

Kajian Experimental Performansi Pembubutan Tulang Sapi Sebagai Bahan Implan

Rusdi Nur^{1,*}, dan Asmeati²

¹Centre for Manufacturing and Materials, Politeknik Negeri Ujung Pandang, Jl. Perintis
Kemerdekaan Km. 10 Makassar 90245, Indonesia

²Univeritas Fajar, Jl Prof. A. Basalamah 101 Makassar 90231, Indonesia

*rusdinur@poliupg.ac.id

Abstrak

Dalam bedah ortopedi, kerusakan tulang dapat dihilangkan dengan metode pemmesinan untuk memungkinkan pemasangan implan. Hal ini memerlukan alat-alat presisi tinggi dan teknik untuk mencegah kesalahan seperti overcut dan untuk menghindari luka pada jaringan sekitarnya. Penelitian ini melibatkan proses pembubutan dimana sampel tulang sapi yang dibubut berdasarkan kondisi eksperimental yang selanjutnya akan ditentukan kondisi pemotongan yang optimum. Penelitian ini dilakukan pada kondisi pemotongan tanpa cairan pendingin. Kecepatan potong, kedalaman potong dan pakan tingkat merupakan faktor utama diselidiki sementara utama kekuatan pemotongan dan kekasaran permukaan adalah tanggapan. Percobaan dilakukan pada kecepatan pemotongan berkisar 55 – 130 mm/min, dengan kedalaman potong pada kisaran 0.1 – 0.3mm, dan tingkat pemakanan pada 0.04 – 0.09 mm/rev. Hasil eksperimental dianalisa dengan metode Central Composite Design (CCD). Chip hasil pemmesinan diamati dan dianalisis untuk melihat pengaruh kondisi pemotongan. Model matematika yang diusulkan adalah cukup akurat untuk memprediksi indikator kinerja dalam rentang eksperimental diselidiki. Faktor yang paling mempengaruhi pada gaya pemotongan adalah kedalaman potong, diikuti oleh tingkat pemakanan, dan kecepatan potong. Tingkat pemakanan memiliki pengaruh paling besar terhadap kekasaran permukaan sedangkan kecepatan potong menjadi kontribusi sekunder pada respon kekasaran permukaan. Chip sebagian terus menerus diamati pada kondisi kecepatan pemotongan 55 mm mm/menit, kedalaman pemakanan 0.3 mm dan laju umpan 0.09 mm/rev yang menunjukkan kemungkinan terjadinya modus ulet mesin pada tulang.

Kata kunci : Pembubutan, Tulang, Parameter pemotongan, Kekasaran permukaan, Gaya Pemotongan, Central Composite Design, Chip.

Pendahuluan

Pembubutan dikenal sebagai proses manufaktur untuk menghilangkan bahan yang tidak diinginkan dalam bentuk chip dengan menggunakan peralatan mesin ke dalam bentuk yang diinginkan, dengan ukuran dan selesai seperti yang ditentukan untuk memenuhi persyaratan desain. Pada umumnya aplikasi manufaktur yang melibatkan pemmesinan melibatkan logam yaitu aluminium, baja, stainless steel, tembaga, dan sebagainya. Meskipun

analisis teoritis dari proses pemotongan logam adalah kompleks, penerapan proses ini di dunia industri tersebar luas. Tidak hanya logam, proses pemmesinan dapat lebih digunakan untuk memproduksi komponen dari berbagai jenis bahan seperti polikarbonat, plastik, fiberglass, akrilik serta bahan rapuh seperti kaca, keramik, besi cor, silikon, tulang dan sebagainya.

