

Studi Pengaruh Parameter Proses *Drilling* pada Tulang terhadap Temperatur dan Kualitas Lubang yang Dihasilkan

Rusnaldy^{1,*}, Toni Prahasto¹, Lis Prasetyo², Mudjiyanto² dan Wahyu Isti Nugroho²

¹Departemen Teknik Mesin, Universitas Diponegoro - Semarang

²Magister Teknik Mesin, Departemen Teknik Mesin, Universitas Diponegoro - Semarang

*Korespondensi: rusnaldy@undip.ac.id

Abstrak. Patah tulang akibat kecelakaan pada manusia cukup banyak terjadi. Untuk memperbaiki kondisi tulang yang patah dan menyembuhkannya biasanya menggunakan pelat logam yang disambung pada tulang yang patah tersebut agar tidak terjadi pergerakan yang berakibat lamanya waktu penyembuhan. Proses penyambungan pelat logam pada tulang yang patah menggunakan mur atau *screw*. Untuk itu langkah awal proses penyambungan adalah dengan menggunakan proses *drilling* untuk membuat lubang pada tulang. Permasalahan yang sering terjadi dan mengganggu proses penyembuhan tulang adalah temperatur yang timbul saat proses *drilling* dilakukan, disamping kualitas lubang pada tulang yang dihasilkan. Temperatur yang naik dan melebihi batas temperatur maksimumnya akan menyebabkan *osteonecrosis* yaitu matinya sel-sel tulang. Matinya sel-sel tulang tersebut menyebabkan proses penyembuhan tulang yang patah tidak akan terjadi. Pada makalah ini kenaikan temperatur akibat proses *drilling* pada tulang dan kualitas lubang yang dihasilkan diteliti. Parameter proses yang divariasikan adalah *drilling speed* dan ukuran diameter pahat *twist drill*. *Drilling speed* yang digunakan adalah 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 5000, 6000 dan 7000 rpm, sementara itu ukuran pahat *twist drill* yang digunakan berdiameter 2,5; 3,5 dan 4,5 mm pada *feed rate* yang konstan sebesar 1 mm/menit dan kondisi permesinan tanpa menggunakan cairan pendingin. Pengukuran temperatur pada tulang saat proses *drilling* dilakukan dengan menggunakan alat ukur temperatur *infra red thermometer*. Tulang yang digunakan pada percobaan adalah tulang kaki sapi dewasa. Dari hasil percobaan terlihat bahwa dengan naiknya *drilling speed* menyebabkan terjadinya peningkatan temperatur tulang hingga mencapai puncak yang kemudian peningkatan *drilling speed* mengakibatkan penurunan temperatur tulang. Temperatur tulang tertinggi dicapai sebesar 40°C pada proses *drilling* dengan *drilling speed* sebesar 400 rpm menggunakan *twist drill* berdiameter 4,5 mm. Pada *drilling speed* yang tinggi (6000-7000 rpm) semua lubang yang dihasilkan memiliki warna coklat kehitaman pada bagian dalamnya yang mengindikasikan terbakarnya bagian dalam lubang. Pada *drilling speed* yang tinggi tersebut bentuk lubang yang dihasilkan tidak berbentuk lingkaran sempurna.

Kata kunci: proses *drilling*, *drilling speed*, tulang, lubang

© 2017. BKSTM-Indonesia. All rights reserved

Pendahuluan

Tulang yang patah karena kecelakaan dapat disembuhkan dengan terbentuknya sel-sel baru pembentuk tulang pada area yang patah. Ada dua metode penyembuhan yang biasa dilakukan, yaitu konvensional dan langsung [1]. Pada penyembuhan secara konvensional, tulang yang patah dibuat untuk tidak bergerak dari luar dengan menggunakan papan atau kayu atau gips. Dengan cara ini proses *alignment* tulang-tulang yang patah dari luar terkadang tidak memungkinkan dan proses penyembuhan memakan waktu yang lama. Kelemahan proses ini dapat diatasi dengan metode langsung. Dengan metode ini tulang-tulang yang patah disatukan dengan pelat logam dengan menggunakan *screw*, sehingga proses *alignment* dapat dilakukan dan selama pelat dipasang gerakan tulang-tulang yang patah dapat dibuat minimal. Untuk hal itu perlu dibuat lubang untuk tempat *screw* tersebut,

sehingga proses *drilling* pada tulang perlu dilakukan.

