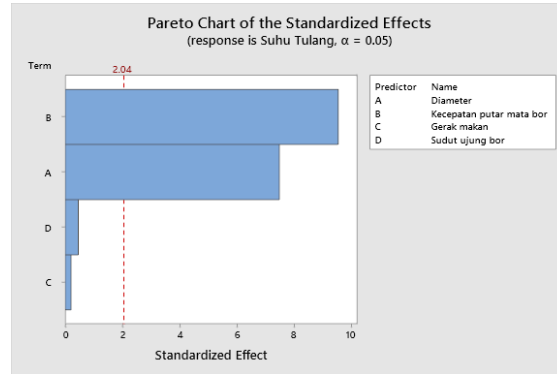
No	D (mm)	N_t (rpm)	f , (mm/min)	$\square\square$ (deg.)	Suhu pengeboran tulang ($^{\circ}C$)					
					Suhu Tulang, T_t	Suhu Geram, T_g	Suhu Tulang Prediksi ($T_{t,pre}$)	Suhu Geram Prediksi ($T_{g,pre}$)	Error Suhu Tulang ($\square.T_t\%$)	Error Suhu Geram ($\square.T_g\%$)
1	3	380	30	130	32	43	30	40	6,35	5,90
2	3	380	30	118	31	41	29	40	5,30	3,34
3	3	1600	30	118	38	53	37	46	1,86	12,62
4	4	2800	30	118	57	67	49	62	13,79	7,48
5	6	1600	30	118	46	76	49	74	7,43	3,12
6	3	380	75	130	34	45	30	41	12,67	8,97
7	4	2800	30	130	52	68	50	63	4,32	7,61
8	4	1600	75	118	44	53	41	56	6,69	5,50
9	3	1600	75	118	37	48	37	47	0,04	2,48
10	6	380	75	118	39	68	41	67	5,65	0,81
11	3	380	75	118	32	43	29	40	9,12	6,68
12	6	2800	75	130	65	82	58	82	11,45	0,56
13	6	1600	75	130	45	74	50	75	10,56	1,30
14	4	1600	75	130	43	52	42	57	3,10	9,14
15	4	1600	30	130	42	50	42	56	0,13	12,50

No	D (mm)	N _t (rpm)	f, (mm/min)	□□ (deg.)	Suhu pengeboran tulang (°C)					
					Suhu Tulang, T _t	Suhu Geram, T _g	Suhu Tulang Prediksi (T _{t<pre)< sub=""></pre)<>}	Suhu Geram Prediksi (T _{g<pre)< sub=""></pre)<>}	Error Suhu Tulang (□.T _t %)	Error Suhu Geram (□.T _g %)
16	4	380	30	118	34	43	33	49	1,76	13,34
17	6	1600	30	130	45	75	50	74	11,18	0,71
18	4	2800	75	118	47	61	49	62	3,96	2,44
19	4	380	75	118	34	44	33	49	2,58	11,90
20	6	2800	30	130	63	84	58	81	8,20	3,53
21	6	380	30	130	39	65	42	68	7,93	4,28
22	4	380	30	130	36	47	34	50	5,52	5,47
23	3	1600	30	130	38	48	38	47	0,25	1,78
24	6	380	75	130	41	74	42	68	1,99	7,72
25	3	2800	75	130	38	57	45	54	19,56	4,89
26	6	1600	75	118	44	76	49	74	11,68	2,46
27	4	380	75	130	36	51	34	50	6,30	1,82
28	3	2800	30	130	41	49	46	54	11,49	9,62
29	3	2800	30	118	39	46	45	53	15,64	14,96
30	3	2800	75	118	40	53	45	53	12,05	0,72
31	4	2800	75	130	50	60	49	63	1,05	5,54
32	6	2800	75	118	63	80	57	81	9,61	0,88
33	6	2800	30	118	60	79	57	80	4,63	1,52
34	4	1600	30	118	42	62	41	55	1,58	10,62
35	3	1600	75	130	36	47	38	48	4,52	1,37
36	6	380	30	118	38	63	41	67	9,17	6,27
Rata-rata Error (ε)									6,92	5,55