Untuk bahan tulang, metodologi pembubutan tulang pada operasi yang dikembangkan di sarana kedokteran telah ada dan dimulai sejak digunakan untuk

menyembuhkan orang lain dan hewan. Sampai sekarang orang masih menggunakan metode konvensional di permesinan tulang seperti menggergaji, pengeboran, gerinda, dan pembubutan untuk memperbaiki rusak atau terangsang bagian dari tulang dengan cara terbaik. Dalam bedah ortopedi, perbaikan fraktur dilakukan dengan menempatkan tulang di posisi yang tepat dan kemudian terpaku dengan memasang sekrup, pin, atau plat ke tulang. Untuk menempelkan perangkat ini, tulang perlu dimesin (yaitu, dengan pengeboran) di beberapa lokasi. Bentuk lain dari permesinan tulang dilakukan selama implantasi gigi, di mana sejumlah kecil tulang akan dihapus oleh mesin (pengeboran) untuk memberikan ruang dan menempatkan implan gigi di tulang rahang.

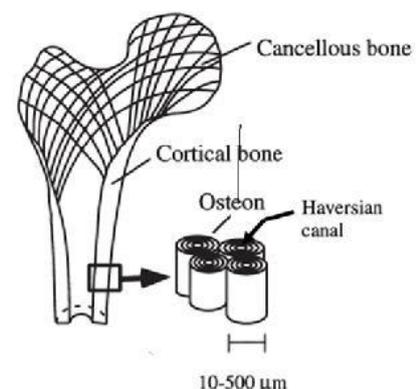
Permesinan tulang sebenarnya menyebabkan kerusakan luka baru ke jaringan tulang. Oleh karena itu membutuhkan proses yang dilakukan secara hati-hati agar tidak merusak jaringan sehat di sekitarnya. Ada beberapa efek yang dapat terjadi karena faktor-faktor yang mempengaruhi selama operasi tulang. Pertama adalah nekrosis termal, suhu terjadi selama mesin menyebabkan kerusakan jaringan yang menyebabkan infeksi, kegagalan implantasi, periode pemulihan tertunda, dan sakit parah. Tulang nekrosis dilaporkan terjadi ketika suhu mesin mencapai 56°C selama lebih dari 10 detik [1]. Kedua adalah daya pemotongan (*cutting force*), daya pemotongan yang berlebihan memiliki efek pada penetrasi instrumen bedah, ahli bedah dapat mengontrol instrumen halus ketika kekuatan minimum dan operasi presisi lebih dicapai. Jadi ketika efek ini harus dikontrol dalam batas ini dengan parameter optimum permesinan tulang untuk mencapai yang terbaik waktu sesingkat mungkin dan menghindari kerusakan termal pada permesinan tulang.

Makalah ini dimaksudkan untuk mengetahui faktor parameter pemotongan terhadap kekasaran permukaan dan chip

yang dihasilkan pada pembubutan tulang. Pengukuran kekasaran permukaan pada tulang dimaksudkan untuk mengetahui hasil permukaan tulang yang telah dilakukan proses pembubutan. Meskipun kekasaran permukaan sebagai parameter output yang tidak signifikan, namun diperlukan sebagai data parameter permesinan yang dihasilkan. Hal ini diyakini bahwa hasil dari penelitian ini dapat mengkonversi untuk menentukan pengaturan optimal untuk mencapai hasil terbaik untuk permesinan tulang biasa dalam operasi kedokteran.

Karakteristik Tulang

Tulang adalah organ kaku struktural utama yang menyediakan peran mekanik dan mendukung untuk melindungi organ dalam tubuh. Ini adalah bahan yang memiliki struktur yang kompleks dengan sangat anisotropik. Jaringan tulang dapat dibagi menjadi kompak (tulang kortikal) dan kenyal (cancellous atau tulang trabekuler) mengenai kepadatan dan pengaturannya. Mikro tulang terdiri dari sistem Haversian sekitarnya dengan osteons sepanjang sumbu tulang lihat pada Gambar 1 [2].



Gambar 1. Struktur mikro tulang

Komposisi tulang terdiri dari kalsium dan berukuran nano (keramik), komponen organik (terutama kolagen tipe I) dan menjadi air yang tersisa. Konstituen ini disusun secara hirarkis yang, setidaknya

pada skala mikroskopis, meniru struktur dasar komposit searah.