Selama proses *drilling* dilakukan kenaikan temperatur yang terjadi dapat mengakibatkan terjadinya *bone necrosis*, yaitu matinya sel-sel tulang yang tidak dapat dipulihkan kembali. Hal ini terjadi jika kenaikan temperatur di atas *threshold*-nya. *Necrosis* menyebabkan rusaknya tulang di sekitar area implantasi yang dapat mengendurkan *screw* yang berfungsi sebagai pengikat pelat logam ke tulang [2]. Sehingga parameter proses *drilling* agar tidak terjadi peningkatan temperatur yang tinggi perlu menjadi perhatian.

Parameter proses *drilling* sangat penting dalam mengontrol temperatur yang timbul saat proses *drilling* terjadi. Sudah banyak peneliti yang meneliti hal ini guna menghindari terjadinya *necrosis* saat proses *drilling* dilakukan. Ausgustin dkk mempelajari pengaruh *rotational speed* dan *feed rate* terhadap perubahan temperatur yang terjadi dan

mereka menemukan bahwa kenaikan kecepatan *drill* menyebabkan kenaikan temperatur dan temperatur puncak selama proses *drilling* akan berkurang ketika *feed rate* ditingkatkan [3]. Hillery dan Shuaib melaporkan bahwa ada penurunan yang signifikan pada temperatur dengan menaikkan *drill speed* dari 400 rpm ke 2000 rpm ketika menggunakan diameter pahat *drill* sebesar 3,2 mm [4].

Pengaruh penggunaan cairan *coolant* juga menjadi perhatian para peneliti. Proses pendinginan selama proses *drilling* juga hal yang sangat penting untuk menurunkan temperatur pada tulang. Ada dua tipe pendinginan, yaitu internal dan eksternal. Pada pendinginan internal cairan pendingin dialirkan pada area pemotongan dari tabung yang ada di dalam pahat. Sementara itu pada pendinginan eksternal seperti yang biasa dilakukan pada proses *drilling* konvensional. Matthews dan Hirsch mempelajari pengaruh penggunaan *coolant* berupa air dengan laju 300, 500 dan 1000 ml per menit pada proses *drilling* tulang *cortical* manusia dan menemukan bahwa proses pendinginan sangat efektif dalam peningkatan temperatur pada tulang, dimana temperatur *drilling* tidak pernah melebihi 50° C [5]. Sementara itu Kalidindi mengobservasi bahwa kenaikan temperatur yang signifikan terjadi selama proses *drilling* tanpa menggunakan cairan *coolant* [6]. Augustin dkk menyimpulkan bahwa proses pendinginan dengan menggunakan air adalah faktor yang sangat penting dalam menurunkan temperatur tulang [3].

Bentuk dan geometri *drill* ternyata juga berpengaruh dalam besarnya temperatur yang dihasilkan. Spesifikasi pahat *drill* yang berpengaruh adalah diameter *drill*, *cutting face* (*rake angle* dan *clearance angle*), *helix angle* dan *drill point* (*chisel edge*).

Diameter *drill* berpengaruh terhadap suhu *drilling*. Kalidindi melakukan eksperimen dengan menggunakan diameter *drill* 2; 3,5 dan 4,3 mm pada *feed rate* 0,42 mm/s dan *drill speed* 1200 rpm [6]. Kesimpulan yang diperoleh adalah kenaikan temperatur adalah eksponensial dengan bertambahnya diameter *drill* yang digunakan. Sementara itu Burstein dkk melaporkan bahwa mengurangi diameter *drill* akan berakibat pada patahnya *drill* atau melengkung (*bending*) selama proses *drilling* berlangsung [7].