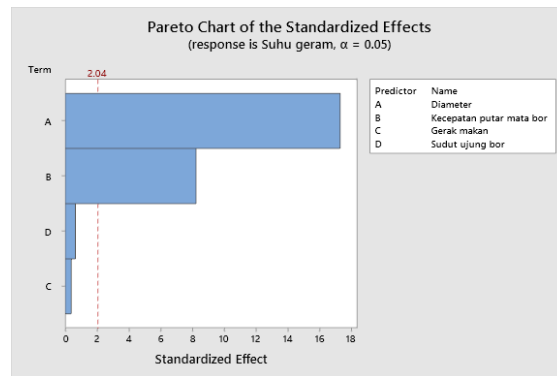
Tabel 3. Analisis Variansi (Analysis of Variance, ANOVA) untuk suhu pengeboran tulang

Analysis of Variance : Suhu Tulang					
Source	Degree of Freedom	Adj. Sum of Squares	Adj. Mean Square	F-Value	p-Value
D	2	964.06	482.028	32.37	0.000
N _T	2	1511.72	755.861	50.76	0.000
F	1	0.69	0.694	0.05	0.831
β	1	3.36	3.361	0.23	0.638
Error	29	431.81	14.890		
Total	35	2911.64			
S=3.85874, R ² = 85.17%, Adj R ² =82.10%, Pred R ² =77.15%,					
Analysis of Variance : Suhu Geram					
Source	Degree of Freedom	Adj. Sum of Squares	Adj. Mean Square	F-Value	p-Value
D	2	4672.17	2336.08	150.02	0.000
N _T	2	1056.50	528.25	33.92	0.000
F	1	2.25	2.25	0.14	0.707
β	1	6.25	6.25	0.40	0.531
Error	29	451.58	15.57		

Total	35	6188.75
S=3.94612, R ² = 92.70%, Adj R ² =91.19%, Pred R ² =88.76%,		
* p < 0.05 indicates significant parameter		



a. Suhu tulang



b Suhu geram

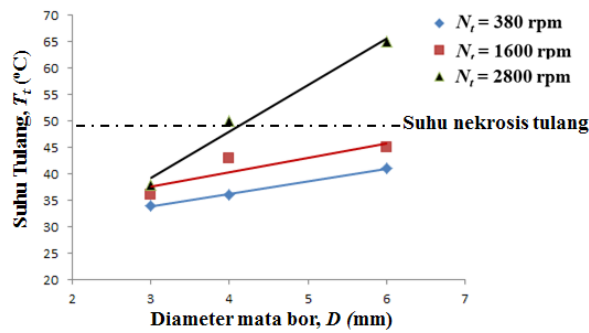
Gambar 2. Diagram Pareto (*Pareto Chart*)

