

**KAJIAN PARAMETER PENGEBORAN TERHADAP PENYIMPANGAN
DIAMETER TULANG KORTIKAL DENGAN METODE *RSM***

(Tesis)

Oleh :

ARZAQ GURUH DITYAMRI
2225021006



**FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG
2024**

**KAJIAN PARAMETER PENGEBORAN TERHADAP PENYIMPANGAN
DIAMETER TULANG KORTIKAL DENGAN METODE *RSM***

Oleh:

ARZAQ GURUH DITYAMRI

Tesis

**Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar
MAGISTER TEKNIK**

Pada

**Jurusan Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Lampung**



**PROGRAM PASCA SARJANA TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG
2024**

ABSTRAK

Kajian Parameter Pengeboran Terhadap Penyimpangan Diameter Tulang Kortikal Dengan Metode RSM

Oleh

Arzaq Guruh Dityamri

Pengeboran pada tulang kortikal adalah operasi yang pasti dilakukan jika terjadi kecelakaan pada patah tulang dan merupakan prosedur bedah utama sebelum pemasangan baut implant. Prosedur dalam pengeboran sangat penting diperhatikan agar pasien tidak mengalami trauma pasca operasi. Keberhasilan ketika operasi pada proses pengeboran tergantung pada beberapa faktor yaitu kecepatan putar, laju pemakanan, cairan pendingin dan juga teknik pengeboran. Penelitian ini dilakukan dengan cara eksperimental guna mengetahui dan mendapatkan parameter optimal sehingga didapatkan kondisi optimum pengeboran pada tulang kortikal. Terlebih dilakukan design rancangan percobaan dengan menggunakan *box-behnken* dan didapatkan 15 run order yang sudah termasuk dalam tiga faktor tiga level. Faktor laju pemakanan mempunyai nilai P terkecil yaitu 0.0126, yang berarti faktor ini memiliki pengaruh yang signifikan terhadap respon nilai kesalahan diameter permukaan atas lubang bor, pada permukaan bawah faktor laju pemakanan juga memiliki nilai P terendah, yaitu 0.0045. Hal ini menandakan bahwa faktor ini memiliki pengaruh yang signifikan terhadap nilai kesalahan diameter permukaan bawah lubang bor. Karena gaya yang besar dalam laju pemakanan dapat menyebabkan deformasi benda kerja yang berakibat pada ketidakakuratan kesalahan diameter pada lubang. Kondisi pengeboran optimum yang diperoleh dari hasil penelitian adalah menggunakan kecepatan putar 1500 rpm, laju pemakanan 35 mm/min dan menggunakan cairan Opsite sebagai pendingin eksternal.

Kata kunci : *box behnken design*, Kesalahan diameter, pengeboran

ABSTRACT

Study of Drilling Parameters on Cortical Bone Diameter Deviations Using the RSM Method

By

Arzaq Guruh Dityamri

Drilling in cortical bone is a necessary procedure in cases of fractures and is a primary surgical step before implant screw placement. It is crucial to carefully monitor the drilling process to prevent postoperative trauma for the patient. The success of the drilling operation depends on several factors, including rotation speed, feed rate, cooling fluid, and drilling technique. This study was conducted experimentally to determine and obtain the optimal parameters for achieving the best drilling conditions in cortical bone. A Box-Behnken design was used for the experimental design, resulting in 15 run orders that included three factors at three levels. The feed rate factor had the smallest P-value of 0.0126, indicating that this factor significantly influences the response variable of the upper surface hole circularity error. Similarly, on the lower surface, the feed rate factor also had the lowest P-value of 0.0045, signifying its significant impact on the lower surface hole circularity error. High feed rates can cause significant deformation of the workpiece, leading to inaccuracies in the hole diameter. The optimal drilling conditions obtained from this study are a rotation speed of 1500 rpm, a feed rate of 35 mm/min, and the use of Opsite fluid as an external coolant.

Keyword : box behnken design, circularity error, drilling

Judul Tesis : **KAJIAN PARAMETER PENGEBORAN TERHADAP PENYIMPANGAN DIAMETER TULANG KORTIKAL DENGAN METODE RSM.**

Nama Mahasiswa : **Arzaq Guruh Dityamri**

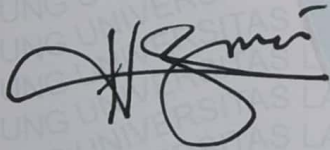
Nomor Pokok Mahasiswa : 2225021006

Program Studi : Teknik Mesin

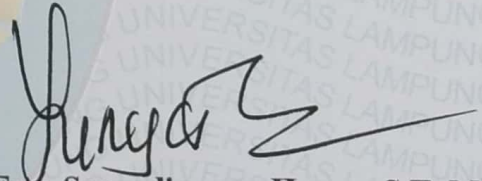
Fakultas : Teknik

MENYETUJUI

1. **Komisi Pembimbing**

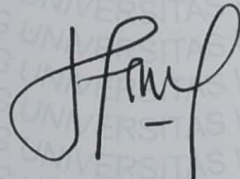


Ir. Gusri Akhyar Ibrahim, S.T., M.T., Ph.D.
NIP. 197108171998021003



Dr. Eng. Suryadiwansa Harun, S.T., M.T.
NIP. 197005012000031001

2. **Ketua Program Studi Magister Teknik Mesin**

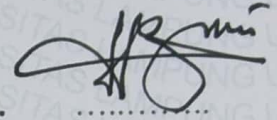


Dr. Harmen, S.T., M.T.
NIP. 196906202000031001

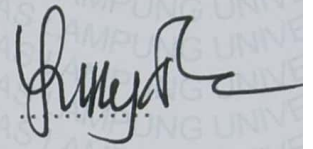
MENGESAHKAN

1. Tim Penguji

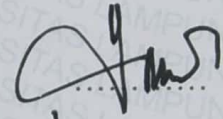
Ketua Penguji : **Ir. Gusri Akhyar Ibrahim, S.T., M.T., Ph.D.**



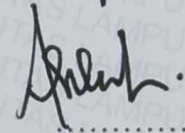
Anggota Penguji : **Dr. Eng. Suryadiwansa Harun, S.T., M.T.**



Penguji Utama I : **Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T.**



Penguji Utama II : **Asnawi Lubis, S.T., M.Sc., Ph.D.**



2. Dekan Fakultas Teknik



Dr. Eng. Helmy Fitriawan, S.T., M.Sc.
NIP. 197509282001121002



3. Direktur Program Pascasarjana Universitas Lampung



Prof. Dr. Ir. Murhadi, M.Si.
NIP 196403261989021001

Tanggal Lulus Ujian Thesis : 03 Agustus 2024

PERNYATAAN PENULIS

Tesis dengan judul “ KAJIAN PARAMETER PENGEBORAN TERHADAP PENYIMPANGAN DIAMETER TULANG KORTIKAL DENGAN METODE *RSM* “ dibuat sendiri oleh penulis dan bukan merupakan hasil plagiat siapa pun sebagaimana diatur didalam Pasal 43 ayat 2 Peraturan Rektor no 12 Tahun 2022 tentang Peraturan Akademik Universitas Lampung.

Bandar Lampung, 03 Agustus 2024

Yang membuat pernyataan

Arzaq Guruh Dityamri

NPM. 2225021006

RIWAYAT HIDUP

Penulis dilahirkan di sebuah desa bernama Gisting, Provinsi Lampung pada tanggal



30 Juli 1998 sebagai anak ke 1 (satu) dari pasangan Bapak Rameli, S.Pd. dan Ibu Rita Irawati, S.Pd. Penulis menempuh pendidikan awal di TK Aisyah Bustanul Atfal Margoyoso pada tahun 2003, kemudian dilanjutkan pendidikan dasar di SD N 1 Margoyoso Kec. Sumberejo hingga tahun 2010, lalu dilanjutkan di SMP N 1 Sumberejo yang diselesaikan pada tahun 2013 dan SMK N 1 Gading Rejo yang diselesaikan tahun 2016. Kemudian pada tahun 2017 masuk perguruan tinggi Institut Teknologi Sumatera namun tidak sempat selesai satu semester penulis melanjutkan study di Universitas Sang Bumi Ruwa Jurai hingga lulus pada tahun 2021.

Selama menjadi mahasiswa di Universitas SAUBURAI penulis aktif dalam kegiatan didalam dan diluar kampus, seperti organisasi BEM Fakultas Teknik dan juga Komunitas Motor Honda GL PRO/MAX Lampung sebagai humas pada tahun 2017-2020. Penulis pernah melakukan kerja praktek pada Dinas Perhubungan Kota Metro tahun 2020 dengan judul laporan “ Analisa Side Slide Tester Pada Pengujian Kendaraan Bermotor Dinas Perhubungan Kota Metro “. Tahun 2021 penulis lulus dari Universitas SABURAI dan langsung bekerja di Laboratorium Teknik Universitas Saburai sebagai Laboran hingga saat ini.

Tahun 2022 penulis terdaftar sebagai Mahasiswa Magister Teknik Mesin, Fakultas Teknik Universitas Lampung. Kemudian penulis melaksanakan penelitian Thesis dengan judul “ Kajian Parameter Pengeboran Terhadap Kerusakan Permukaan Tulang Kortikal Dengan Metode *RSM*” yang dibimbing langsung oleh bapak Ir. Gusri Akhyar Ibrahim, S.T.,M.T.,Ph.D.

SANWACANA

Assalamu'alaikum Warahmatullohi Wabarokatuh

Puji Syukur kehadiran Allah S.W.T yang telah memberikan rahmat dan hidayah, serta lindungan-Nya sehingga penulis mampu menyelesaikan Tesis dengan lancar dan tetap dalam keadaan sehat. Shalawat serta salam tak lupa penulis sanjungkan kepada Nabi Muhammad S.A.W. yang telah membimbing umatnya menuju kehidupan yang berakhlak dan berilmu yang baik sehingga dapat menjalani kehidupan dengan baik dan benar. Tesis ini dibuat sebagai tanda hasil pengerjaan yang penulis lakukan. Diharapkan karya tulis ini dapat menjadi salah satu bentuk perkembangan dalam ilmu di bidang produksi, terkhusus dalam bidang pemesinan. Tesis ini juga merupakan salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Teknik pada jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung. Semoga karya tulis ini dapat membawa manfaat bagi yang membaca dan yang mengutip serta dapat dijadikan acuan untuk studi-studi selanjutnya. Selesaiannya tesis ini tidak luput dari bantuan, bimbingan dan arahan dari semua pihak, oleh karena itu penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Dr. Eng. Helmy Fitriawan, S.T., M.Sc., selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Lampung.
2. Ir. Gusri Akhyar Ibrahim, S.T., M.T., Ph.D., selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung sekaligus Dosen Pembimbing I saya.
3. Dr. Harmen, S.T., M.T., selaku Ketua Program Studi Magister Teknik Mesin Universitas Lampung.
4. Dr. Eng Suryadiwansa Harun, S.T., M.T. sebagai Dosen Pembimbing II yang telah bersedia meluangkan waktu dan tenaga untuk membimbing penulis dalam penyusunan tesis ini.
5. Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T. selaku Dosen Penguji I yang telah banyak memberikan masukan selama proses pengujian.

6. Bapak Asnawi Lubis, S.T., M.Sc., Ph.D. selaku dosen penguji II yang telah memberikan masukan selama proses pengujian.
7. Kedua orang tua penulis Bapak Rameli, S.Pd. dan Ibu Rita Irawati, S.Pd. yang selalu mendoakan, mendidik, mendukung serta memberikan semangat setiap waktu sehingga penulis dapat menjalankan dan menyelesaikan studi di Magister Teknik Mesin Universitas Lampung.
8. Adik saya Beauty Kusuma Rahmadanty, yang membantu saya dan mensupport, semoga segera selesai juga untuk studynya.
9. Kepada calon istri penulis Sinta Wati, S.T.,M.T. yang sabar menunggu, mensupport dan juga membantu saya dalam menyelesaikan tesis ini.
10. Seluruh Dosen dan Staf di jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung yang telah menjadi guru dan mengajarkan dasar pengetahuan yang dibutuhkan kepada penulis.
11. Teman-teman MTM 2022 yang telah ada menemani, mendengarkan keluhan, memberikan motivasi, dan memberi dorongan semangat.
12. Teman-teman tim T.A produksi, yang membantu dan mensupport dalam menyelesaikan tesis ini.

Penulis menyadari bahwa Tesis ini masih banyak kekurangan dan masih jauh dari sempurna. Oleh karena itu penulis sangat mengharapkan saran dan kritik dari semua pihak yang bersifat membangun dalam rangka penyempurnaan Tesis ini. Semoga tesis ini dapat bermanfaat bagi penulis khususnya dan bagi pembaca. Aamiin.

Wassalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh.

Bandar Lampung, 03 Agustus 2024

Arzaq Guruh Dityamri
NPM 2225021006

DAFTAR ISI

	Halaman
ABSTRAK	iii
ABSTRACT	iv
LEMBAR PENGESAHAN	vi
PERNYATAAN PENULIS	vii
RIWAYAT HIDUP	viii
SANWACANA	ix
DAFTAR ISI.....	xi
DAFTAR TABEL.....	xv
DAFTAR GAMBAR.....	xvi
I PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Rumusan Masalah.....	3
1.3. Tujuan Penelitian	3
1.4. Batasan Masalah	3
1.5. Sistematika Penulisan	4
II TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1. Tulang	5
2.1.1. Tulang Kortikal	5
2.1.2. Tulang Trabekular (Spons).....	6
2.1.3. Microstruktur Tulang.....	6

2.2. Patah Tulang	7
2.3. Pengeboran Tulang	8
2.4. Kerusakan Mekanis dan Termal Pada permukaan pasca Pengeboran Tulang Kortikal	9
2.5. Kerusakan Mekanis Kualitas Lubang Pada Proses Pengeboran Tulang Kortikal	10
2.5.1. Kualitas Lubang Pasca Proses Pengeboran	11
2.5.2. Posisi Lubang bor dan Kesalahan Geometrik	14
2.5.3. Kualitas Dinding Lubang Pasca Pengeboran	15
2.5.4. Microcracks Pada Tulang Kortikal Pasca Pengeboran.....	16
2.6. Parameter Pengeboran Pada Tulang	18
2.6.1. Mata Bor Untuk Pengeboran Tulang.....	19
2.7. Metode <i>RSM (Response Surface Methode)</i>	21
2.7.1. Penggunaan Metode Permukaan Respon	22
2.7.2. <i>Box-Behnken Design</i>	25
2.7.3. <i>ANOVA (Analisis Of Varian)</i>	27
III METODOLOGI PENELITIAN	31
3.1. Metode Penelitian	31
3.2. Tempat dan Waktu.....	31
3.2.1. Tempat penelitian.....	31
3.2.2. Waktu.....	32
3.3. Alur Penelitian	32
3.4. Alat dan Bahan.....	33
3.4.1. Alat	33
3.4.2. Bahan.....	38
3.5. Prosedur Penelitian	40