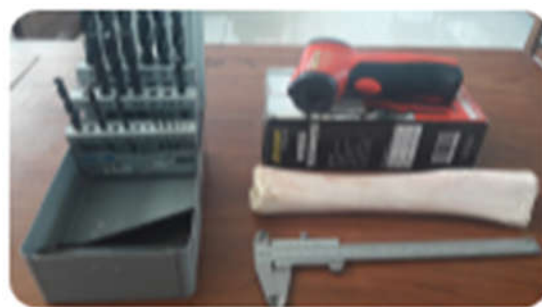
Sementara itu pengaruh *rake angle* diselidik oleh Saha dkk [8]. Mereka menyimpulkan bahwa *rake angle* yang lebih besar akan mengurangi efisiensi pada *drill*. *Rake angle* sebesar 20 – 30° direkomendasikan oleh Hillery dan Shuaib karena mudah membersihkan geram dan *thrust force* yang dihasilkan sangat rendah [4].

Studi ini adalah merupakan penelitian awal dalam rangka memahami proses *bone fixation* pada operasi bedah tulang. Untuk sampai ke tahap tersebut maka perlu dipahami mekanisme yang terjadi dalam proses *drilling* pada tulang, seperti bagaimana mekanisme terbentuknya geram, faktor apa yang mempengaruhi peningkatan temperatur, dan faktor-faktor apa saja yang menyebabkan timbulnya *microcrack* pada bagian dalam tulang akibat proses *drilling*.

Secara khusus studi ini bertujuan untuk melihat pengaruh parameter proses *drilling* terhadap temperatur yang terjadi selama proses *drilling* dilakukan serta kualitas lubang yang dihasilkan pada tulang.

Metode Penelitian

Tulang yang akan digunakan sebagai benda kerja adalah tulang paha sapi. Tulang-tulang ini diperoleh dari rumah potong hewan. Pahat *drill* yang digunakan adalah dari jenis *twist drill* dengan diameter 2,5; 3,5 dan 4,5 mm (lihat gambar 1).



Gambar 1. Tulang paha sapi dan twist drill

Proses *drilling* dilakukan pada kondisi kering (tanpa cairan *coolant*). *Drilling speed* yang digunakan divariasikan dari putaran yang rendah hingga tinggi dengan *feed rate* yang konstan (1 mm/menit). *Drilling speed* tersebut adalah sebagai berikut: 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 5000, 6000 dan 7000 rpm.

Pengukuran temperatur dilakukan pada tulang saat proses *drilling* berlangsung menggunakan *infra red thermometer*. Kualitas lubang dilihat dengan menggunakan kamera.

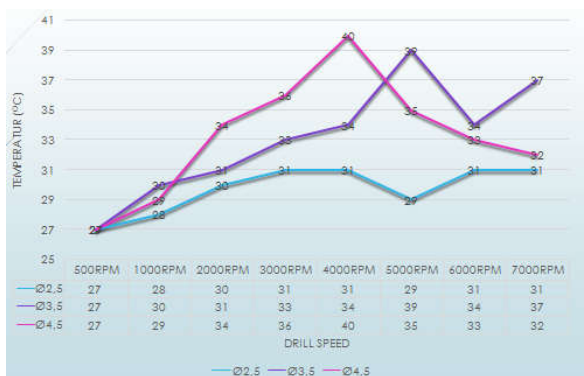
Hasil dan Pembahasan

Gambar 2 menunjukkan korelasi antara *drilling speed* dan temperatur tulang pada proses *drilling* menggunakan pahat (*twist drill*) dengan diameter 2,5; 3,5 dan 4,5 mm. Dari grafik terlihat bahwa temperatur tulang tertinggi dicapai pada *drilling speed* 4000 rpm dengan menggunakan pahat berdiameter 4,5 mm, yaitu 40°C dan *drilling speed* 5000 rpm pada proses *drill* dengan menggunakan pahat 3,5 mm, yaitu 39°C. Pada proses *drill* dengan menggunakan pahat berdiameter 2,5 mm, tempe-

ratur tertinggi yang dihasilkan hanya sebesar 31°C, yaitu pada *drilling speed* sebesar 3000, 4000, 6000 dan 7000 rpm.