Dalam makalah ini, tulang sapi dipilih untuk percobaan pembubutan tulang karena memiliki kemiripan dengan tulang manusia dalam struktur dan sifat mekanik [3]. Dalam Tabel 1 dapat dilihat perbandingan modulus young antara tulang manusia dan sapi.

Tabel 1. Modulus young dari tulang manusia dan sapi [4]

Bone Species and Authors	Type of Loading	Constants*† ($\times 10^9$ N/m)	Comments
<i>Human</i>			
Dempster and Liddicoat, 1952	Compression, very low strain rate	$E' = 8.69$ $E = 4.19$ transverse $E = 3.76$ radial	Small cubes of rewetted dry femur, tibia, humerus; strain measurement derived from crosshead movement
	Compression, very low strain rate	$E' = 14.1$	Cylinders of rewetted dry femur, tibia, humerus; strain measurement technique not reported
<i>Bovine</i>			
Sweeney and assoc., 1965	Tension, low rate	$E' = 17.2$ $E = 9.2$	Femur, histology not reported; strain measurement derived from crosshead movement
	Compression, low rate	$E' = 16.5$ $E = 9.9$	
Lang, 1970	Ultrasonic	$E' = 22.0$ $E = 11.3$	Phalanx, histology not reported
Burstein and assoc., 1972	Tension, strain rate: 0.1 sec ⁻¹	$E' = 17.2 \pm 5.10$ $E = 11.1 \pm 1.77$	Femur, plexiform; strain measurement with an extensometer

* E' = Young's modulus in direction parallel to the long axis of the bone. E = Young's modulus in direction perpendicular (transverse or radial) to the long axis of the bone.
† By way of comparison, E of methylmethacrylate (plexiglass) is 8.6; of Douglas fir (68 per cent moisture), 13.4; and of steel, 210.

Perbandingan nilai modulus elastisitas tulang dan biomaterial (GPa) ditunjukkan pada Tabel 2. Biomaterial seperti logam, polimer, keramik dan komposit biasanya digunakan untuk bantalan implan beban dan perangkat fiksasi internal. Sebagai pembanding dengan tulang, masing-masing bahan ini menyajikan keuntungan dan kerugian dalam hal sifat fisik dan perilaku bioaktivitas [5]. Sifat material tulang yang terlibat setelah biomaterial ini tetap ke dalam tubuh. Bahan yang cocok dan operasi yang sesuai dapat mencegah efek samping dari pasien selama dan setelah masa penyembuhan.

Tabel 2. Perbandingan nilai modulus elastisitas tulang dan biomaterial

Sampel	Modulus Elastisitas (GPa)
Bone	3.14
Cast Co-Cr-Mo alloy	240
Sintered Co-Cr-Mo alloy	8.1

Composite with 10% volume	
Ca ₂ P ₂ O ₇ (calcium)	37
B ₄ C (Boron carbide)	12
Si ₃ N ₄ (Silicon Nitride)	3.8

Eksperimental

Material. Spesifikasi benda uji yang digunakan dalam eksperimen ini adalah tulang femur sapi yang telah dibersihkan dan diawetkan dalam larutan garam (natrium klorida BP 0.9%).



Gambar 2. Tulang femur sapi

Mesin dan Peralatan. Mesin yang digunakan adalah mesin CNC bubut 2-axis yang berkapasitas motor 7.5 kW dan kisaran putaran 86 – 3500 rpm. Pahat potong yang digunakan adalah coated carbide (Mitsubishi) yang dipasang pada tool holder MCLNR2525M12.



Gambar 3. Coated carbide insert

Adapun peralatan yang dipergunakan untuk mengukur tingkat kekasaran permukaan adalah Handysurf portable surface roughness (Gambar 4). Sedangkan pengukuran gaya pemotongan dilakukan dengan menggunakan Kristler dynamometer (Gambar 5).