3.5.1. Menetapkan angka untuk variabel dan respon	40
3.5.2. Menyiapkan Tabel penelitian metode <i>RSM Box-Behnken</i>	40
3.5.3. Melakukan Pengeboran Tulang Kortkal.....	41
3.5.4. Prosedur Pengukuran Lubang Bor.....	41
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN.....	44
4.1. Data Hasil Pengukuran Kesalahan diameter Pada Pengeboran Tulang Kortikal	44
4.2. <i>Analysis of Variance</i> (ANOVA) untuk kesalahan diameter Permukaan Atas	48
4.3. <i>Analysis of Variance</i> (ANOVA) untuk kesalahan diameter Permukaan Bawah	50
4.4. Normal Plot Residual.....	52
4.5. Model Matematik Pada Kesalahan diameter Permukaan atas dan Permukaan Bawah	53
4.6. Plot Interaksi.....	54
4.6.1. Analisa Plot Kontur Kesalahan diameter permukaan atas dengan pengeboran kering	54
4.6.2. Analisa Plot Kontur Kesalahan diameter permukaan atas dengan pengeboran menggunakan Opsite.....	56
4.6.3. Analisa Plot Kontur Kesalahan diameter permukaan atas dengan pengeboran menggunakan cairan NaCl.....	58
4.6.4. Analisa Plot Kontur Kesalahan diameter pengeboran bawah dengan pengeboran kering	60
4.6.5. Analisa Plot Kontur Kesalahan diameter permukaan bawah dengan pengeboran menggunakan cairan Opsite.....	62
4.6.6. Analisa Plot Kontur Kesalahan diameter permukaan bawah dengan pengeboran menggunakan cairan NaCl.....	64
4.7. Optimasi Parameter Pengeboran.....	66

4.8. Kualitas <i>Burr</i> yang dihasilkan pasca pengeboran.....	68
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	71
5.1 Kesimpulan	71
5.2 Saran	72
DAFTAR PUSTAKA	73

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
Tabel 2.1. Rekomendasi parameter pengeboran oleh peneliti sebelumnya	19
Tabel 2.2. BBD (<i>Box-Behnken Design</i>) 3 Faktor.....	27
Tabel 3.1. Spesifikasi <i>CNC</i> Miling.....	33
Tabel 3.2. Spesifikasi mata bor	34
Tabel 3.3. Spesifikasi <i>Profil Projector</i>	35
Tabel 3.4. Spesifikasi Miroscop USB	36
Tabel 3.5. Spesifikasi Opsite spray	37
Tabel 3.6. Spesifikasi larutan NaCl.....	38
Tabel 3.7. Kekerasan tulang kortikal	39
Tabel 3.8. Parameter Penelitian (Sumber : Mohammad Reza Effatparvar 2020)..	40
Tabel 3.9. Parameter Penelitian <i>Box-Behnken Design</i>	40
Tabel 3.10. Tabel data Kesalahan diameter atau kesalahan diameter permukaan atas dan permukaan bawah.....	42
Tabel 4.1. Hasil pengukuran Kesalahan diameter atas dan bawah	44
Tabel 4.2. Gambar pengukuran kesalahan diameter atas dan bawah.....	45
Tabel 4.3. <i>Fit Summary</i> untuk kesalahan diameter pada permukaan atas	48
Tabel 4.4. ANOVA untuk kesalahan diameter pada permukaan atas.....	49
Tabel 4.5. <i>Fit Summary</i> untuk kesalahan diameter pada permukaan bawah	50
Tabel 4.6. ANOVA untuk kesalahan diameter permukaan bawah	50
Tabel 4.7. Kriteria untuk optimasi numerik	67

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Halaman
Gambar 2. 1. Tulang Koortikal dan tulang cancellous.....	6
Gambar 2. 2. Gambaran <i>Haversian</i> , termasuk <i>osteosit</i> (Os), <i>osteoblas</i> (Ob), dan sel <i>endotel</i> (En), ditampilkan pada perbesaran 1000x dengan pewarnaan <i>Haematoxylin Eosin</i>	7
Gambar 2. 3. (a) alat pemotong yang memiliki dua alur, (b) alat penggiling ujung yang memiliki bentuk spiral dan (c) berbagai pilihan alat pemotong	9
Gambar 2. 4. Gambar SEM (a–c) permukaan mesin untuk DOC kecil, (d–f) permukaan mesin dan (g–i) permukaan penampang untuk DOC besar. (8°sudut rake, 8° sudut relief, kecepatan potong 33 mm/mnt)	10
Gambar 2. 5. Tinjau ruang lingkup kualitas lubang tulang setelah pengeboran	11
Gambar 2. 6. Kualitas lubang setelah pengeboran tulang kortikal (a) Kualitas lubang ideal, (b–c) lubang dengan pemotongan dan memiliki Burr, (d) pengukuran delaminasi, (e) retakan “tertutup” pada permukaan, (f) retakan “terbuka” pada permukaan lubang	13
Gambar 2. 7. Kualitas posisi lubang setelah pengeboran tulang kortikal. (a) Gambar CT silinder lubang tulang, (b) Gambar optik lubang ovalitas dan silinder dan (c) Lubang tidak melingkar pada pengeboran tidak tegak lurus	15
Gambar 2. 8. Gambar SEM dari <i>burr</i> keluar yang dihasilkan di permukaan bawah tulang tengkorak: (a) ikhtisar generasi <i>burr</i> keluar (b) <i>burr</i> piramida yang dihasilkan oleh alat berujung kerucut (c) delaminasi dan (d) formasi <i>burr</i>	16
Gambar 2. 9. Kualitas lubang-dinding setelah pengeboran tulang kortikal. (a) Partikel tulang, (b) jalur aliran bor (c) analisis <i>histologis morfologi</i> tepi lubang	

dinding lubang (d) lapisan sekitarnya dengan kepadatan tinggi yang dihasilkan oleh palu mikro ultrasonic.....	18
Gambar 2. 10. Bentuk Mata Bor dalam bedah <i>orthopedic</i>	21
Gambar 2. 11. Plot Metode Permukaan Respon	23
Gambar 2. 12. Kontur Metode Permukaan Respon	24
Gambar 2. 13. Penggambaran titik pada BBD	26
Gambar 3.1. Tempat Penelitian (LAB Produksi Jurusan Teknik Mesin UNILA dan SMK Muhammadiyah 2 Kalirejo)	31
Gambar 3.2. <i>CNC milling</i>	33
Gambar 3. 3. Mata Bor Stainless 316L (<i>Orthopedic drillbit</i>).....	34
Gambar 3.4. (a) spesifikasi <i>Profil projector</i>	35
Gambar 3.5. Microscop USB	36
Gambar 3.6. Opsite Spray	37
Gambar 3.7. Cairan NaCl.....	38
Gambar 3.8. Tulang Sapi Segar. Gambar (a) sebelum dipotong dan sudah direndam, Gambar (b) tulang dipotong, Gambar (c) ketebalan tulang	39
Gambar 4.1. plot residual berdistribusi normal (Kesalahan diameter permukaan atas).....	52
Gambar 4.2. plot residual berdistribusi normal (Kesalahan diameter permukaan bawah).....	53
Gambar 4.3. Grafik 3D Respon Kesalahan diameter permukaan atas dengan kondisi pengeboran kering.....	54
Gambar 4.4. Grafik 2D Respon Kesalahan diameter permukaan atas dengan kondisi pengeboran kering.....	55
Gambar 4.5. Grafik 3D Respon kesalahan diameter permukaan atas dengan kondisi pengeboran menggunakan Opsite	56

Gambar 4.6. Grafik 2D Respon kesalahan diameter permukaan atas dengan kondisi pengeboran menggunakan Opsite	57
Gambar 4.7. Grafik 3D Respon kesalahan diameter permukaan atas dengan kondisi pengeboran menggunakan cairan NaCl	58
Gambar 4.8. Grafik 2D Respon kesalahan diameter permukaan atas dengan kondisi pengeboran menggunakan cairan NaCl	59
Gambar 4.9. Grafik 3D Respon Kesalahan diameter permukaan bawah dengan kondisi pengeboran kering	60
Gambar 4.10. Grafik 2D Respon Kesalahan diameter permukaan bawah dengan kondisi pengeboran kering	61
Gambar 4.11. Grafik 3D Respon kesalahan diameter permukaan bawah dengan kondisi pengeboran menggunakan cairan Opsite.....	62
Gambar 4.12. Grafik 2D Respon kesalahan diameter permukaan bawah dengan kondisi pengeboran menggunakan cairan Opsite.....	63
Gambar 4.13. Grafik 3D Respon kesalahan diameter permukaan bawah dengan kondisi pengeboran menggunakan cairan NaCl.....	64
Gambar 4.14. Grafik 2D Respon kesalahan diameter permukaan bawah dengan kondisi pengeboran menggunakan cairan NaCl.....	65
Gambar 4.15. (a) 1500 rpm, 60 mm/min, NaCl (b) 1500 rpm, 60 mm/min, Kering	68
Gambar 4.16 (a) 500 Rpm 35 mm/min Opsite (b) 500 Rpm 85 mm/min Opsite ..	69

I PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Tulang kortikal merupakan susunan dari jaringan ikat sebagai lapisan atau lembaran-lembaran jaringan yang biasa disebut lamellae. Ketebalan dan bentuk lamella dapat berubah dari tulang ke tulang lain dan lokasi tulang. Tulang yang menahan beban seperti tulang paha memiliki lamellae lebih banyak dan lebih tebal dibandingkan dengan tulang *ekstremitas* bagian atas yang kurang menahan beban. (Bilgiç et al., 2020).

Tulang pada manusia dapat mengalami patah yang diakibatkan oleh beberapa kejadian seperti aktivitas olahraga, memanjat, berlari, atau terlibat dalam kecelakaan. Seseorang yang menderita penyakit tertentu juga berisiko tinggi mengalami patah tulang. Dalam hal ini, bagi peneliti penting untuk memahami pola fraktur, arah fraktur, lokasi fraktur, dan mekanisme penguatan pada tulang kortikal. Untuk mencegah kegagalan dalam proses implant atau penyambungan tulang kortikal, ada beberapa aspek yang perlu diperhatikan sebelum pemasangan implant terhadap tulang salah satunya yaitu proses pengeboran terlebih dahulu (Kumar & Ghosh, 2022, Matthews & Hirsch, 1972).

Pengeboran pada tulang kortikal adalah operasi yang pasti dilakukan jika terjadi kecelakaan pada patah tulang dan merupakan prosedur bedah utama sebelum pemasangan baut implan, prosedur dalam pengeboran sangat penting diperhatikan agar pasien tidak mengalami trauma pasca operasi. Sehingga jika proses pengeboran berjalan dengan baik dan benar akan mempengaruhi tingkat keberhasilan operasi dan juga masa pemulihan pada pasien (Wang et al., 2022, Samarasinghe et al., 2019, Fernandes et al., 2018). Keberhasilan ketika operasi pada proses pengeboran yang dilakukan tergantung pada beberapa faktor yaitu kecepatan putar, cairan pendingin, laju pemakanan dan teknik pengeboran.

Kecepatan putar pada pengeboran dan frekuensi getaran juga dapat memengaruhi kerusakan pada tulang. Untuk menurunkan tingkat kerusakan dalam tulang perlu adanya proses pendinginan di suatu titik yang akan di bor (Materials et al., 2020, Effatparvar et al., 2020).

Sebelumnya telah dilakukan penelitian oleh Effatparvar (2020) mengatakan bahwa penggunaan cairan Opsite memiliki risiko infeksi yang lebih rendah, serta kenaikan suhu maksimum yang lebih rendah dengan semua kombinasi parameter pengeboran. Hal ini membuatnya dapat dipertimbangkan dalam operasi klinis untuk aplikasi pendinginan pada proses pengeboran tulang kortikal (Effatparvar et al., 2020). Justin (2022) dalam penelitian yang berjudul “Does Irrigating While Drilling Decrease Bone Damage”, menerangkan bahwasannya dengan metode percobaan yang dilakukan menggunakan tibia tulang hewan, menyimpulkan untuk menyarankan penggunaan larutan NaCl sebagai media pendinginan ketika proses pengeboran berlangsung, hal ini dapat mengurangi perubahan suhu yang lebih kecil dan *osteonecrosis* akut yang lebih rendah (Justin et al., 2022).

Penelitian yang dilakukan oleh Robles Linares (2021) mengatakan, dengan analisis SEM dan uji histologis hal yang harus diperhatikan paling utama pada proses pengeboran adalah kerusakan mekanis dan kerusakan thermal yang disebabkan pengaruh parameter pengeboran yang tidak tepat seperti, kecepatan putar, laju pemakanan, pemberian cairan pendingin dan juga diameter mata bor selama proses pengeboran berlangsung (Bruce et al., 2015, Robles-Linares et al., 2021). Dari beberapa kajian di atas menunjukkan belum adanya kajian yang signifikan tentang parameter pengeboran yang paling berpengaruh terhadap kerusakan tulang. Maka dari itu penulis mencoba untuk mengkaji parameter-parameter dalam proses pengeboran tulang kortikal dengan analisis statis *Respon Surface Methode (RSM)* guna menentukan parameter yang dominan terhadap kerusakan tulang kortikal tersebut.

1.2. Rumusan Masalah

Dalam kajian ini dapat ditarik rumusan masalah sebagai berikut :

1. Bagaimana pengaruh parameter yang digunakan dalam proses pengeboran pada tulang kortikal.
2. Bagaimana pengaruh proses pengeboran terhadap kesalahan diameter tulang kortikal.
3. Bagaimana kondisi optimum dalam pengeboran tulang kortikal.

1.3. Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari kajian parameter proses pengeboran terhadap kerusakan tulang kortikal adalah sebagai berikut:

1. Menentukan tingkat kesalahan diameter permukaan atas dan permukaan bawah dalam proses pengeboran tulang kortikal.
2. Menentukan pengaruh parameter pengeboran terhadap kerusakan permukaan tulang kortikal.
3. Menentukan kondisi optimum parameter yang digunakan dalam proses pengeboran tulang kortikal.

1.4. Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Tulang yang digunakan dalam kajian ini adalah tulang sapi segar.
2. Parameter dalam penelitian ini adalah, kecepatan putar, laju pemakanan, cairan pendingin.
3. Kerusakan tulang yang diukur adalah kesalahan diameter permukaan atas dan kesalahan diameter permukaan bawah.
4. Variasi kecepatan putar 500, 1000 dan 1500 rpm.
5. Variasi laju pemakanan 35, 65, dan 85 mm/min.
6. Variasi cairan pendingin Opsite, Kering, dan NaCl.
7. Pengolahan data hasil eksperimen menggunakan metode *Respon Surface Methode (RSM)*.

1.5. Sistematika Penulisan

Adapun sistematika penulisan untuk penelitian ini yaitu sebagai berikut:

Bab II. Tinjauan Pustaka, pada bab ini berisikan tentang berbagai macam tulang, patahan pada tulang, kerusakan mekanis dan thermal pada tulang, prosedur perbaikan tulang, parameter dalam pengeboran tulang, metode static (*RSM*), dan juga ANOVA.