Berapa besar temperatur yang menyebabkan *bone necrosis* memang masih belum pasti. Beberapa hasil penelitian yang menyebabkan rusaknya tulang adalah sebagai berikut: 44°C, 47°C, 55°C, 56°C dan 70°C [2]. Namun sebagian besar menyatakan rata-rata besarnya temperatur yang menyebabkan rusaknya tulang adalah 47°C. Dari hasil yang didapat pada gambar 2, temperatur tertinggi yang dihasilkan dari studi yang telah dilakukan (40°C) terlihat masih aman untuk menyebabkan kerusakan pada tulang.

Dari gambar 2 juga terlihat bahwa umumnya temperatur yang dihasilkan dengan menaikkan *drilling speed* akan meningkat hingga mencapai puncaknya, kemudian dengan menaikkan *drilling speed* temperatur pada tulang akan menurun. Pada *drilling speed* rendah hingga *drilling speed* sebesar 4000 dan 5000 rpm, terlihat penggunaan diameter *twist drill* yang besar menyebabkan peningkatan temperatur pada tulang, namun pada *drilling speed* yang tinggi (5000 hingga 7000 rpm), *twist drill* dengan diameter 3,5 mm terlihat menghasilkan temperatur pada tulang yang lebih tinggi dibanding *twist drill* dengan diameter 4,5 mm.

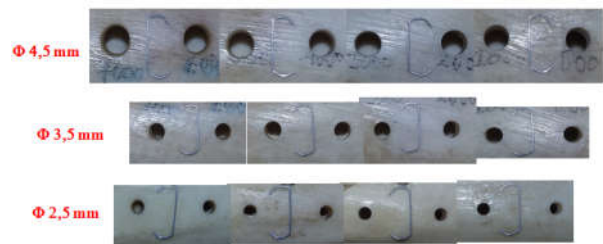


Gambar 2. Temperatur tulang

Gambar 3 menunjukkan semua lubang yang dihasilkan pada tulang dengan menggunakan *twist drill* berdiameter 2,5; 3,5 dan 4,5 pada *drilling speed* dari kanan ke kiri berturut-turut sebesar 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 5000, 6000 dan 7000 rpm.

Dari gambar 3 terlihat bahwa kualitas lubang yang baik dihasilkan pada *drilling speed* yang rendah (500 – 4000 rpm), kecuali pada *drilling speed* 500 dengan menggunakan *twist drill* berdiameter 4,5 mm dimana retak muncul di beberapa bagian pinggiran lubang (lihat gambar 4). Pada *drilling speed* tinggi (6000-7000 rpm) bagian dalam mengalami perubahan warna coklat kehitaman yang mengindikasikan terjadinya peningkatan temperatur yang tinggi yang membakar bagian dalam lubang (lihat gambar 5). Walaupun

dari hasil pengukuran temperatur (gambar 2) terlihat bahwa temperatur yang dihasilkan lebih rendah dibanding temperatur pada drill speed 4000 rpm, namun proses pengukuran dilakukan sekitar 0,5-1 mm dari cutting area pada permukaan tulang. Proses pengukuran yang lebih teliti lagi terutama untuk mengukur temperatur pada lubang saat proses *drilling* berlangsung perlu dipertimbangkan. Sementara itu pada proses *drilling* dengan menggunakan *twist drill* 4,5 mm, warna kehitaman sudah muncul pada *drilling speed* 5000 rpm serta retak terjadi pula pada kondisi permesinan ini.



Gambar 3. Lubang hasil *drilling*

Hal lain yang juga dapat diamati adalah pada proses *drilling* dengan *drilling speed* 6000 dan 7000 rpm dengan menggunakan *twiss drill* 4,5 mm, lubang tidak berbentuk lingkaran sempurna. Ada kemungkinan terjadinya *chatter* pada kondisi permesinan seperti ini.