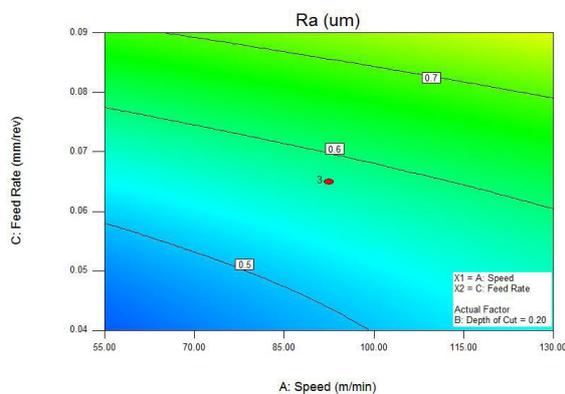
Gambar 4. Handysurf portable surface roughness



Gambar 5. Kistler dynamometer

Hasil dan Pembahasan

Kekasaran permukaan (Ra). Pengukuran kekasaran permukaan dilakukan dengan menggunakan Handysurf portable surface tester sebanyak tiga kali untuk setiap proses pembubutan. Data hasil pengukuran ini selanjutnya dianalisa dengan menggunakan software Design Expert versi 7.0 seperti diperlihatkan dalam Gambar 6.



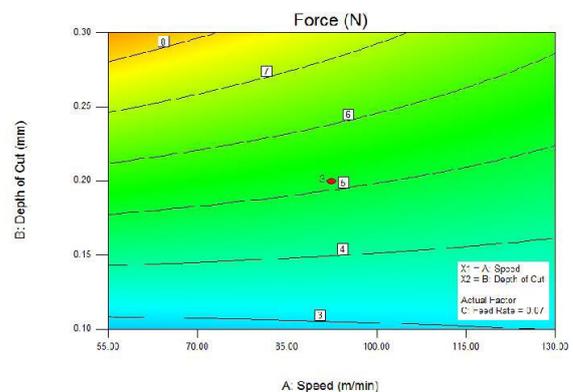
Gambar 6. Data kekasaran permukaan (Ra) dalam tampilan kontur plot

Analisa pada kekasaran permukaan menunjukkan bahwa hanya kecepatan

potong dan laju pemakanan yang memberikan pengaruh yang signifikan terhadap kekasaran permukaan dalam proses pembubutan tulang.

Hasil kekasaran permukaan yang diperoleh berada dalam kisaran $0.4 \mu\text{m}$ - $0.92 \mu\text{m}$ dan merupakan rentang yang dapat diterima untuk menyelesaikan permukaan tulang karena telah disebutkan bahwa ini berbagai kekasaran permukaan adalah dalam kriteria menyelesaikan mesin [6]. Oleh karena permukaan akhir yang baik maka diperlukan untuk fase kronis awal, selama masa penyembuhan tulang [7].

Gaya Pemotongan (Fc). Pengukuran gaya pemotongan dilakukan dengan menggunakan Kistler dynamometer dan diperoleh data hasil pengukuran yang dianalisa dengan software Design Expert versi 7.0 seperti diperlihatkan dalam Gambar 7.



Gambar 7. Data kekasaran permukaan (Ra) dalam tampilan kontur plot

Hasil analisis pada gaya pemotongan menunjukkan bahwa kecepatan potong memiliki efek terendah terhadap gaya potong dibandingkan dengan faktor-faktor lain. Hasil ini sejalan dengan penelitian sebelumnya pada proses pemotongan tulang bahwa kecepatan potong memiliki efek yang sangat kecil pada gaya pemotongan. Namun itu disajikan pengaruh tinggi pada suhu pemotongan dalam pemesinan tulang [2,8,9].