2. Hasil dan Pembahasan

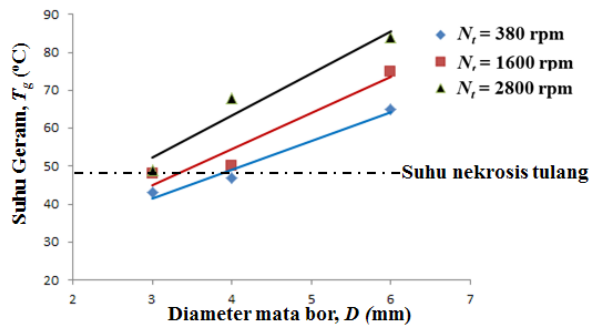
Pengaruh Parameter Pengeboran Tulang

Hasil pengujian parameter pengeboran tulang terhadap suhu pengeboran tulang dicatat dalam Tabel 2. Karena area antaramuka antara mata bor dan tulang dilindungi oleh geram hasil pengeboran tulang maka suhu pada area tersebut sulit untuk diukur secara akurat. Oleh karena itu, analisis pengaruh parameter pengeboran tulang hanya terhadap suhu tulang dan suhu geram saja. Data hasil pengujian ini dianalisis dengan metode ANOVA dengan tingkat kepercayaan (*level of confidence*) yaitu 95% ($\alpha=0,05$). Hasil pengujian ANOVA mengenai pengaruh parameter pengeboran terhadap suhu tulang dan geram dapat dilihat dalam Tabel 3. Dari hasil pengujian ANOVA ini, baik terhadap suhu tulang maupun geram tulang, diketahui bahwa parameter pengeboran yang bernilai *p-values* lebih kecil dari $\alpha \leq 0,05$ adalah Diameter mata bor (*D*) dan Kecepatan putar mata bor (*N*). Juga seperti

terlihat pada Gambar 2, Diagram Pareto (*Pareto Chart*), yaitu suatu diagram *Standardized Effect* setiap parameter pengeboran terhadap suhu tulang (Gambar 2,a) dan suhu geram (Gambar 2.b). Dari diagram ini terlihat nilai batas signifikansi (garis putus-putus arah vertikal) dari parameter pengeboran terhadap respon suhu pengeboran tulang dimana terlihat bahwa parameter diameter mata bor dan kecepatan putar mata bor telah melewati nilai ambang batas 2,04 untuk masing-masing respon suhu tulang dan geram. Oleh karena itu, diameter mata bor dan kecepatan putar mata bor dapat dinyatakan sebagai parameter pengeboran tulang yang signifikan pengaruhnya terhadap suhu tulang dan geram.



a. Suhu tulang



b. Suhu geram

Gambar 3. Grafik hubungan parameter pengeboran (N_t dan D) terhadap suhu pengeboran ($f=75$ mm/min, $\beta=118$ deg.): a. Suhu tulang, b. Suhu geram