Bab III. Metodologi Penelitian, berisikan tentang metode yang digunakan dalam penelitian, peralatan, bahan penelitian, waktu dan juga tempat pelaksanaan penelitian yang dilakukan oleh penulis.

Bab IV. Hasil dan Pembahasan, berisikan hasil eksperimen, ANOVA dari kesalahan diameter permukaan atas dan bawah pada pengeboran tulang kortikal, model matematik dalam, plot interaksi, diagram 3d surface, *burr* yang dihasilkan pasca pengeboran dan optimasi parameter pengeboran.

Bab V. Kesimpulan dan Saran, berisikan simpulan singkat dari percobaan yang dilakukan dan juga saran.

Daftar Pustaka. berisikan tentang referensi ataupun teori – teori yang mendukung untuk keberhasilan dalam penelitian ini.

II TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Tulang

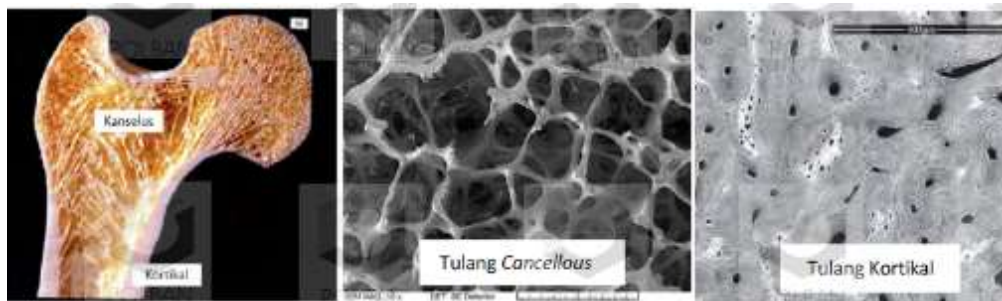
Tulang memiliki berbagai fungsi dalam tubuh kita, antara lain sebagai penopang mekanis, tempat penyimpanan mineral, produksi sel darah, dan pelindung organ vital seperti otak, sumsum tulang belakang, paru-paru, dan jantung. Selain itu, tulang juga merupakan sumber utama *mesenchymal stem cell* (MSC) yang ada dalam tubuh. Struktur tulang yang kaku memberikan tempat perlekatan bagi otot rangka dan mendukung gerakan tubuh. Sementara itu, elastisitas tulang mencegah patah tulang. Bentuk tulang yang bervariasi, seperti pipih, panjang, pendek, dan tidak beraturan, juga mempengaruhi fungsi dan aktivitasnya. (Bilgiç et al., 2020)

2.1.1. Tulang Kortikal

Pada dasarnya, tulang kortikal adalah jaringan penghubung yang tersusun dalam bentuk lapisan atau lempeng yang disebut lamellae. Ketebalan dan bentuk lamella dapat bervariasi antara satu tulang dengan tulang lainnya, tergantung pada lokasi tulang tersebut. Tulang yang menopang beban, seperti tulang paha, memiliki lebih banyak lamellae yang lebih tebal dibandingkan dengan tulang ekstremitas atas yang tidak terbebani sebanyak itu. Secara horizontal, lamellae ini lebih tebal di daerah yang menerima beban, seperti di tulang paha manusia. Di sana, lamellae lebih tebal di bagian tengah dan depan dibandingkan dengan korteks sisi dan belakang. Serat kolagen dalam lamellae juga tersusun secara teratur, membentuk struktur yang kokoh dan melingkar untuk menahan beban *fisiologis*.

Jaringan ini menyumbang sekitar 80% dari total massa kerangka tubuh kita. Seluruh tulang ditutupi oleh periosteum (Bilgiç et al., 2020). Tulang terdiri dari sel-sel yang memiliki fungsi tertentu. Terdapat tiga jenis sel yang membentuk

tulang, yaitu sel *osteoklas*, *sel osteoblas*, dan *sel osteosit*. *Sel osteoklas* berukuran sekitar 20-100 μm dan berperan dalam meresorpsi dan merekonstruksi tulang. Sementara itu, *sel osteoblas* dengan ukuran sekitar 20-25 μm bertanggung jawab dalam sintesis komponen organik tulang. *Osteoblas* yang aktif memiliki bentuk kubus, namun saat tidak aktif, bentuknya tetap kubus namun dengan keadaan yang lebih kosong atau kempis. Aktivitas utama sel *osteoblas* adalah membentuk matriks tulang. Setelah proses pembentukan selesai, *sel osteoblas* berubah menjadi *sel osteosit*. *Sel osteosit* berperan dalam menjaga matriks tulang yang telah mengalami mineralisasi.



Gambar 2. 1. Tulang Koortikal dan tulang cancellous

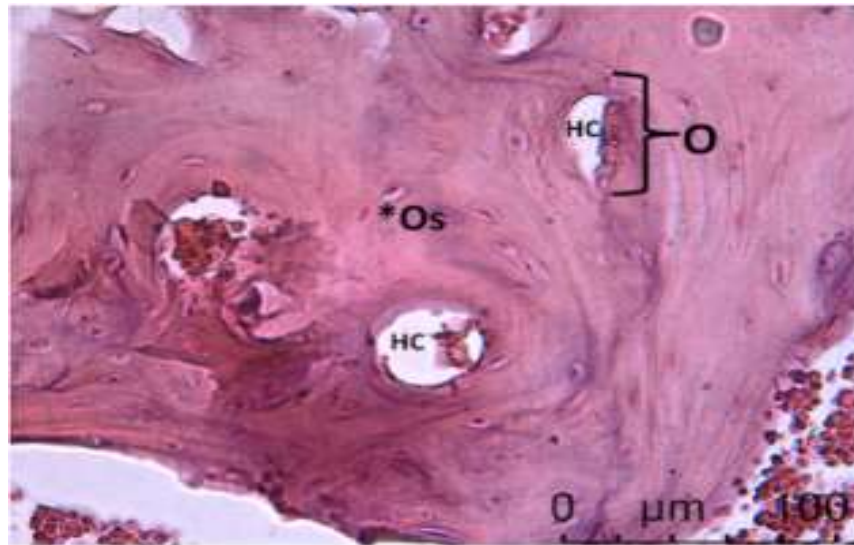
2.1.2. Tulang *Trabekular (Spons)*

Tulang *trabekuler* adalah jaringan ikat yang mengandung lamellae, di mana serat kolagen tersusun secara tidak beraturan. Trabekular yang mengandung lamela ini saling terhubung satu sama lain, membentuk jalinan jaringan trabekula. Tulang trabekuler terdapat di dalam metafisis, epifisis, dan rongga meduler di ujung tulang panjang, serta pada tulang pendek. Aktivitas metabolisme seperti produksi sel tulang dan pertukaran mineral lebih tinggi pada tulang trabekuler dibandingkan dengan tulang kortikal (Bilgiç et al., 2020).

2.1.3. Microstruktur Tulang

Tulang dewasa atau sekunder terdiri dari lamellae teratur atau tidak teratur serta sistem Haversian atau sistem trabekuler. *Matriks ekstraseluler organik (ECM)* dalam tulang, yang terutama terdiri dari kolagen tipe I, air, dan *hidroksiapatit*

(HA), membentuk struktur mikro dari tulang kortikal dan trabekuler. Komposisi serat dan mineral kolagen membedakan jenis tulang yang berbeda. Dalam ECM, serat kolagen membentuk lamellae dengan orientasi paralel dan membentuk bentuk spiral. Kristal Nano HA terdapat di antara serat kolagen, memberikan kekuatan dan struktur yang kaku pada jaringan tulang (Bilgiç et al., 2020).



Gambar 2. 2. Gambaran *Haversian*, termasuk *osteosit* (Os), *osteoblas* (Ob), dan sel *endotel* (En), ditampilkan pada perbesaran 1000x dengan pewarnaan *Haematoxylin Eosin*

2.2. Patah Tulang

Patah tulang, yang biasa disebut sebagai fraktur, terjadi ketika kontinuitas tulang terputus akibat trauma, tekanan, atau stres yang berlebihan. Patah tulang dapat terjadi dalam berbagai bentuk, termasuk patah lengkung, patah melintang, atau patah spiral, tergantung pada mekanisme cedera dan kekuatan yang bekerja pada tulang (Peng et al., 2017).

Patah tulang diakibatkan karena terjadinya kecelakaan pada saat berkendara, memiliki penyakit osteoporosis, dan kekurangan nutrisi. Tulang yang patah dapat disembuhkan/diperbaiki, dan diganti dengan bantuan material atau biasa disebut dengan biomaterial. Proses perbaikan tulang pada umumnya dilakukan dengan pemasangan alat bantu material dengan cara diimplankan dan dilakukan proses

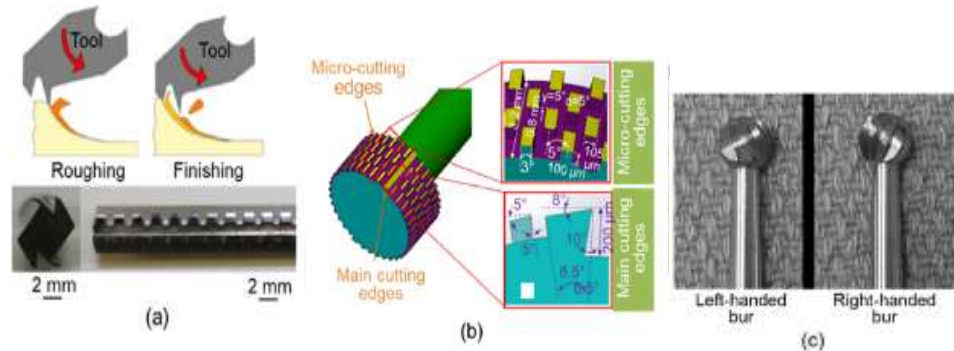
pengeboran di daerah yang akan dilakukan perbaikan. Tulang yang patah memiliki retakan sehingga pada proses pengeboran diperlukan parameter optimum seperti kecepatan putar, laju pemakanan, dan cairan pendingin yang tidak menyebabkan penambahan panjang retak dan kerusakan pada jaringan tulang (Zhang et al., 2022).

2.3. Pengeboran Tulang

Sebelum dilakukannya pemasangan baut ulir kortikal terlebih dahulu dilakukan pengeboran terhadap tulang guna mendapatkan kualitas lubang yang baik, kepresisian baut ulir kortikal juga dapat berdampak pada saat pemasangan *implant* (Ibrahim, et al., 2019). Pengeboran tulang dengan diameter besar dan kedalaman lubang pengeboran dapat menghasilkan panas yang besar dan kerusakan termal jika dilakukan dalam satu langkah (Timon & Keady, 2019, Feldmann et al., 2016). Beberapa Studi telah dilakukan untuk menyelidiki pembentukan lubang dalam beberapa langkah baik untuk proses pengeboran tulang dalam arah radial maupun aksial. Diameter pengeboran yang meningkat secara bertahap dapat dicapai dengan pra-pengeboran atau menggunakan bor langkah, penggunaan bor langkah juga dapat mempengaruhi keausan mata bor dan kekasaran lubang bor (Dwiastanto et al., 2020).

Ide pra *drilling* dengan bor yang lebih kecil pertama kali diperkenalkan ke pengeboran tulang pada tahun 1972 oleh Matthews dan Hirsch (Matthews & Hirsch, 1972). Studi klinis dan eksperimental menemukan bahwa pra-pengeboran dapat meminimalkan kerusakan termal (Matthews et al., 1984, Itay & Tsur, 1983) mengurangi waktu pengeboran untuk jalur pengeboran akhir dan tidak menyebabkan peningkatan infeksi atau komplikasi lain (Hutchinson et al., 2000). Dalam proses pra-pengeboran, proses pelubangan dilakukan secara bertahap dengan langkah-langkah yang berbeda, di mana jeda waktu diberikan antara pergantian mata bor, untuk mendinginkan tulang dan mengurangi pembentukan panas serta kenaikan suhu pada setiap langkah. Namun, metode ini memperpanjang waktu pengeboran dan operasi. Untuk mengatasi masalah waktu operasi, dapat digunakan mata bor berjenis *twist drill* untuk mencapai pengeboran radial yang bertahap. Penggunaan mata bor berjenis *twist drill* yang meruncing juga dapat menghasilkan ukuran partikel tulang yang lebih kecil, yang lebih diinginkan karena

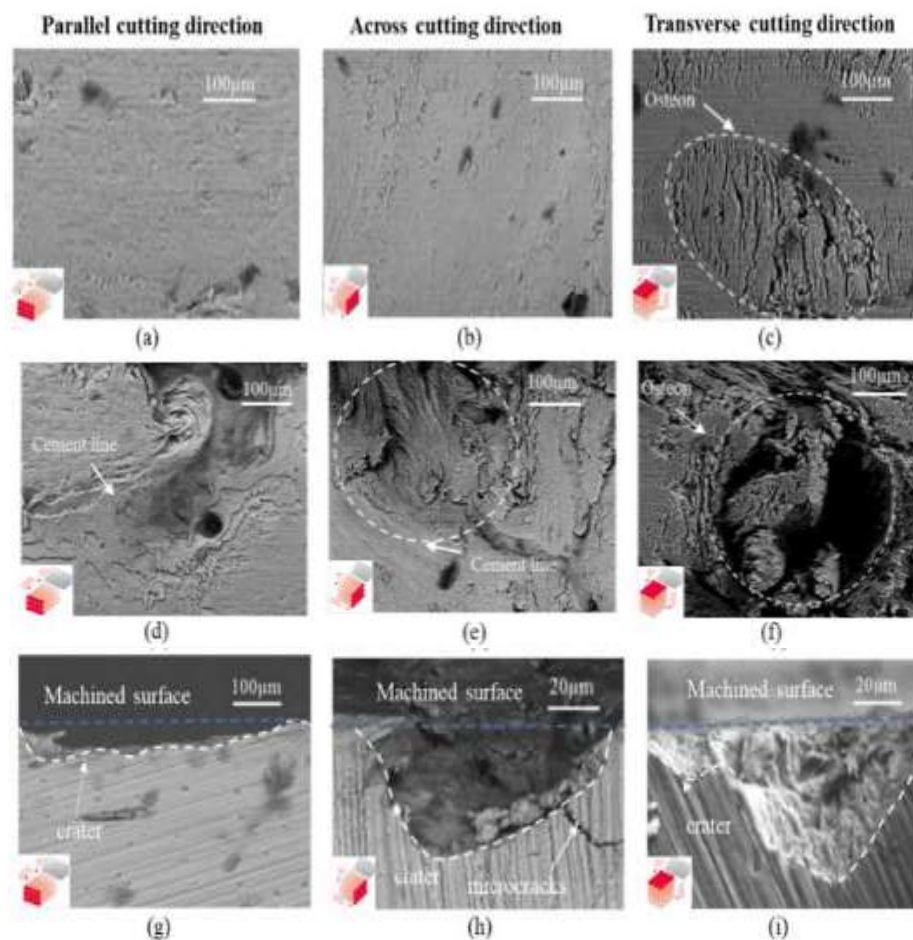
mempercepat resorpsi (Feldmann et al., 2016). Saat mengebor beberapa lubang dengan bor putar, interval waktu yang lebih pendek antara lintasan bermanfaat karena mengurangi waktu paparan panas total. Selanjutnya, mengoptimalkan urutan pengeboran berpotensi mengurangi kerusakan termal (Bruce et al., 2015).