Hasil analisa data pengukuran dengan Design Expert telah didapatkan model experimental pada faktor sebenarnya untuk masing-masing respon berikut:

$$Ra = 0.40 + 0.0012Vc - 2.80f + 58.59f^2 \quad (1)$$

$$Fc = -0.50 + 0.02Vc + 23.71a_p - 12.27f - 0.017(Vc*a_p) + 229(a_p*f) \quad (2)$$

Dimana Vc adalah kecepatan potong (m/min), f adalah laju pemakanan (mm/rev) dan a_p adalah kedalaman pemotongan.

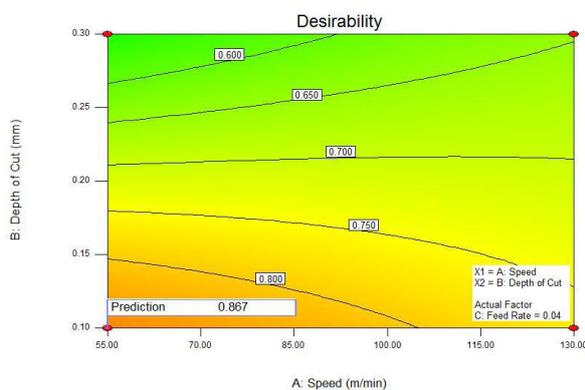
Model ini dapat digunakan untuk memprediksi tingkat kekasaran permukaan yang dihasilkan dalam kisaran parameter pemotongan berikut:

$$29 \text{ m/min} \leq \text{kecepatan potong} \leq 156 \text{ m/min}$$

$$0.03 \text{ mm} \leq \text{kedalaman potong} \leq 0.37 \text{ mm}$$

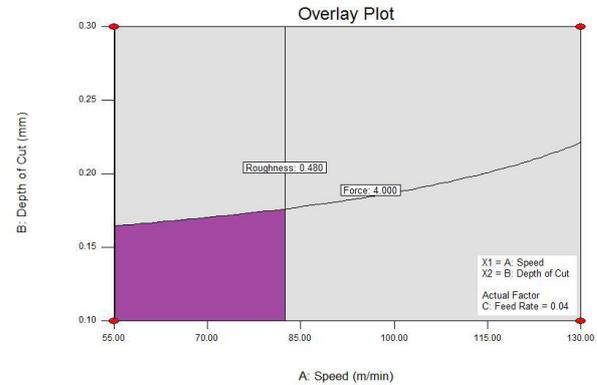
$$0.023 \text{ mm/rev} \leq \text{laju pemakanan} \leq 0.11 \text{ mm/rev}$$

Optimisasi. Optimisasi dapat dilakukan secara numeric atau grafik. Namun dalam makalah ini, metode optimisasi secara grafik dilakukan untuk mengetahui tingkat kecenderungan yang dihasilkan seperti diperlihatkan dalam gambar berikut.



Gambar 8. Kontur kecenderungan pada pengaturan yang optimum.

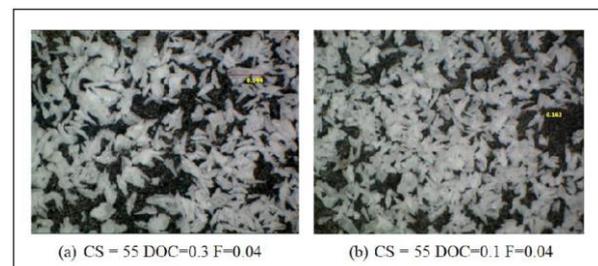
Hasil lain yang diperoleh adalah respon yang optimum dapat diketahui secara grafik dengan melihat plot overlay berikut.



Gambar 9. Plot overlay yang menunjukkan parameter pemotongan yang optimum

Daerah yang diarsir merupakan daerah yang menghasilkan kekasaran permukaan dan daya pemotongan yang optimum. Daerah itu berada pada kecepatan potong dan kedalaman potong yang rendah.