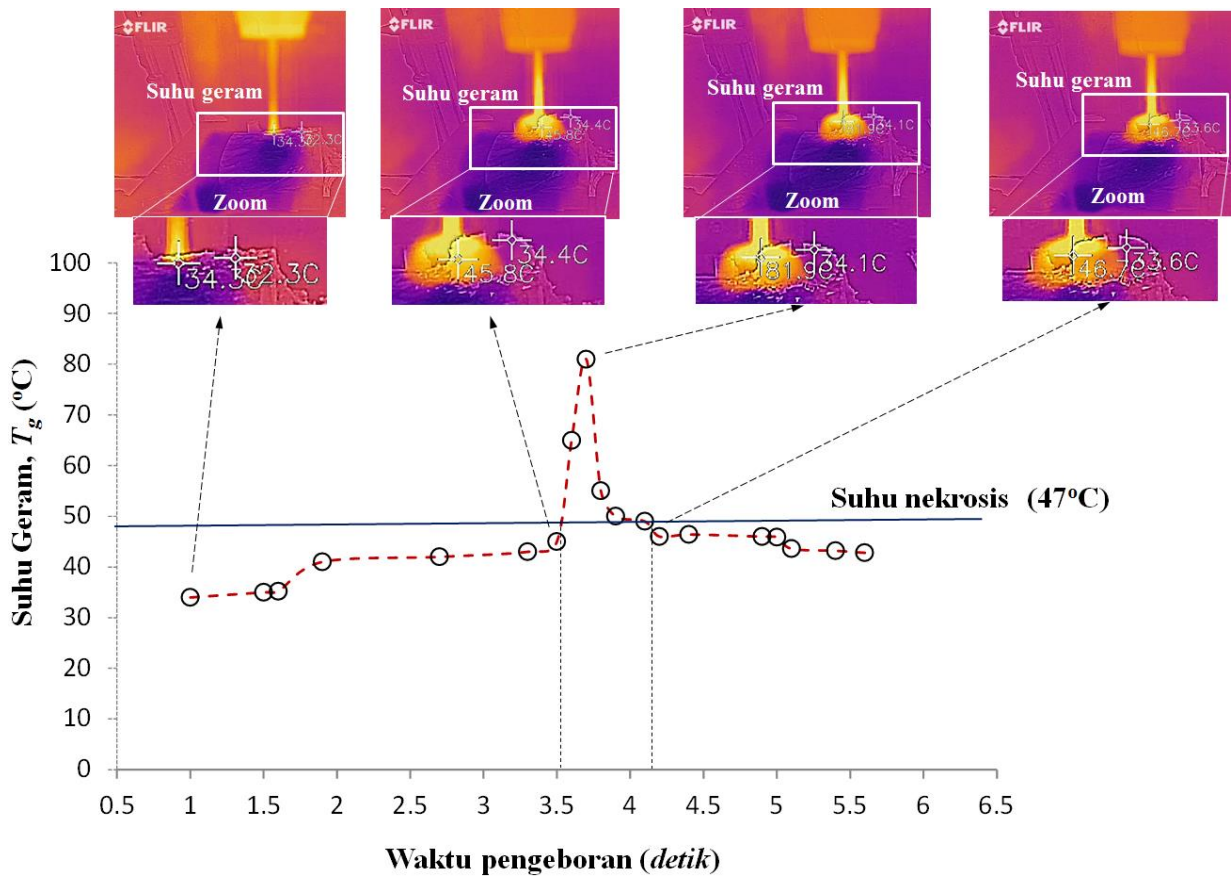
Secara kualitatif hubungan antara suhu pengeboran tulang (suhu tulang dan geram) dengan diameter mata bor dan kecepatan putar mata bor dapat dilihat dalam Gambar 3. Dengan sampel gerak makan ($f=75$ mm/min) dan sudut ujung mata bor ($\beta=118$ deg.), suhu tulang meningkat seiring dengan peningkatan kecepatan putar mata bor baik pada diameter 3 maupun 4 dan 6 mm. Untuk setiap variasi level diameter mata bor, suhu tulang tertinggi diperoleh ketika pengeboran dilakukan pada kecepatan mata bor 2800 rpm., suhu tulang yang diperoleh adalah sekitar 38°C pada diameter mata bor 3 mm. Suhu tulang itu meningkat lagi menjadi sekitar 50°C atau 24% ketika diameter mata bor yang digunakan 4 mm. Peningkatan suhu tulang juga terjadi, yaitu menjadi sekitar 65°C atau 23% ketika diameter mata bor diganti dari 4 menjadi 6 mm. Begitupun suhu geram meningkat dengan peningkatan kecepatan putar mata bor dan diameter, lihat Gambar 3.b. Peningkatan suhu geram adalah juga tertinggi ketika pengeboran tulang dilakukan pada kecepatan putar mata bor 2800 rpm. Terjadi peningkatan suhu geram sekitar 28% (dari 49 ke 68°C) ketika diameter mata bor yang diubah dari 3 menjadi 4 mm, serta sekitar 20% pada saat pergantian diameter mata bor dari 4 menjadi 6 mm.

Suhu Nekrosis Tulang

Dari studi literatur diketahui bahwa kenaikan suhu pengeboran tulang hingga 47°C selama 1 menit beresiko menimbulkan nekrosis tulang [9]. Dari grafik pada Gambar 3, ketika pengeboran tulang dilakukan pada kecepatan putar mata bor tertinggi (2800 rpm) dan diameter yang besar (6 mm), nilai suhu

tulang yang terukur adalah sebesar 65°C, dimana nilai suhu itu sudah melewati suhu nekrosis tulang. Sedangkan suhu geram umumnya terukur nilainya sudah melewati suhu nekrosis tulang ketika proses pengeboran tulang dilakukan pada hampir semua level variasi parameter pengeboran (diameter mata bor dan kecepatan putar mata bor).