Gambar 2. 3. (a) alat pemotong yang memiliki dua alur, (b) alat penggiling ujung yang memiliki bentuk spiral dan (c) berbagai pilihan alat pemotong

2.4. Kerusakan Mekanis dan Termal Pada permukaan pasca Pengeboran Tulang Kortikal

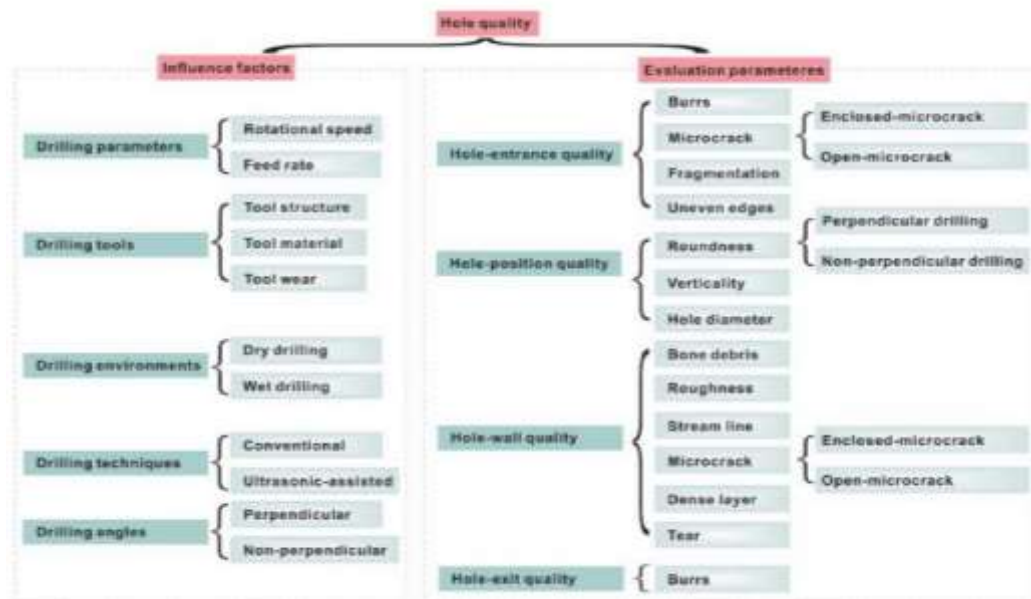
Arah pemotongan merupakan peran yang penting dalam morfologi permukaan mesin untuk mekanisme pembentukan chip yang berbeda dan sifat perambatan retakan dalam proses pengeboran. Kecepatan dan *Depth of Cut (DOC)*, *Tool Diameter (TD)*, dan *Process Damping (PD)* mempengaruhi kekasaran permukaan. Permukaan memiliki kekasaran terbesar dan terendah tergantung pada perambatan retakan sepanjang garis semen. Ini memfasilitasi *osteon pull-out* dan pembentukan cacat kawah, yang menghasilkan permukaan kasar pada TD. Mekanisme penghilangan material juga memiliki kesamaan dengan mekanisme penghilangan DOC, yang mempengaruhi morfologi dan kekasaran permukaan. Pada DOC kecil, sedikit atau bahkan tidak ada cacat yang terlihat pada permukaan mesin dan di bawah permukaan. Namun, peningkatan retakan dan pembentukan cacat teramati pada DOC yang lebih besar, yaitu 70 μm . Ketika DOC meningkat menjadi 140–150 μm dalam semua arah pemotongan muncul kawah yang parah, cacat, retakan, dan kanal *Haversian* yang terbuka (Zhang et al., 2022).



Gambar 2. 4. Gambar SEM (a–c) permukaan mesin untuk DOC kecil, (d–f) permukaan mesin dan (g–i) permukaan penampang untuk DOC besar. (8° sudut rake, 8° sudut relief, kecepatan potong 33 mm/mnt)

2.5. Kerusakan Mekanis Kualitas Lubang Pada Proses Pengeboran Tulang Kortikal

Pada dasarnya, kualitas lubang sangat penting dalam menjaga stabilitas implantasi atau perbaikan setelah operasi. Hal ini sangat berpengaruh terhadap kekuatan antara baut ulir kortikal dengan tulang. Ketika mempertimbangkan pemasangan dan pelepasan baut ulir kortikal, integrasi yang kuat antara komponen tulang dan fiksasi sangat diperlukan. Berdasarkan penelitian terkait, kualitas lubang tulang kortikal dapat dikategorikan menjadi empat kategori mekanis, yaitu kualitas lubang masuk, akurasi posisi lubang, kualitas dinding lubang, dan kualitas lubang keluar.



Gambar 2. 5. Tinjau ruang lingkup kualitas lubang tulang setelah pengeboran

2.5.1. Kualitas Lubang Pasca Proses Pengeboran

Tujuan utama adalah menciptakan area kontak yang baik antara implantasi dan tulang dengan menggunakan lubang yang ideal dalam operasi. Lubang tersebut harus bebas dari kerusakan, berbentuk circular, dan memiliki ukuran yang sama dengan bor yang digunakan (Ibrahim, et al., 2019). Namun, saat melakukan pengeboran pada tulang kortikal, seringkali terjadi berbagai cacat seperti, burr yang berlebih, delaminasi, retakan micro, dan lain sebagainya (Noorazizi et al., 2017).

Desain dan parameter bor sangat penting dalam pembentukan lubang dengan sifat *burr* dan kesalahan diameter yang baik di permukaan tulang. Dibandingkan dengan bor berlapis abrasif dan berongga, bor putar memberikan hasil pengeboran yang lebih halus dan berbentuk lingkaran pada pengeboran tegak lurus (Ibrahim, et al., 2019). Hal ini disebabkan oleh ujung potong yang tajam yang memungkinkan penghilangan material dengan mekanisme geser. Sementara itu, bor berlapis abrasif dan berongga cenderung menghasilkan gerinda dan lubang yang tidak berbentuk lingkaran karena mekanisme

penghilangan materialnya terjadi melalui abrasi dan kurangnya evakuasi serbuk yang efisien. Kualitas lubang, yang diukur berdasarkan sifat *burr* dan sirkularitasnya, dapat dipengaruhi oleh peningkatan laju pemakanan (50-200 mm/menit) dan kecepatan rotasi (1000-2000 rpm) selama pengeboran (Noorazizi et al., 2017). Faktor-faktor seperti sudut penetrasi (sudut antara permukaan normal dan sumbu bor), sudut titik, sudut *heliks*, dan ketebalan badan bor memiliki pengaruh yang kurang signifikan terhadap sifat durif dan retakan mikro di sekitar tepi lubang. Namun, masih perlu dilakukan lebih banyak penelitian untuk menginvestigasi jumlah, panjang, dan lebar retakan mikro di sekitar pintu masuk lubang bor (Shu et al., 2020).

Selain itu, salah satu parameter penting lainnya yang mempengaruhi kualitas permukaan lubang adalah sudut penetrasi. Hal ini karena pada pengeboran non-tegak lurus terjadi ketidakrataan permukaan tulang atau letak pembedahan yang spesifik. Sudut penetrasi 30° menghasilkan permukaan lubang yang lebih kasar dibandingkan dengan pengeboran tegak lurus ($\theta = 0^\circ$) karena penetrasi yang lebih besar dapat menyebabkan keausan bor. Untuk mengatasi masalah ini, penggunaan bor langkah dengan tip yang unik, ketebalan ujung tipis sebesar 17%, sudut titik optimal langkah pertama sebesar 45° , sudut titik langkah kedua sebesar 90° , dan busur transisi sebesar 0,6 mm dapat meningkatkan kualitas pintu masuk lubang dengan mengurangi jumlah retakan mikro tertutup dan cacat (Zhang et al., 2022).

Pengukuran kesalahan diameter hasil dari pengeboran dapat digunakan berbagai macam alat seperti *CMM*, *Profil Projector*, *Roundness Tester* dan masih banyak lainnya. Pengukuran yang dilakukan dengan *microscop profil projector* dilakukan dengan menggunakan metode diameter. Langkahnya, lubang diberi titik ukur dengan posisi yang bertolak belakang, kemudian lubang diukur dengan jarak yang sudah ditentukan dan terakhir hasil dari pengukuran di rata-ratakan. Kesalahan diameter permukaan lubang adalah perbedaan antara permukaan sebenarnya dari lubang dengan permukaan ideal yang diinginkan. Ada beberapa metode untuk menghitung rata-rata kesalahan diameter permukaan lubang, diantaranya sebagai berikut :

$$\bar{d} = \frac{d_{ukur}}{n} - d_{asli}$$

Dimana :

\bar{d} : rata-rata kesalahan diameter

d_{ukur} : penjumlahan banyaknya diameter yang diukur

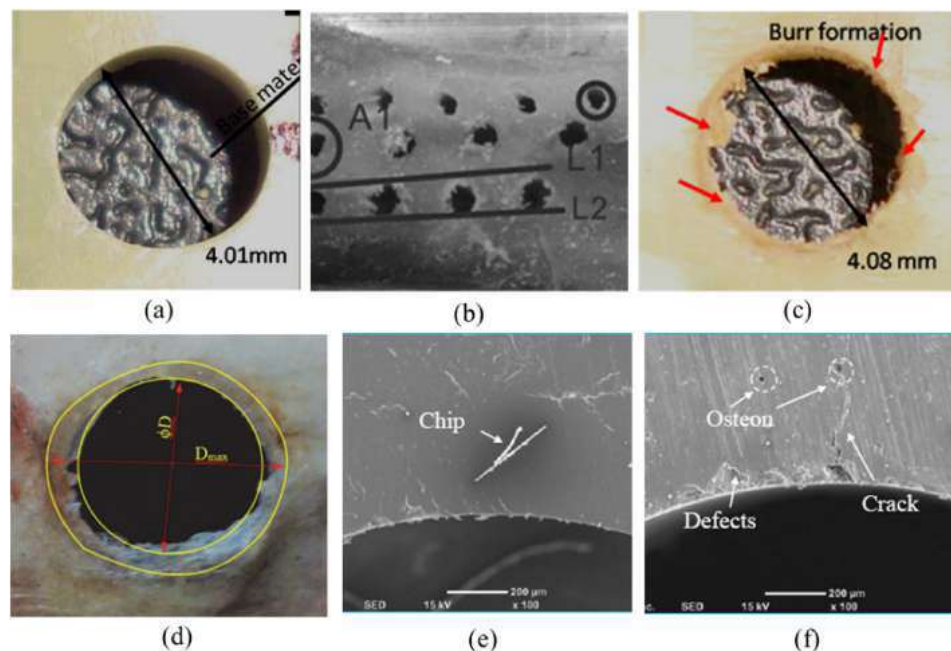
d_{asli} : diameter asli (diameter mata bor)

n : jumlah total titik yang diukur

Cara pengukurannya adalah ;

- Ukurlah kesalahan diameter pada titik di lingkaran hasil dari pengeboran
- Jumlahkan semua hasil pengukuran kesalahan diameter yang sudah di ukur
- Bagi total kesalahan diameter yang sudah di ukur dengan banyaknya pengukuran
- Kemudian kurangi dengan diameter sebenarnya untuk mendapatkan selisih dari kesalahan diameter

Gambar 2.6 adalah beberapa contoh gambar hasil pengeboran tulang kortikal dengan berbagai kualitas lubang bor.

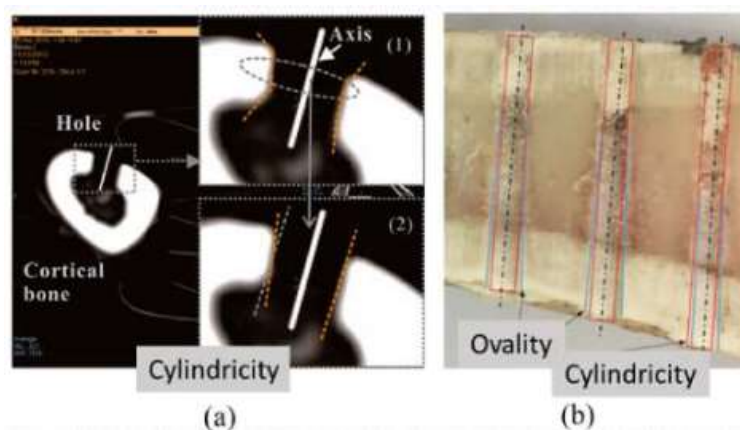


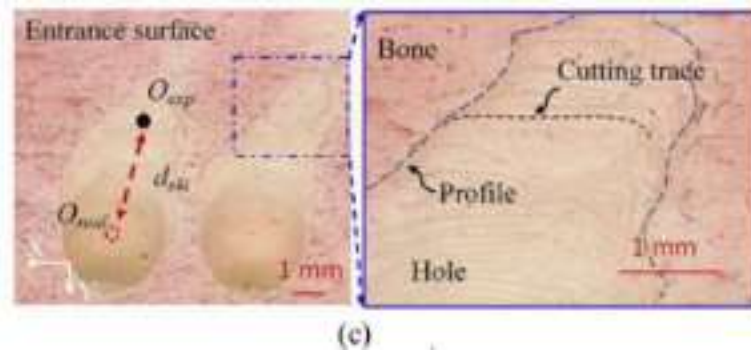
Gambar 2. 6. Kualitas lubang setelah pengeboran tulang kortikal (a) Kualitas lubang ideal, (b–c) lubang dengan pemotongan dan memiliki Burr, (d) pengukuran delaminasi, (e) retakan “tertutup” pada permukaan, (f) retakan “terbuka” pada permukaan lubang

2.5.2. Posisi Lubang bor dan Kesalahan Geometrik

Bentuk lubang dapat tidak berbentuk silinder karena sumbu lubang tidak sejajar dengan sumbu yang diinginkan saat proses pengeboran dilakukan oleh ahli bedah tanpa pelat pemandu atau bantuan robot. Geometri bor yang digunakan juga mempengaruhi defleksi dinding lubang (Ibrahim, et al., 2019). Kecepatan putar dan laju pemakanan yang tinggi dapat menyebabkan bentuk lubang yang seharusnya berbentuk silinder atau lingkaran menjadi oval. Diameter lubang juga merupakan parameter penting karena secara langsung mempengaruhi stabilitas implantasi sekrup. Getaran ultrasonik yang diterapkan pada bor juga mempengaruhi diameter lubang karena adanya pemulihan elastis jaringan tulang setelah alat pengebor dilepas (Koluçik et al., 2020).