Chip (beram). Chip hasil pemesinan dapat diamati dan dianalisa dengan memperhatikan bentuk chipnya secara micrograph. Gambar 10 memperlihatkan hasil chip secara micrograph untuk kedalaman pemakanan yang berbeda yaitu 0.3 mm (a) dan 0.1 mm (b) pada kecepatan potong 55 m/min dan laju pemakanan 0.04 mm/rev. umumnya bentuk chip/beram yang diperlihatkan dapat dikelompokkan dalam tipe segmental.



Gambar 10. Bentuk chip yang dihasilkan

Bentuk chip ini dapat dipengaruhi oleh material yang rapuh, seperti yang dijelaskan oleh Jasinevicius [10]. Beliau

memaparkan bahwa bahan yang rapuh akan menghasilkan chip yang kontinu dengan potongan kecil-kecil.

Kesimpulan

Makalah ini menjelaskan bahwa parameter pemotongan dalam pembubutan tulang perlu dikaji untuk mendapatkan kualitas permukaan dan gaya pemotongan yang baik. Adapun hasilnya ditunjukkan faktor utama yang mempengaruhi pada gaya pemotongan adalah kedalaman potong yang diikuti secara berurutan oleh laju pemakanan, kecepatan potong. Sedangkan pada kekasaran permukaan, laju pemakanan adalah faktor yang paling signifikan. Untuk chip yang dihasilkan, laju pemakanan adalah faktor yang paling signifikan, namun diperoleh bahwa kecepatan potong parameter signifikan pada pembentukan geram dan chip moderat dipengaruhi oleh kedalaman potong saat pembubutan tulang.

Referensi

- [1] Pearce G, Bain bridge C, Patrick J, Kibble K, Lenz M, Jones G. An Investigation into Thermal Necrosis of Bone Associated with Surgical Procedures. *Modelling in Medicine and Biology*, (2005) 6:479-488.
- [2] Rho, J.-Y., L. Kuhn-Spearing, et al. Mechanical Properties and the Hierarchical Structure of Bone. *Medical Engineering & Physics* (1998) 20(2): 92-102.
- [3] Bruce M.R., Burr D.B., and Sharkey N.A. *Skeletal Tissue Mechanics*. New York, Springer (1998).
- [4] Pearce G, Bain bridge C, Patrick J, Kibble K, Lenz M, Jones G. An Investigation into Thermal Necrosis of Bone Associated with Surgical Procedures. *Modelling in Medicine and Biology* (2005) 6:479-488.
- [5] Adzali, Nur M.S., Shamsul B.J., Derman M.N., *Mechanical Properties, Corrosion Behavior, and Bioactivity of Composite Metal Alloys DDED with Ceramic for Biomedical Applications*. *Rev. Adv. Mater. Sci.* (2012) 30:262-266.
- [6] Kurniawan, D., Nor, F.M., Lee H.Y., Lim, J.Y. *Periimplant Bone Biomechanics: Finite Element Analysis for Partial Osseo integration*. *Proceedings of the KSME 2010 Fall Annual Meeting*. Korean Society of Mechanical Engineers. November 3-5, 2010. ICC Jeju, Korea. (2010) 4122-4125.
- [7] Ozcelik, B. and Bagci, E. *Experimental and Numerical Studies on the Determination of Twist Drill Temperature in Dry Drilling: a New Approach*. *Materials and Design* (2006) 279. 920–927.
- [8] Alam K., Mitrofanov A.V., Silberschmidt V.V. *Finite element analysis of forces of plane cutting of cortical bone*. *Computational Materials Science* (2009) 46. 738–743
- [9] Khambay, B. S. and A. D. Walmsley. *Investigations into the Use of an Ultrasonic Chisel to Cut Bone. Part 2. cutting ability*, *Journal of Dentistry* (2000) 28(1) .39-44
- Jasinevicius R. G., Porto A. J. V., Duduch J. G., Pizani P. S., Lanciotti F. dos Santos Jr. F. J. *Multiple Phase Silicon in Submicrometer Chips Removed by Diamond Turning*, *J. Braz. Soc. Mech. Sci. & Eng.* (2005) 27(4). 440-448