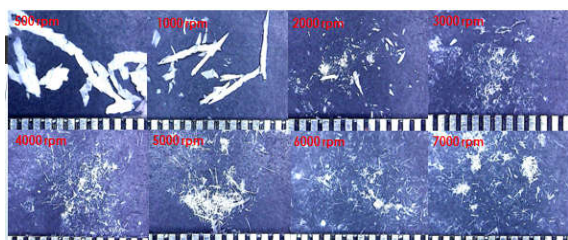
Gambar 4. Retak yang Timbul Akibat Proses *Drilling*

Geram yang dihasilkan pada berbagai variasi *drilling speed* dengan menggunakan *twist drill* berdiameter 2,5 dan 3,5 mm dapat dilihat pada gambar 5 dan 6. Alam dkk melaporkan hasil penelitiannya bahwa geram yang panjang akan menyebabkan aliran geram pada *flute* menjadi terhambat dan geram yang sangat halus akan menghambat lubang saat proses *drilling* berlangsung dan menyebabkan sulitnya proses *chip removal* [9]. Dari gambar 6 dan 7 terlihat bahwa geram dengan ukuran besar dihasilkan pada *drilling speed* 500 dan 1000 rpm baik untuk *twist drill* 2,5 maupun 4,5 mm. Sementara geram dengan ukuran paling halus dihasilkan pada proses *drilling* dengan

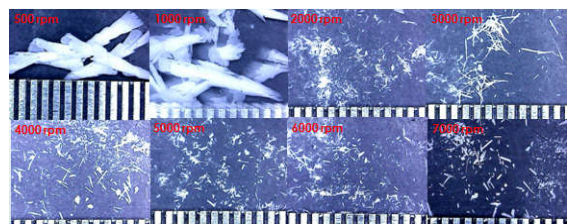
drilling speed 5000-7000 rpm untuk *twist drill* 4,5 mm dan *drilling speed* 3000-7000 rpm.



Gambar 5. Warna kehitaman bagian dalam lubang



Gambar 6. Geram pada berbagai variasi *drilling speed* menggunakan *twist drill* 2,5 mm



Gambar 7. Geram pada berbagai variasi *drilling speed* menggunakan *twist drill* 4,5 mm

Kesimpulan

Dari hasil yang didapat dapat disimpulkan sebagai berikut:

1. Pengukuran temperatur pada permukaan tulang (0,5 – 1 mm dari *cutting area*) menunjukkan bahwa kenaikan *drilling speed* pada awalnya akan meningkatkan temperatur tulang dan setelah mencapai maksimum temperatur akan turun kembali.
2. Pada penelitian ini temperatur yang tertinggi yang dicapai sebesar 40°C, yaitu pada proses *drilling* dengan *drilling speed* 4000 rpm menggunakan *twist drill* berdiameter 4,5 mm.
3. Proses *drilling* dengan *drilling speed* yang tinggi (6000 dan 7000) menyebabkan bagian dalam dari lubang terbakar.
4. Proses *drilling* dengan *drilling speed* yang rendah menghasilkan geram dengan ukuran yang lebih besar dibanding dengan *drilling speed* yang tinggi.

Referensi

- [1]. Udiljak, T., Ciglar, D., Skoric, S., 2007. Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis, *Advances in Production Engineering & Management* 2, 103-112.
- [2]. Pandey, R.K. and Panda, S.S., 2013. Drilling of bone: A comprehensive review, *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 4, 15-30.
- [3]. Augustin, G., Davila, S., Mihoci, K., Udijak, T., Vedrina, D.S., Antabak, A., 2008. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 128, 71-77.
- [4]. Hillery, H.T. and Shuaib, I., 1999. Temperature effects in drilling of human and bovine bone, *Journal of Materials Processing Technology* 92-93, 302-308.
- [5]. Matthews, L.S. and Hirsch, C., 1972. Temperature measured in human cortical bone when drilling, *The Journal of Bone & Joint Surgery* 54, 297-308.
- [6]. Kalindi, V., 2004. Optimization of drill design and coolant systems during dental implant Surgery, Master Thesis, University of Kentucky.
- [7]. Hufner, T., Geerling, J., Oldac, G., Richter, M., Kfuri, M., Pohlemann, T., 2005. Accuracy study of computer assisted drilling: the effect of bone density, drill bit characteristics, and use of mechanical guide, *Journal of Orthopaedic Trauma*, Vol. 19 Issue 5, 317-322.
- [8]. Saha, S., Pal, S., Albright, J.A., 1982. Surgical drilling: design and performance of an improved drill, *Journal of Biomechanical Engineering* 104, 245-252.
- [9]. Alam, K., Mitrofanov, A.V., Silberschmidt, V.V., 2011. Experimental investigations of forces and torque in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 33 Issue 2, 234-239.