Penempatan mata bor sepanjang permukaan tulang secara langsung mempengaruhi akurasi posisi lubang serta sekrup atau pin yang akan ditempatkan di dalamnya. Dalam bedah ortopedi, sering kali dilakukan pengeboran lubang dengan aspek rasio yang tinggi. Mata bor dengan aspek rasio besar (panjangnya biasanya lebih dari 60 mm dan diameter lebih kecil dari 4,2 mm) rentan terhadap pembengkokan. Kemampuan ahli bedah untuk mengebor dengan akurasi juga terbatas, terutama pada sudut penetrasi yang lebih besar dari 30° (Li et al., 2016).



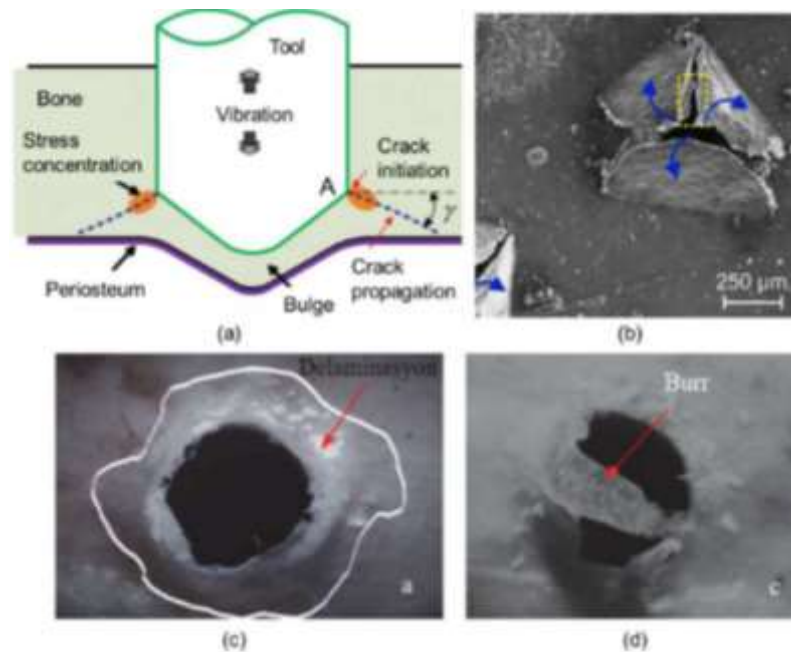


Gambar 2. 7. Kualitas posisi lubang setelah pengeboran tulang kortikal. (a) Gambar CT silinder lubang tulang, (b) Gambar optik lubang ovalitas dan silinder dan (c) Lubang tidak melingkar pada pengeboran tidak tegak lurus

2.5.3. Kualitas Dinding Lubang Pasca Pengeboran

Dalam konteks karakterisasi permukaan mesin, terdapat beberapa variabel yang sering digunakan. Variabel tersebut tergantung pada parameter pengeboran, geometri mata bor, dan teknik pengeboran. Pada kecepatan pemotongan tinggi sebesar 3000 rpm dengan diameter bor 4 mm, kepingan (*chip*) akan mengikis dinding sekitarnya dengan gaya sentrifugal yang lebih besar. Hal ini akan meningkatkan kekasaran permukaan. Dalam situasi ini, kekasaran permukaan akan meningkat seiring dengan peningkatan laju pemakanan (dari 50 hingga 150 mm/menit).

Laju pemakanan yang lebih besar menyebabkan volume chip yang dihilangkan per satuan waktu meningkat, yang pada gilirannya menghasilkan ukuran chip yang lebih tebal. Ukuran chip yang lebih tebal akan dihilangkan dalam mode SCC (*Single Cutting Condition*) atau FC (*Full Cutting*) (Sheng, 2016). Mata bor umumnya memberikan permukaan dengan kekasaran yang lebih rendah dibandingkan dengan alat yang dilapisi abrasif dan berongga. Hal ini disebabkan oleh pengurangan gaya pemotongan dan kemudahan dalam evakuasi chip. Sebagai contoh, misalkan kekasaran rata-rata permukaan lubang bor konvensional adalah $1,75 \mu\text{m}$, sedangkan dengan menggunakan pengeboran VA, kekasaran rata-rata permukaan dapat mencapai $1,37 \mu\text{m}$.



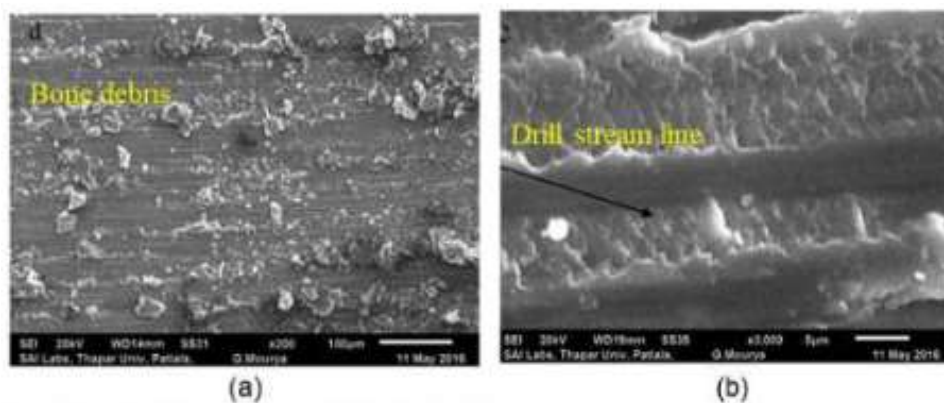
Gambar 2. 8. Gambar SEM dari *burr* keluar yang dihasilkan di permukaan bawah tulang tengkorak: (a) ikhtisar generasi *burr* keluar (b) *burr* piramida yang dihasilkan oleh alat berujung kerucut (c) delaminasi dan (d) formasi *burr*

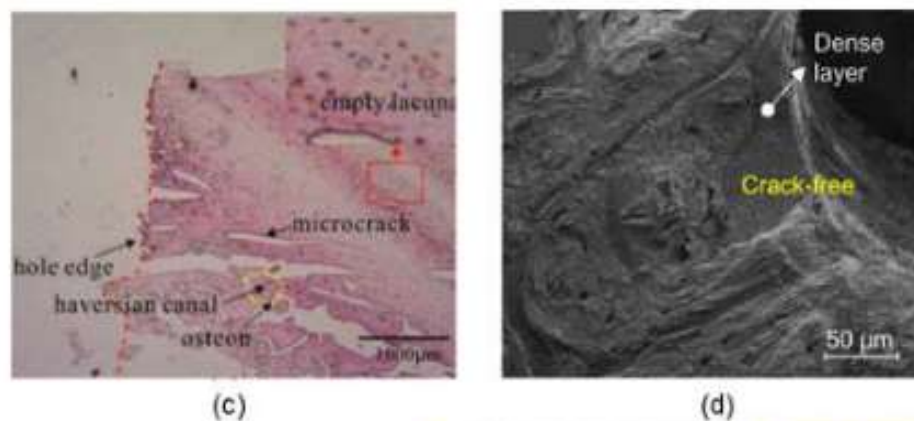
2.5.4. Microcracks Pada Tulang Kortikal Pasca Pengeboran

Secara garis besar, kesimpulan dari analisis histologis pada Gambar 2.8 c adalah bahwa robekan jaringan terjadi pada tingkat mikroskopis dalam jaringan tulang. Robekan ini dapat menyebabkan keretakan pada tulang dan masih belum sepenuhnya dipahami dengan jelas, ditemukan juga bahwa jumlah retakan, lebar, dan panjang retakan mikro yang terbentuk meningkat ketika kecepatan putar menurun atau laju pemakanan meningkat, baik pada pengeboran konvensional maupun pengeboran *Virtual Assistant* (VA). Sebagai contoh, pada pengeboran konvensional retakan yang lebih panjang, lebih lebar, dan lebih banyak terbentuk pada kecepatan putar yang lebih rendah (1000 rpm) dibandingkan dengan kecepatan yang lebih tinggi (3000 rpm). Panjang dan lebar retakan juga meningkat seiring dengan peningkatan laju pemakanan dari 10 menjadi 50 mm/min.

Dalam konteks ini, analisis histologis dengan menggunakan pemotongan jaringan tulang skala milimeter (mm) membantu dalam pemahaman lebih lanjut tentang dampak kecepatan putar dan laju pemakanan terhadap pembentukan retakan mikro pada tulang (Singh et al., 2021). Penurunan retakan mikro yang signifikan dalam bentuk jumlah, dimensi, dan kepadatan retakan mikro dihasilkan pada permukaan bor bagian dalam dengan pengeboran VA dibandingkan dengan pengeboran konvensional karena gaya pengeboran yang dihasilkan (Singh et al., 2021, Gupta et al., 2017). Panjang maksimum retakan mikro yang dihasilkan oleh pengeboran konvensional melebihi 300 μm dapat menyebabkan patah tulang atau kerusakan pada area struktur tulang yang lemah karena dapat menembus osteon. Sementara rata-rata panjang microcracks untuk pengeboran vibrasi adalah sekitar 100 μm , yang mungkin dapat diperbaiki dengan remodelling sendiri pada tulang (Gupta et al., 2017). Semua penelitian ini menunjukkan bahwa gaya pemotongan dan torsi terkait dengan retakan mikro yang dihasilkan selama pengeboran.

Retakan mikro yang intens dan lebar mengurangi stabilitas antara sekrup dan tulang. Hal ini mengakibatkan penurunan kekuatan tarik sekrup. Ketika lubang dibor pada tulang dengan kekasaran permukaan yang lebih besar, kekuatan tarik menjadi lebih tinggi karena permukaan yang kasar tersebut memberikan lebih banyak penahan. Namun, hubungan antara kekasaran permukaan dan pembentukan retakan yang dapat menyebabkan kegagalan implan masih belum jelas (Noorazizi et al., 2017).





Gambar 2. 9. Kualitas lubang-dinding setelah pengeboran tulang kortikal. (a) Partikel tulang, (b) jalur aliran bor (c) analisis *histologis morfologi* tepi lubang dinding lubang (d) lapisan sekitarnya dengan kepadatan tinggi yang dihasilkan oleh palu mikro ultrasonic

2.6. Parameter Pengeboran Pada Tulang

Parameter-parameter pengeboran seperti kecepatan putar, laju pemakanan, kedalaman lubang bor, dan diameter mata bor memiliki pengaruh signifikan terhadap pembangkitan panas dalam proses pengeboran tulang. Oleh karena itu, penting untuk melakukan penelitian yang cermat untuk mengeksplorasi dampak-dampaknya terhadap kerusakan termal setelah pengeboran. Dalam pengeboran, parameter-parameter yang digunakan dapat memiliki pengaruh terhadap kerusakan termal pada tulang. Selain memperhatikan suhu maksimum (T_{max}), pengetahuan tentang daerah *osteonekrosis* termal juga diperlukan. Daerah *osteonekrosis* termal dapat diukur dengan diameter *osteonekrosis* (OD) dan kedalaman *osteonekrosis* (OH). OD mengacu pada arah radial dari daerah *osteonekrosis*, sedangkan OH mengacu pada arah aksial dari daerah *osteonekrosis*. Studi terbaru telah meneliti hubungan antara geometri mata bor, kepadatan tulang, dan sistem irigasi dengan diameter *osteonekrosis* (OD) (Aghvami et al., 2018). Namun, studi-studi ini belum menganalisis kedalaman *osteonekrosis* (OH), yang juga penting untuk melakukan perkiraan komprehensif terkait kerusakan termal pada tulang (Akhbar & Yusoff, 2019). Tabel 2.1 adalah Tabel parameter yang direkomendasikan oleh peneliti-peneliti sebelumnya.

Tabel 2.1. Rekomendasi parameter pengeboran oleh peneliti sebelumnya

Author	Recommended bone-drilling parameters			
	Rotational speed (rev min ⁻¹)	Feed rate (mm rev ⁻¹)	Drilling hole depth (mm)	Drill bit Diameter (mm)
Present study	50–100	0.16–0.18	Low	Small
Oliveira <i>et al</i> [57]			Low	
Augustin <i>et al</i> [17]	188	0.11		Small
Akhbar and Yusoff [18]	1,000	0.2	Low	Small
Omar and Mckinley [19]	500			Insignificant
Hillery and Shuaib [20]	800–1,400		Low	
Karaca <i>et al</i> [25]	200	0.35		
Davidson and James [26]	100			
Jacob <i>et al</i> [23]	750–1,250			
Lee <i>et al</i> [36]	400	0.495	Low	Large
Lee <i>et al</i> [55]	800	0.11	Low	
Chen <i>et al</i> [21]	50			
Sharawy <i>et al</i> [24]	1,650–2,000			
Pandey and Panda [29]	500	0.08		
Garg <i>et al</i> [22]	2,500	0.02		
Heydari <i>et al</i> [27]	500	0.06		
Feldman <i>et al</i> [13]			Low	
Katic <i>et al</i> [33]			Low	
Alam <i>et al</i> [3]	1,000	0.03		
Muffly <i>et al</i> [52]				Small
Gholampour <i>et al</i> [34]	2,000		Low	
Aghvami <i>et al</i> [41]	350			Small
Pandithevan <i>et al</i> [28]	500	0.08		

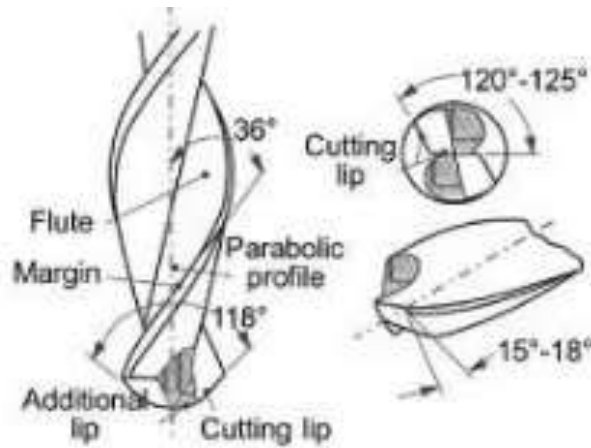
2.6.1. Mata Bor Untuk Pengeboran Tulang

Mata bor pada proses pengeboran tulang pada operasi bedah umumnya terbuat dari beberapa bahan, seperti paduan baja tahan karat, tungsten karbida, paduan titanium, keramik, dan berlian (Axinte et al., 2019). Baja tahan karat, terutama baja austenitik 316l adalah bahan yang paling umum digunakan untuk mata bor tulang. Bahan ini dipilih karena ketangguhannya, ketahanan terhadap korosi, dan biaya produksi yang relatif rendah (Addepalli et al., 2021). Karbida tungsten memberikan masa pakai yang lebih lama dibandingkan baja tahan karat karena memiliki ketahanan dan kekuatan korosi yang lebih baik. Oleh karena itu, karbida tungsten sering dipilih sebagai pilihan yang lebih ekonomis untuk alat bedah yang dapat digunakan kembali (Al-Omari et al., 2001). paduan titanium adalah pilihan yang ideal untuk implan bedah karena sifat anti-magnetik, ketahanan terhadap korosi, bobot ringan, dan kekuatan tingginya. Di sisi lain, mata bor berbahan keramik memiliki keunggulan seperti ketahanan

terhadap suhu tinggi, abrasi, dan korosi, serta afinitas kimia yang baik. Namun, alat mata bor keramik juga memiliki beberapa keterbatasan, seperti ketahanan yang rendah terhadap guncangan mekanis, ketangguhan retak, dan konduktivitas termal yang rendah.