Untuk mengetahui lamanya tulang terpapar suhu nekrosis, investigasi waktu pendinginan (*cooling time*) dari suhu pengeboran perlu dilakukan. Investigasi ini mengambil sampel parameter kecepatan putar mata bor tertinggi (2800 rpm) dan diameter terbesar (6 mm), dimana suhu geram yang diukur nilainya tinggi, yaitu sekitar 80°C. Gambar 4 memperlihatkan grafik hubungan suhu geram dengan waktu pengeboran (waktu pendinginan tulang). Pada awal pengeboran, suhu geram (dimulai pada waktu, $t=1$ detik) terukur sekitar 34°C. Suhu geram itu semakin naik sebesar 45.8°C mendekati suhu nekrosis tulang. Kemudian suhu geram mencapai nilai tertingginya yaitu sekitar 80°C ketika mata bor melakukan penetrasi dengan gerak makan ($f=75$ mm/min) untuk melubangi tulang. Suhu geram tertinggi itu turun perlahan-lahan di bawah suhu nekrosis tulang, yaitu sekitar 46°C dan terus turun seiring dengan berakhirnya gerak makan mata bor. Dari grafik waktu pendinginan tulang itu juga diketahui bahwa waktu terpaparnya tulang dengan suhu nekrosis adalah di bawah 1 detik. Bagaimanapun, penelitian lebih lanjut untuk mengetahui adanya nekrosis tulang akibat paparan suhu tulang tinggi dan durasi waktu paparan yang relatif singkat perlu dilakukan melalui investigasi mikroskopik morfologi tulang.



Gambar 4. Grafik hubungan waktu pengeboran dengan suhu geram (kondisi pengeboran: $N_T = 2800$ rpm, $D = 6$ mm).

Tabel 4. Analisis regresi kuadran terkecil untuk suhu pengeboran tulang

Coefficients : Suhu Tulang					
Term	Coef	SE Coef	T-Value	p-Value	VIF
Const.	8.9	14.3	0.63	0.535	
D	4.042	0.540	7.48	0.000	1.00
N_T	0.00650	0.00068	9.54	0.000	1.00
f	-0.0062	0.0299	-0.21	0.838	1.00
β	0.051	0.112	0.45	0.653	1.00
Model Summary					
S=4.04115, $R^2 = 82.61\%$, Adj $R^2 = 80.37\%$, Pred $R^2 = 75.81\%$					
Coefficients : Suhu Geram					
Term	Coef	SE Coef	T-Value	p-Value	VIF
Const.	1,7	13,9	0,12	0,904	
D	9,107	0,527	17,29	0,000	1,00
N_T	0,00548	0,00066	8,24	0,000	1,00
f	0,0111	0,0292	0,38	0,706	1,00
β	0,069	0,109	0,63	0,531	1,00
S=3,94195, $R^2 = 92,22\%$, Adj $R^2 = 91,21\%$, Pred $R^2 = 89,69\%$					

Model Prediksi Suhu Tulang

Salah satu metode yang dapat digunakan untuk memprediksi pengaruh parameter pengeboran dan geometri mata bor terhadap unjuk kerja pengeboran tulang adalah dengan simulasi dan pemodelan *Finite Element Method* (FEM). Untuk menyatakan bahwa prediksi secara simulasi akurat hasilnya maka validasi dengan data perbandingan salah satunya data eksperimental, perlu dilakukan. Oleh karena itu, data eksperimental suhu pengeboran tulang ini dibuat modelnya secara matematika statistik (kuantitatif).

Model persamaan matematik regresi kuadran terkecil dengan empat parameter pengeboran tulang (variabel bebas), yaitu diameter mata bor (D), kecepatan putar mata bor (N_t), gerak makan (f), dan sudut ujung mata bor (β) dilibatkan untuk memprediksi suhu pengeboran tulang (T). Persamaan matematika model regresi ini dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$T = b_0 + b_1D + b_2N_t + b_3f + b_4\beta \quad (1)$$