Untuk mengatasi beberapa keterbatasan tersebut, intan sering kali digunakan. Kekerasan intan yang unggul memungkinkannya dilapisi pada ujung mata bor. Hal ini bertujuan untuk menghasilkan lapisan permukaan tulang yang halus saat dilakukan prosedur bedah. Dengan menggunakan intan, proses pemotongan menjadi lebih efisien dan risiko kerusakan pada alat pemotong berkurang. Dengan demikian, meskipun ada perbedaan dalam bahasa yang digunakan, pada dasarnya kita menjelaskan tentang penggunaan paduan titanium dan alat pemotong keramik dalam bedah. Titanium digunakan sebagai bahan implan karena sifat-sifatnya yang unggul, sedangkan alat pemotong keramik memiliki keunggulan tertentu, tetapi juga memiliki keterbatasan. Dalam beberapa kasus, intan digunakan untuk meningkatkan kinerja alat pemotong tersebut (Sumer et al., 2011).

Baja tahan karat austenitik dan baja tahan karat presipitasi memiliki sifat ketahanan korosi yang baik. Namun, keduanya tidak terlalu keras dan mudah aus saat digunakan untuk memotong tulang atau jaringan keras lainnya (Nilay et al., 2016). Untuk meningkatkan daya tahan, telah dilakukan penelitian mengenai pelapis untuk alat pemotong tulang. Penggunaan *born nitrida*, *titanium born nitrida*, dan lapisan karbon seperti berlian pada baja tahan karat telah menunjukkan peningkatan kinerja dan daya tahan yang signifikan untuk alat pemotong tulang. Selain itu, penggunaan pelapis ini juga mengurangi kenaikan suhu pada tulang. Dalam uji coba *in-vitro* pada tulang sapi, bor yang dilapisi dengan nitrida bron menunjukkan hasil terbaik setelah melakukan pengeboran 25 dan 50 lubang pada tulang kortikal (Geyao et al., 2020).



Gambar 2. 10. Bentuk Mata Bor bedah *orthopedic*

2.7. Metode *Response Surface Method* (RSM)

Metode permukaan respon (*Response Surface Methodology*) adalah sekumpulan teknik statistika dan matematika yang digunakan untuk menganalisis masalah yang melibatkan beberapa variabel bebas yang mempengaruhi variabel tak bebas atau respons, dengan tujuan untuk mengoptimalkan respons tersebut. Metode ini memungkinkan peneliti untuk: (1) mencari fungsi pendekatan yang sesuai untuk meramalkan respons yang akan datang, dan (2) menentukan nilai-nilai variabel bebas yang mengoptimalkan respons yang sedang dipelajari. Metode ini digunakan untuk membangun model dan menganalisis respons (y) yang dipengaruhi oleh beberapa variabel bebas atau faktor (x) guna mengoptimalkan respon tersebut. Hubungan antara respon (y) dan variabel bebas (x) adalah:

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_k) + \varepsilon \dots \dots \dots (1)$$

dimana:

Y = variabel respon

X_i = variabel bebas/ faktor ($i = 1, 2, 3, \dots, k$)

ε = error

Metode Permukaan Respon bertujuan untuk mengoptimalkan respon (Montgomery & Kroeger, 1984). Metode Permukaan Respon juga bertujuan untuk membantu peneliti dalam melakukan improvisasi untuk mendapatkan hasil optimum secara tepat dan efisien. Setelah daerah percobaan ditemukan, model respon dengan

tingkat ketepatan lebih tinggi dapat digunakan untuk mendapatkan nilai variabel sebenarnya yang akan menghasilkan respon optimum. Metode ini memberikan kemudahan dalam menentukan kondisi proses optimum baik pada sistem maupun pada jarak faktor yang dibutuhkan untuk mendapatkan hasil yang sangat memuaskan (Myers et al., 2004).

2.7.1. Penggunaan Metode Permukaan Respon

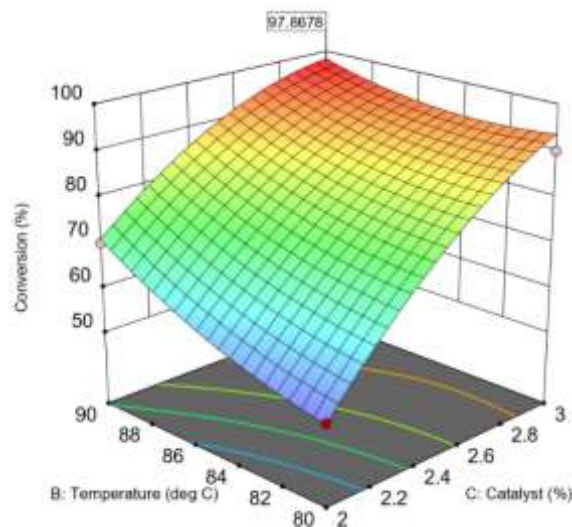
Analisis permukaan respon secara dasarnya mirip dengan analisis regresi. Keduanya menggunakan metode kuadrat terkecil (*Least Square Method*) untuk memperkirakan parameter fungsi respon. Namun, perbedaannya terletak pada ekspansi analisis respon dengan menerapkan teknik-teknik matematika untuk mencari titik-titik optimum yang menghasilkan respon yang optimal (baik maksimum maupun minimum) (Myers et al., 2004). Dalam metodologi analisis permukaan respon, variabel bebas ditentukan sebagai x_1, x_2, \dots, x_k dan diasumsikan sebagai variabel kontinu. Sementara itu, respon ditentukan sebagai variabel tak bebas Y yang merupakan variabel acak (Myers et al., 2004).

Hubungan matematika menggambarkan respon eksperimen dan variabel bebas yang tidak diketahui. Oleh karena itu, langkah pertama yang perlu dilakukan adalah menentukan perkiraan yang sesuai untuk hubungan matematika tersebut. Jika hubungan matematika tersebut diketahui, maka dapat digunakan untuk menentukan kondisi operasi yang paling efisien. Biasanya tahap awal dirumuskan model regresi polinomial dengan ordo yang rendah, misal berordo satu yang tidak lain merupakan model regresi linier, dengan persamaan berikut :

$$Y = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_k x_k + E \dots \dots \dots (2)$$

Dalam banyak percobaan, sering kali tidak diketahui secara pasti di mana lokasi maksimum yang diharapkan berada. Ini berarti dugaan awal tentang kondisi optimum dari sistem dapat sangat berbeda dari kondisi optimum aktual. Untuk mengatasi masalah ini, metode dakian tercuram dapat digunakan untuk

mencari daerah respons maksimum dan mendapatkan titik-titik optimum. Percobaan dilakukan secara berurutan sepanjang lintasan dakian tercuram hingga tidak ada peningkatan respons yang diamati lagi (Montgomery & Kroeger, 1984). Dalam optimasi fungsi permukaan multi-respon, langkah selanjutnya adalah menentukan nilai respons yang optimal, yang sering kali dilakukan dengan menggunakan plot kontur dari taksiran fungsi responsnya.

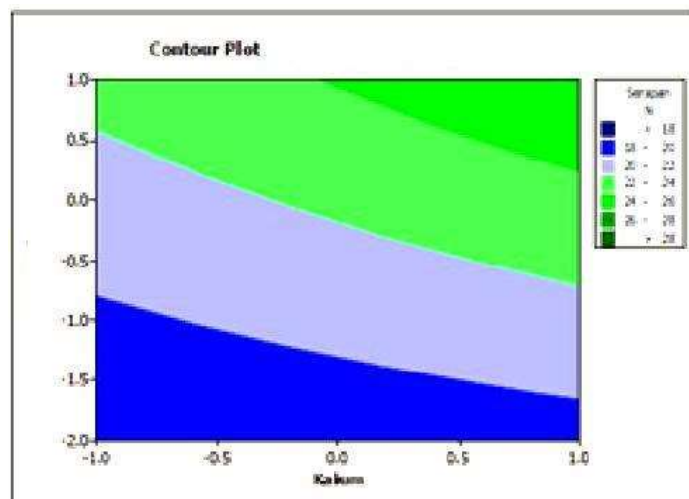


Gambar 2. 11. Plot Metode Permukaan Respon

pada beberapa kasus, ada beberapa respon yang perlu dioptimasi secara bersamaan. Untuk mengatasi masalah tersebut, ada beberapa metode optimasi yang dapat digunakan untuk menentukan fungsi permukaan dengan beberapa respon secara simultan. Beberapa metode tersebut antara lain:

1. Metode sistem multi respon: Metode ini merupakan perluasan dari metode sistem dual respon, metode ini mengoptimalkan fungsi permukaan yang memiliki lebih dari dua respon. Dengan menggunakan pendekatan matematis yang kompleks, metode ini dapat menentukan titik optimum yang memenuhi beberapa kriteria respon secara bersamaan.
2. Metode dengan jarak yang diperluas: Metode ini melibatkan penggunaan konsep jarak yang diperluas dalam optimasi fungsi permukaan multi respon. Dengan memperluas jarak antara titik data yang ada, metode ini dapat menentukan fungsi permukaan yang meminimalkan kesalahan untuk semua respon yang terlibat.

3. Metode daerah kepercayaan yang dibatasi untuk multi respon orde dua: Metode ini membatasi daerah kepercayaan dalam optimasi fungsi permukaan dengan beberapa respon. Dengan mempertimbangkan orde dua dari respon yang terlibat, metode ini menghasilkan solusi yang meminimalkan kesalahan secara simultan.
4. Metode cone kepercayaan yang dibatasi untuk multi respon orde satu: Metode ini juga membatasi daerah kepercayaan dalam optimasi fungsi permukaan dengan beberapa respon. Namun, metode ini mempertimbangkan orde satu dari respon yang terlibat. Dengan pendekatan ini, metode ini dapat mencapai solusi yang memenuhi kriteria respon secara bersamaan.



Gambar 2. 12. Kontur Metode Permukaan Respon

Dalam metode permukaan respon, permasalahan umum yang dihadapi adalah ketidak pastian mengenai bentuk hubungan antara perlakuan (variabel bebas) dan respon (variabel terikat). Oleh karena itu, langkah pertama yang dilakukan adalah mencari bentuk hubungan tersebut. Setelah bentuk hubungan yang paling sesuai ditemukan, langkah selanjutnya adalah mengoptimalkannya. Secara umum, langkah-langkah dalam menganalisis metode permukaan respon adalah sebagai berikut: merancang percobaan, membuat model, dan melakukan optimasi. Korelasi antara variabel dapat bersifat linier atau nonlinier. Korelasi dikatakan linier jika titik-titik pada diagram tersebar (*scatter plot*) terlihat berkelompok atau mengikuti garis lurus. Sebaliknya, korelasi dikatakan

nonlinier jika titik-titik tersebut berada di sekitar kurva nonlinier. Dalam analisis korelasi sederhana, kita dapat menemukan bahwa dua variabel berkorelasi positif, negatif, atau tidak berkorelasi. Dua variabel dikatakan berkorelasi positif jika mereka cenderung berubah bersama-sama dalam arah yang sama. Artinya, jika salah satu variabel meningkat, maka variabel lainnya juga cenderung meningkat, dan sebaliknya.

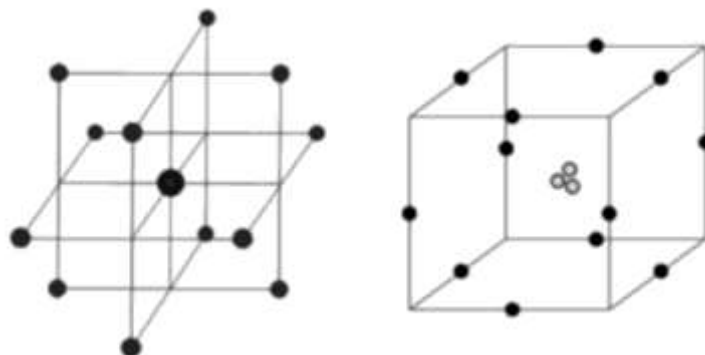
Sebagai contoh, dalam teori produksi, variabel penggunaan input (x) dan variabel output produksi (y) dipostulasikan berkorelasi positif, di mana semakin banyak input yang digunakan, semakin banyak output yang dihasilkan. Dua variabel dikatakan berkorelasi negatif jika mereka cenderung berubah dalam arah yang berlawanan. Jika salah satu variabel meningkat, maka variabel lainnya cenderung menurun, dan sebaliknya. Dengan kata lain, jika nilai-nilai yang besar dari satu variabel berhubungan dengan nilai-nilai yang kecil dari variabel lain, maka variabel tersebut dikatakan berkorelasi negatif. Jika sebuah respon (variabel terikat) dipengaruhi oleh variabel bebas x_1 dan x_2 , bentuk hubungan tersebut dapat dinyatakan dengan persamaan yang telah anda berikan. Namun, jika model hubungan antara variabel tersebut bersifat nonlinier atau mengandung pola melengkung (*curvature*), dapat digunakan model polinomial orde kedua. Untuk memeriksa kesesuaian model, dilakukan uji ketidakcocokan model (*lack of fit test*). Untuk memvisualisasikan bentuk permukaan respon, dapat digunakan perangkat lunak khusus untuk analisis permukaan respon. Diharapkan penjelasan ini dapat memberikan gambaran yang lebih jelas tentang permasalahan umum pada metode permukaan respon dan langkah-langkah dalam menganalisisnya (Montgomery & Kroeger, 1984).

2.7.2. Box-Behnken Design

Box-Behnken Design (BBD) ialah salah satu desain eksperimen non factorial yang pada setiap percobaannya melibatkan nilai median dari setiap faktor (variable). Pada desain BBD penentuan point menggunakan tiga tingkatan yaitu : untuk nilai atas atau nilai tertinggi (1), nilai tengah atau median (0), dan untuk nilai bawah adalah (-1) (Ni'mah et al., 2022). Desain BBD ini dapat juga

diterapkan untuk sejumlah faktor yang berkisar dari 3 sampai 21 faktor, itu tergantung penggunaannya. Desain BBD juga biasanya digunakan sebagai desain numerik dan juga kategorial (jenis) untuk optimasi didalam eksperimen, akan tetapi menggunakan faktor kategorial (jenis) dapat meningkatkan jumlah percobaan. Dikarenakan resolusi yang tinggi dibandingkan dengan desain CCD, desain BBD dapat digunakan secara efisien untuk beberapa penelitian di berbagai bidang (Beg, 2021).

BBD dikembangkan oleh *Box* dan *Behnken* yang digunakan untuk percobaan orde dua. Design BBD yang berbentuk bola-bola ini efektif untuk proses optimasi pada suatu percobaan titik-titik terluar memiliki jarak yang sama terhadap titik pusat yaitu sebesar $\sqrt{2}$. Maka sebab itu, design BBD tidak mengenal titik factorial dan juga titik permukaan, pengulangan sebanyak tiga atau empat kali perlu dilakukan pada titik pusat untuk menghitung nilai *Lack Of Fit* (Myers et al., 2004). Perbedaan antara BBD dengan CCD terletak pada design BBD yang tidak ada *axial/stars run* pada rancangannya, hal ini menyebabkan design BBD lebih efisien pada rancangan dikarenakan lebih sedikit dalam unit percobaannya. Design BBD dibentuk berdasarkan kombinasi rancangan 2^k dengan *incomplete block design* dan dengan menambahkan *center runs* pada rancangannya (Montgomery & Kroeger, 1984). Gambar dibawah ini merupakan penggambaran dari titik-titik pada design BBD.



Gambar 2. 13. Penggambaran titik pada BBD

Dalam rancangan BBD hanya dapat dilakukan atau diterapkan pada percobaan yang memiliki nilai faktor minimal 3, dengan proses penyusunannya adalah sebagai berikut :

- a. Rancangan 2^k factorial *incomplete block design*, dimana nilai K adalah jumlah faktor yaitu percobaan pada titik $(0, \pm 1, \dots, \pm 1)$, $(\pm 1, 0, \dots, \pm 1)$, $(\pm 1, \pm 1, \dots, 0)$.
- b. *Center runs (nc)*, adalah percobaan pada titik pusatnya $(0, 0, \dots, 0)$ dimana jumlah pada *center runs* adalah minimal 3 untuk berbagai jumlah faktor.

Dibawah ini adalah contoh jumlah *runs order* pada design BBD

Tabel 2.2. BBD (*Box-Behnken Design*) 3 Faktor

RUN	X1	X2	X3
1	0	0	0
2	-1	0	-1
3	-1	1	0
4	1	0	-1
5	0	-1	1
6	1	1	0
7	0	1	-1
8	1	-1	0
9	1	0	1
10	0	0	0
11	0	-1	-1
12	0	0	0
13	-1	-1	0
14	-1	0	1
15	0	1	1

Tabel 2.2 di atas merupakan design dari BBD, Run merupakan nomor urut percobaan, x1, x2, dan x3 merupakan faktor independen, dan -1, 0, 1 merupakan level atau taraf dari masing-masing faktor (Beg, 2021).

2.7.3. *Analisis Of Varian (ANOVA)*

Anova atau *analysis of varian* digunakan untuk mencari besarnya pengaruh dari setiap parameter kendali dari suatu proses. ANOVA, merupakan alat pengambilan keputusan statistik yang digunakan untuk mendeteksi perbedaan

kinerja dari rata-rata parameter yang diuji dengan *analysis varians*, ANOVA adalah alat pengambilan keputusan statistik yang digunakan mendeteksi perbedaan kinerja rata-rata parameter yang diuji (Simpson, 1996). ANOVA menggunakan jumlah kuadrat dan statistic (F) untuk mengetahui kepentingan relatif dari emrosesan yang dianalisis oleh parameter yang tidak terkontrol (Pratama, 2017). Metode ANOVA digunakan untuk membandingkan rata-rata dua atau lebih variasi kelompok atau faktor untuk menentukan apakah ada perbedaan yang signifikan antar kelompok. Perhitungan rumus dasar ANOVA melibatkan beberapa tahapan. Pertama, menghitung total *Sum Of Squares (SSt)* yang memperlihatkan variasi total dalam data. ANOVA untuk nilai rata-rata digunakan untuk mencari faktor-faktor apa saja yang mempengaruhi hasil dari eksperimen. Perhitungan dalam ANOVA adalah sebagai berikut :

1. Jumlah Kuadrat

Rumus yang digunakan untuk menghitung jumlah kuadrat dapat dilihat di bawah ini :

- *Total sum square (SSt)* – jumlah kuadrat simpangan total
Merupakan jumlah kuadrat nilai selisih antara skor individual dengan rata-rata. Berikut adalah rumus untuk menghitung *SSt*.

$$SSt = \sum x^2 - \frac{G^2}{N} \dots\dots\dots(3)$$

Dengan : x = data dari masing-masing kelompok.

G = total x dari seluruh kelompok.

N = jumlah sampel keseluruhan.

- *Between treatments variability (SSb)* – Variabilitas antar kelompok

Merupakan variasi rata-rata kelompok sampel terhadap rata-rata keseluruhannya. Berikut adalah rumus untuk menghitung *SSb*.

$$SSb = \sum \frac{T^2}{n} - \frac{G^2}{n} \dots\dots\dots (4)$$

Dengan : x = data pada masing-masing kelompok.

G = total x dari keseluruhan kelompok.

n = jumlah sampel masing-masing kelompok.

N = jumlah sampel keseluruhan.

T = total x dari masing-masing kelompok.

- *Within treatment variability* (SS_w) – variabilitas dalam kelompok.

Merupakan variasi yang ada didalam masing-masing kelompok.

Banyaknya variasi tergantung pada banyaknya kelompok.

Berikut adalah rumus untuk menghitung SS_w .

$$SS_w = SS_t - SS \dots\dots\dots(5)$$

2. Derajat kebebasan

Derajat kebebasan atau *degree of freedom* dalam ANOVA dilambangkan dalam huruf (V)

- Derajat kebebasan dalam SS_t dapat dihitung dengan rumus sebagai berikut.

$$V_{sst} = n - 1 \dots\dots\dots(6)$$

Dengan : n = jumlah sampel keseluruhan.

- Untuk menghitung derajat kebebasan untuk SS_b , dapat dihitung dengan rumus sebagai berikut.

$$V_{ssb} = k - 1 \dots\dots\dots(7)$$

Dengan : k = banyaknya kelompok.

- Derajat kebebasan untuk SS_w , dapat dihitung dengan rumus sebagai berikut.

$$V_s = \sum (n-1), \text{ atau } \dots\dots\dots(8)$$

$$= N - k$$

Dengan : k = banyaknya kelompok.

n = jumlah sampel dari masing- masing kelompok.

N = jumlah sampel keseluruhan.

3. Rata – rata kuadrat (*mean square*)

Deviasi rata-rata atau *mean square deviation* dalam ANOVA dilambangkan dengan MS . Rumusnya ialah sebagai berikut.

$$MS_b = \frac{SS_b}{V_{ssb}} \dots\dots\dots(9)$$

$$MS_w = \frac{SS_w}{V_{SS_w}} \dots\dots\dots(10)$$

4. Distribusi

F_{Tabel} dihitung dengan melihat nilai α , F_{hitung} didapatkan dengan rumus dibawah ini.

$$F_{\text{hitung}} = \frac{Ms_b}{Ms_w} \dots\dots\dots(11)$$

III METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Metode Penelitian

Penelitian ini dilakukan dengan cara eksperimental guna mengetahui dan mendapatkan parameter optimal sehingga didapatkan kondisi optimum pengeboran pada tulang kortikal. Terlebih dilakukan design rancangan percobaan dengan bantuan software *Design Expert-13* menggunakan *box-behnken* dan didapatkan 15 run order yang sudah termasuk dalam tiga faktor tiga level.

3.2. Tempat dan Waktu

Penelitian ini dilakukan dengan keterangan tempat dan waktu yang telah penulis tentukan sebagai berikut:

3.2.1. Tempat penelitian

Eksperimen ini dilakukan di dua tempat, yaitu lab metrologi industri jurusan teknik mesin Universitas Lampung dan SMK Muhammadiyah 2 Kalirejo.



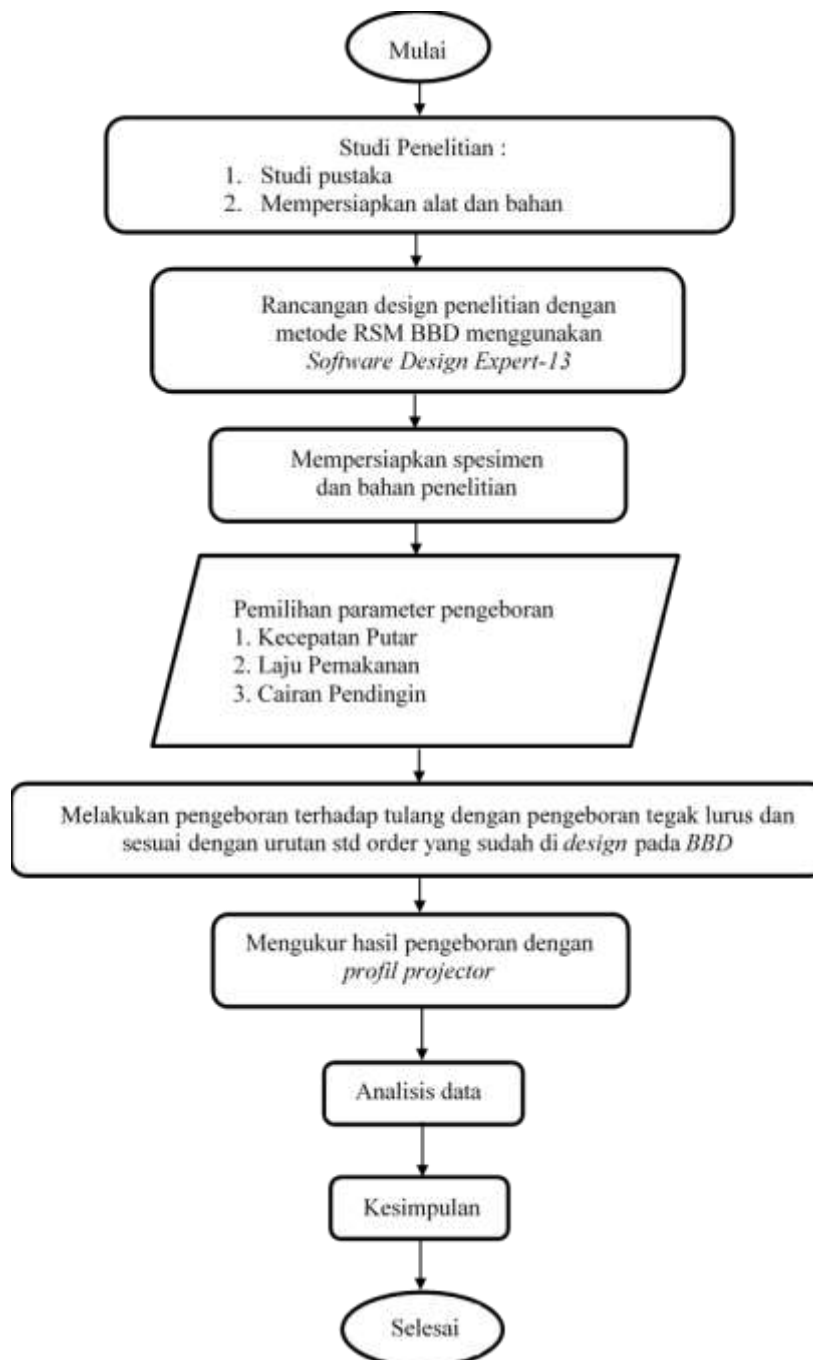
Gambar 3.1. Tempat Penelitian (LAB Produksi Jurusan Teknik Mesin UNILA dan SMK Muhammadiyah 2 Kalirejo)

3.2.2. Waktu

Penelitian ini dilaksanakan dalam waktu satu tahun, dimulai pada bulan Agustus 2023 sampai dengan Juli 2024.

3.3. Alur Penelitian

Alur pelaksanaan penelitian ditunjukkan pada *flow chart* berikut:



3.4. Alat dan Bahan

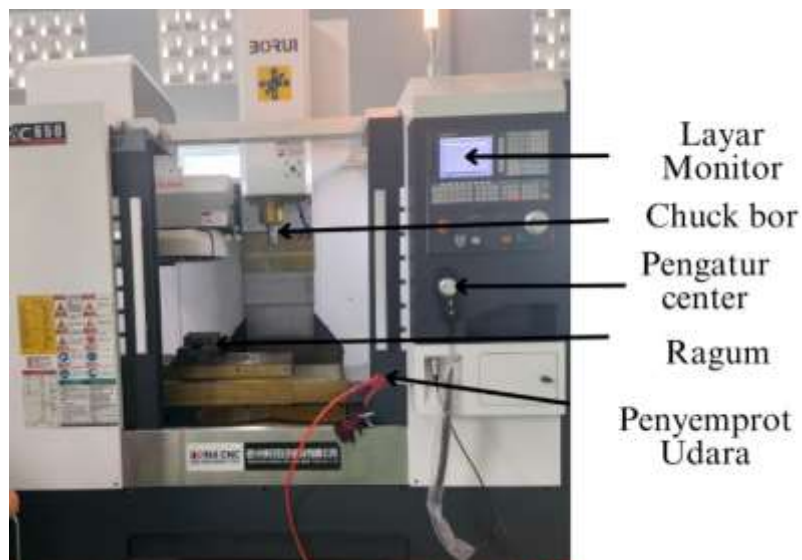
Peralatan dan juga bahan yang digunakan untuk penelitian mengenai aplikasi *Box- Behnken Design* dalam optimasi p tulang kortikal dijelaskan dibawah ini :

3.4.1. Alat

Adapun alat yang digunakan untuk penelitian ini adalah sebagai berikut :

a. Mesin CNC Miling

Digunakan dalam penelitian ini untuk mengebor tulang kortikal dimana dengan menggunakan mesin CNC 3 axis akan mendapatkan keakuratan yang tepat. Berikut adalah CNC milling yang digunakan dalam penelitian.



Gambar 3.2. CNC milling

Tabel 3.1. Spesifikasi CNC Miling

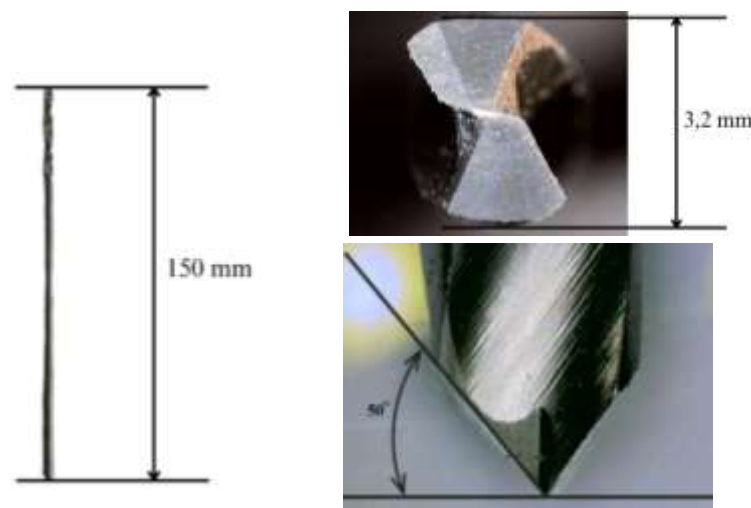
Spesifikasi CNC Miling		
No	Nama	Ukuran
1	Dimensi keseluruhan	2400X2000X2550 mm
2	Beban maks. Meja kerja	400 kg
3	Kecepatan spindel maks	8000 rpm
4	Spindel	BT40 mm

Lanjutan Tabel 3.1

5	Daya motor utama	5.5 kw
6	Kecepatan perjalanan x/Y/Z	24/24/20 m/mnt
7	Kecepatan umpan	1-10000 mm/mnt

b. Mata Bor Stainless 316L (*Orthopedic drillbit*)

Dalam penelitian ini menggunakan mata bor berbahan stainless 316L dimana jenis stainless ini banyak digunakan untuk operasi orthopedic yang nantinya digunakan untuk mengebor tulang kortikal dengan diameter 3,2 mm dan panjang mata bor 150 mm.