Di mana b_0 adalah nilai koefisien dari konstanta model persamaan regresi, b_1 adalah nilai koefisien dari konstanta parameter diameter mata bor (D), b_2 adalah nilai koefisien dari konstanta parameter kecepatan putar mata bor (N_t), b_3 adalah nilai koefisien dari konstanta parameter gerak makan (f), dan b_4 adalah nilai koefisien dari konstanta parameter sudut ujung mata bor (β). Nilai koefisien dari konstanta model persamaan 1 tersebut dapat dihitung dengan metode regresi kuadran terkecil dengan menggunakan perangkat lunak Minitab. Tabel 4 memperlihatkan hasil perhitungan koefisien setiap parameter pengeboran tulang (variabel bebas) untuk suhu tulang dan geram. Untuk persamaan model prediksi suhu tulang, nilai koefisien parameternya masing-masing adalah $b_0=8,9$ (koefisien model persamaan), $b_1=4,042$ (diameter), $b_2=0,006504$ (kecepatan putar mata bor), $b_3=-0,0062$ (gerak makan), dan $b_4=0,051$ (sudut ujung mata bor). Sedangkan persamaan model prediksi suhu geram mempunyai nilai koefisien parameternya, yaitu masing-masing adalah $b_0=1,7$ (koefisien model persamaan), $b_1=9,107$ (diameter), $b_2=0,005477$ (kecepatan putar mata bor), $b_3=0,0111$ (gerak makan), dan $b_4=0,069$ (sudut ujung mata bor). Dengan koefisien parameter yang sudah diketahui maka persamaan prediksi suhu tulang (T_t) dan suhu geram (T_g) dapat dirumuskan seperti persamaan 2 dan 3.

$$T_t = 8,9 + 0,042D + 0,006504N_t - 0,0062f + 0,051\beta \quad (2)$$

$$T_g = 1,7 + 9,107D + 0,005477N_t + 0,0111f + 0,069\beta \quad (3)$$

Akurasi persamaan prediksi suhu pengeboran tersebut di atas dapat dinilai dari koefisien korelasi (R) metode regresi kuadran terkecil. Seperti dapat dilihat pada

Tabel 4, R dari model matematika suhu tulang dan geram masing-masing adalah 82,61% dan 92,22%. Kedua nilai R tersebut mengartikan bahwa korelasi antara nilai suhu prediksi dan terukur adalah kuat.

Selain itu, kriteria lain yang dapat digunakan untuk menilai akurasi model matematika suhu pengeboran dalam memprediksi suhu tulang dan geram adalah dengan persentase kesalahan (*error*) absolut ($\square\%$) dimana dapat dirumuskan dengan persamaan sebagai berikut:

$$\varepsilon\% = \left| \frac{T_{pre} - T_{mea}}{T_{mea}} \right| \cdot 100\% \quad (4)$$

Di mana, $\square\%$ adalah persentase kesalahan absolut, T_{pre} adalah suhu prediksi, dan T_{mea} adalah suhu pengukuran. Nilai suhu pengeboran (tulang dan geram) prediksi dan terukur beserta persentase kesalahan absolutnya ditabulasi dalam Tabel 2. Dari tabel ini terlihat bahwa nilai suhu antara prediksi dan terukur, baik suhu tulang maupun suhu geram relatif dekat dengan perentase kesalahan absolutnya adalah sekitar 7% (suhu tulang) dan 5.5% (suhu geram). Dengan korelasi antara nilai suhu prediksi dan terukur yang kuat, serta kesalahan (*error*) absolut yang relatif kecil, maka dapat dinyatakan bahwa akurasi model matematika suhu pengeboran (suhu tulang dan geram) dapat diterima dan dapat digunakan untuk mengvalidasi data suhu pengeboran tulang yang diperoleh dari simulasi proses pengeboran.

3. Kesimpulan

Studi ini menganalisis pengaruh parameter pengeboran tulang terhadap aspek termal proses pengeboran tulang secara eksperimental. Kesimpulan yang dapat diambil dari studi ini adalah parameter pengeboran tulang yang berpengaruh signifikan terhadap suhu atau temperatur pengeboran hanya kecepatan putar mata bor dan diameter. Suhu tulang dan serpihan tulang (geram) meningkat seiring dengan peningkatan kecepatan putar dan diameter mata bor. Suhu tulang dan geram yang tertinggi dan melewati suhu nekrosis tulang ($>47^\circ\text{C}$) terutama ditemukan saat proses pengeboran dengan menggunakan mata bor berkecepatan 2800 rpm dan berdiameter 4 serta 6 mm. Paparan suhu nekrosis terhadap tulang hanya berlangsung dalam durasi waktu dibawah 1 detik dan waktu ini sangat singkat dibandingkan dengan durasi waktu yang berpotensi terjadinya nekrosis tulang, yaitu 1 menit. Model prediksi suhu pengeboran telah dibuat dan dapat dinyatakan cukup akurat (nilai korelasi R yang relatif tinggi, sekitar 80-90%, serta tingkat kesalahan absolut sekitar 5-7%) untuk memprediksi pengaruh parameter pengeboran terhadap suhu pengeboran. Model ini nantinya akan membantu mengontrol suhu nekrosis tulang dan merancang mata bor *biodegradable* dengan bahan paduan Magnesium-Titanium yang akan dikerjakan untuk penelitian selanjutnya.

Ucapan Terima Kasih

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Muchtar Hidayat atas kontribusinya dalam pengukuran suhu pengeboran, serta LPPM Universitas Lampung atas dukungan Hibah Penelitian Dasar.

Daftar Pustaka

- [1] R. K. Pandey and S.S. Panda, "Drilling of bone: A comprehensive review," *J. of clinical orthopaedics and trauma*, vol.4, pp.15-30, 2013, DOI: 10.1016/j.jcot.2013.01.002
- [2] S.R. H. Davidson and D. F. James, "Drilling in Bone: Modeling Heat Generation and Temperature Distribution," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 125, no. June, pp. 305-313, 2003, DOI: 10.1115/1.1535190
- [3] G. Augustin, S. Davila, K. Mihoci, T. Udiljak, D. S. Vedrına and A. Antabak, "Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited," *Arch Orthop Trauma Surg.*, vol. 128, no. 1, pp. 71-77, 2008, DOI:10.1007/s00402-007-0427-3
- [4] Y. Hou, C. Li, H. Ma, Y. Zhang, M. Yang and X. Zhang, "An Experimental Research on Bone Drilling Temperature Surgery," *The Open Materials Science Journal*, vol. 9, pp. 178-188, 2015, DOI: 10.2174/1874088X01509010178]
- [5] M.S. Noorazizi, R. Izamshah and M.S. Kasim, "Effects of Drill Geometry and Penetration Angle on Temperature and Holes Surfaces for Cortical Bovine Bone: An in Vitro Study," *Procedia Engineering*, vol. 184, pp. 70-77, 2017, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2017.04.072>
- [6] E.W. Saputra, Y. Burhanuddin, dan S. Harun, "Pemodelan dan simulasi pengeboran pada proses pengeboran tulang dalam pembedahan ortopedi" *A R M A T U R: Artikel Teknik Mesin & Manufaktur*, vol. 4, no. 1, pp. 68-75, 2023, DOI: <https://doi.org/10.24127/armatur.v4i1.3359>
- [7] M. G Fernandes, E.M Fonseca and R.N Jorge, "Thermo-mechanical stresses distribution on bone drilling: Numerical and experimental procedures," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, vol:233, no. 4, pp. 637-646. 2019, DOI:10.1177/1464420716689337
- [8] S. Harun, T. Shibasaka and T. Moriwaki, "Cutting Mechanics of turning with actively driven rotary tool," *Journal of advanced mechanical design, systems, and manufacturing*, vol.2, no. 4, pp.579-586, 2008, DOI: <https://doi.org/10.1299/jamdsm.2.579>
- [9] A.R. Eriksson and T. Albrektsson,

"Temperature Threshold Levels for Heat-Induced Bone Tissue Injury: A VitalMicroscopic Study in the Rabbit," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol.50, pp.101-107, 1983, DOI:[http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90174-9](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(83)90174-9)