Gambar 3. 3. Mata Bor Stainless 316L (*Orthopedic drillbit*)

Tabel 3.2. Spesifikasi mata bor

Spesifikasi Mata Bor		
No	Spesifikasi	
1	Panjang	150 mm
2	Sudut mata bor	50°
3	Diameter	3,2 mm
4	Jenis Material	SS 316L

c. Profil Projector

Profil projector yang digunakan pada penelitian ini digunakan untuk melihat Kesalahan diameter atau penyimpangan yang terjadi pasca

pengeboran, dengan cara menarik garis sumbu x dan y sebanyak 8 titik seperti dilihat. Prinsip pengoperasian alat ukur *profil proyektor ini* adalah dengan memberikan bayangan pada benda kerja yang disinari oleh lampu proyektor. Proyeksi benda kerja kemudian ditampilkan pada tampilan digital sumbu x-y di *profil projector*. *Profil projector ini* dapat diilustrasikan pada Gambar 3.4 yang digunakan dalam kegiatan penelitian.



Gambar 3.4. (a) spesifikasi *Profil projector*

Tabel 3.3. Spesifikasi *Profil Projector*

No	Spesifikasi	
1	Model	Mitutoyo PJ3000 <i>Profile Projector</i>
2	Type	PJ3000
3	Tahun	1986
4	Ketelitian	1 μ m (linier) dan 1 menit (sudut)
5	Diameter layar	300 mm
6	Lensa proyeksi	Lensa zoom (10x, 20x, 30x & 50x)
7	Akurasi proyeksi	Kontur: $\pm 0,1\%$, Permukaan $\pm 0,15\%$
8	Kepala mikrometer	25 mm (0,005 mm)
9	<i>Power supply</i>	220 V
10	Dimensi	452x754x1118 mm (PxLxT)
11	<i>Weight</i>	85kg

d. Microscop USB

Microscop USB adalah sebuah perangkat optic yang dapat menghubungkan komputer dengan objek yang akan diamati dan memiliki skala pembesaran sesuai dengan kebutuhan. Dalam pnelitian ini microscop USB digunakan untuk melihat *Burr* yang menempel pada tepi lubang bor. Dimana specimen diletakan pada meja microscop USB kemudian di foto dengan pembesaran 75x. Berikut adalah ilustrasi pengambilan Gambar dengan microscop USB.



Gambar 3.5. Microscop USB

Tabel 3.4. Spesifikasi Miroscop USB

Spesifikasi Microscop Usb		
NO	Spesifikasi	
1	Dimensi	180 mm X 30 mm
2	Kualitas Gambar	HD <i>Color</i> dengan CMOS sensor
3	Zoom	500X
4	Usb	Usb Port 2.0 & Usb 1.1

e. Opsite Spray

Semprotan Opsite Spray pada umumnya digunakan dalam praktek klinis karena memiliki lapisan plastic yang tahan terhadap bakteri untuk mencegah terjadinya infeksi, semprotan Opsite juga biasa digunakan

sebagai perawatan bedah ringan, luka gores, lecet yang tidak pecah, fiksasi ortopedi dan lainnya. Sehingga cairan tersebut dapat dipertimbangkan dalam penggunaan pendinginan terhadap proses pengeboran untuk menurunkan suhu pada titik yang di bor. Berikut adalah Gambar Opsite spray yang digunakan.



Gambar 3.6. Opsite Spray

Tabel 3.5. Spesifikasi Opsite spray

No	Spesifikasi	
1	Warna	Bening
2	Isi bersih	250 ml
3	Bentuk	cairan
4	Prinsip	disemprotkan

f. Cairan NaCl

NaCl merupakan cairan infus, yang digunakan untuk mengembalikan keseimbangan elektrolit pada dehidrasi. Ion natrium adalah elektrolit utama pada cairan ekstrakulikular yang diperlukan pada distribusi cairan dan elektrolit lainnya. Ion klorida berperat sebagai buffering agen pada paru-paru dan jaringan lainnya. Dalam banyak penelitian larutan NaCl direkomendasikan sebagai larutan pendingin dalam proses pengeboran tulang. Berikut adalah Gambar larutan NaCl yang digunakan dalam penelitian.



Gambar 3.7. Cairan NaCl

Tabel 3.6. Spesifikasi larutan NaCl

No	Spesifikasi	
1	Warna	Bening
2	Isi bersih	500ml
3	Sodium chloride	4.5 g
4	osmolarithy	308 m0sm/l

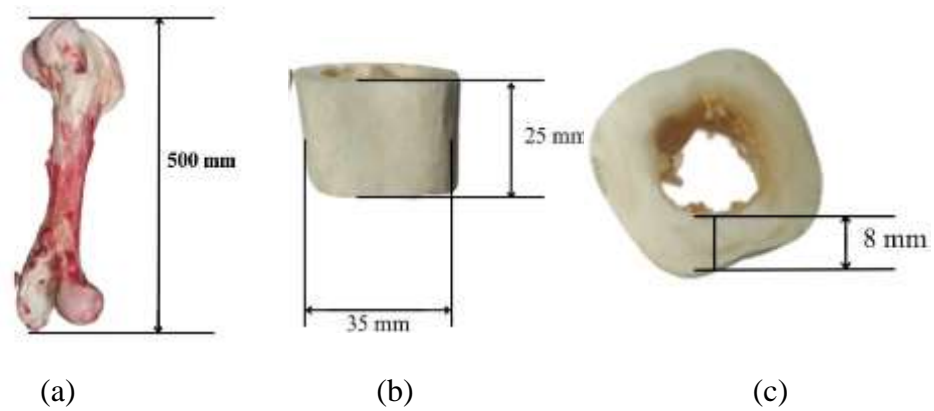
3.4.2. Bahan

Bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah :

a. Tulang sapi segar


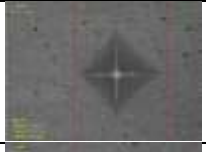



Tulang sapi merupakan tulang yang memiliki jenis seperti tulang kortikal manusia, pada penelitian ini penulis menggunakan tulang sapi segar yang di dapat ditukang daging lokal. kemudian tulang dipersiapkan dan dibersihkan dari daging lalu diberikan perlakuan dengan merendam tulang dengan cairan NaCl selama 24 jam dengan suhu kamar sebelum di bor. Kemudian tulang dipotong dengan panjang 35 mm, lebar 25 mm dan diambil ketebalan dengan rata rata 8 mm, selanjutnya tulang diukur tingkat kekerasannya dengan method HV (*Hardness Vickers*) dan mendapatkan nilai kekerasan tulang sebesar 45.5 dengan range *Vickers* sebesar 4.4 dan

nilai standar deviation 1.7. Gambar tulang kortikal dan juga Tabel kekerasan tulang dapat dilihat sebagai berikut



Gambar 3.8. Tulang Sapi Segar. Gambar (a) sebelum dipotong dan sudah direndam, Gambar (b) tulang dipotong, Gambar (c) ketebalan tulang

Tabel 3.7. Kekerasan tulang kortikal

Specimen	Point No	Hardness	Method	Diagonal	Diagonal
Specimen 70	1	42,5 HV	HV 1	208,789	
	2	46,2 HV	HV 1	200,366	
	3	46,3 HV	HV 1	200,144	
	4	45,5 HV	HV 1	201,919	
	5	46,9 HV	HV 1	189,813	

3.5. Prosedur Penelitian

Adapun prosedur penelitian ini adalah sebagai berikut :

3.5.1. Menetapkan angka untuk variabel dan respon

Parameter yang digunakan pada saat proses pengeboran berlangsung yaitu :

Tabel 3.8. Parameter Penelitian (Sumber : Mohammad Reza Effatparvar 2020)

No	Faktor	Level		
	Nama	Nilai Terendah	Nilai Tengah	Nilai Tertinggi
		-1	0	1
1	Kecepatan Putar (rpm)	500	1000	1500
2	Laju Pemakanan (mm/min)	35	65	85
3	Cairan Pendingin	NaCl	Opsite	Kering

3.5.2. Menyiapkan Tabel penelitian metode *RSM Box-Behnken*

Tabel *RSM Box-Behnken* adalah sebagai berikut :

Tabel 3.9. Parameter Penelitian *Box-Behnken Design*

No	Faktor 1	Faktor 2	Faktor 3
	Kecepatan Putar (rpm)	Laju Pemakanan (mm/min)	Cairan Pendingin
1	500	60	NaCl
2	1500	60	NaCl
3	1500	60	Kering
4	1500	35	Opsite
5	500	60	Kering
6	1000	35	NaCl
7	500	35	Opsite
8	500	85	Opsite
9	1000	60	Opsite
10	1000	60	Opsite

Lanjutan Tabel 3.9

11	1000	85	Kering
12	1000	60	Opsite
13	1500	85	Opsite
14	1000	35	Kering
15	1000	85	NaCl

3.5.3. Melakukan Pengeboran Tulang Kortikal

Melakukan pengeboran pada tulang kortikal mengacu pada desain parameter pengeboran sebagaimana terlihat pada Tabel 3.9. Berikut adalah tahapan proses pengeboran pada tulang kortikal :

1. Persiapan pada mesin *CNC* miling.
2. Memasang tulang kortikal pada ragum di mesin *CNC* miling dengan posisi pengeboran tegak lurus.
3. Menentukan kondisi pengeboran (kecepatan putar, laju pemakanan, cairan pendingin) sesuai dengan urutan std order yang didesain dengan *BBD* pada Tabel 3.10.
4. Melakukan pengeboran pada tulang kortikal sesuai dengan urutan yang telah di tentukan pada Tabel 3.10 dengan 1 mata bor 1 spesimen tulang.
5. Mengamati dan menganalisa kondisi spesimen saat pengeboran.
6. Selesai.

3.5.4. Prosedur Pengukuran Lubang Bor

Setelah tulang selesai dibor langkah berikutnya adalah melakukan pengukuran kesalahan diameter lubang bor, langkah pengukuran dapat diilustrasikan sebagai berikut :

1. Mengukur kesalahan diameter lubang bor menggunakan alat *profil projector* (menarik garis sumbu x dan y sebanyak 4 kali pada permukaan atas dan 4 kali pada permukaan bawah).



Gambar 3.9. Proses penarikan garis pada *microscop profil projector*

Pada Gambar di atas dilakukan penarikan garis pada *profil projector* dengan menarik garis sebanyak 8 titik 4 kali penarikan, yang didapatkan dari sumbu x dan sumbu y dengan sudut sebesar 45° . kemudian didapatkan nilai diameter terbesar dan juga diameter ter rendah, hasil pengukuran diameter ter besar dan ter rendah dihitung nilai rata-rata kesalahan diameternya.

2. Mengumpulkan data hasil penelitian berupa nilai kesalahan diameter permukaan atas dan bawah. Nilai yang didapat dari hasil pengukuran kemudian dimasukkan kedalam Tabel dibawah ini, untuk dilakukan analisis data mengguakan *RSM-BBD*. Berikut adalah Tabel pengambilan data mengenai Kesalahan diameter permukaan atas dan permukaan bawah yang dihasilkan pasca pengeboran tulang kortikal :

Tabel 3.10. Tabel data Kesalahan diameter atau kesalahan diameter permukaan atas dan permukaan bawah

Std	Run	Faktor 1	Faktor 2	Faktor 3	Respon 1	Respon 2
		Kecepatan Putar (rpm)	Laju Pemakanan (mm/min)	Cairan Pendingin	Kesalahan diameter permukaan atas (mm)	Kesalahan diameter permukaan bawah (mm)
5	1	500	60	NaCl		
6	2	1500	60	NaCl		
8	3	1500	60	Kering		
2	4	1500	35	Opsite		

Lanjutan Tabel 3.10

7	5	500	60	Kering		
9	6	1000	35	NaCl		
1	7	500	35	Opsite		
3	8	500	85	Opsite		
14	9	1000	60	Opsite		
13	10	1000	60	Opsite		
12	11	1000	85	Kering		
15	12	1000	60	Opsite		
4	13	1500	85	Opsite		
11	14	1000	35	Kering		
10	15	1000	85	NaCl		

3. Data hasil pengukuran dimasukkan kedalam Setelah dilakukan pengumpulan data pada Tabel 3.10, kemudian dilakukan analisis data menggunakan *RSM-BBD* guna melihat pengaruh dari beberapa faktor yang paling signifikan terhadap kesalahan diameter pada lubang bor.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Pada penelitian ini “ Kajian Parameter Pengeboran Terhadap Penyimpangan Diameter Tulang Kortikal dengan Metode *RSM* ”. Eksperimen dilakukan pada tulang dengan berbagai kombinasi pengeboran yaitu kecepatan putar, laju pemakanan, dan penggunaan cairan pendingin yang sudah di design pada *RSM-Box Behnken Design* untuk mengetahui nilai kesalahan diameter pada permukaan atas dan bawah lubang yang di bor. Perangkat lunak *design expert-13* digunakan untuk mengembangkan matriks desain, menganalisis signifikansi parameter pengeboran, dan juga mengoptimalkan parameter proses kesalahan diameter pada pengeboran tulang kortikal. Dari hasil penelitian dan juga pembahasan yang telah dilakukan sebelumnya, maka diperoleh kesimpulan sebagai berikut :

1. Faktor yang paling berpengaruh signifikan secara statistic pada kesalahan diameter permukaan atas lubang bor adalah faktor B-Laju pemakanan dengan nilai P 0,0126.
2. Faktor yang berpengaruh terhadap nilai kesalahan diameter pada permukaan bawah lubang bor adalah faktor B-Laju pemakanan dengan nilai P sebesar 0,0045.
3. Kondisi optimum yang diperoleh dari hasil penelitian adalah menggunakan kecepatan putar 1500 rpm, laju pemakanan 35 mm/min dan menggunakan cairan Opsite sebagai pendingin eksternal.
4. Kualitas *Burr* yang dihasilkan dari pengeboran bervariasi, *Burr* yang dihasilkan lebih sedikit pada kondisi pengeboran dengan kecepatan putar 500 rpm, laju pemakanan 35 mm/min dan menggunakan cairan Opsite.

5.2 Saran

Dalam penelitian ini diberikan saran guna mendapatkan hasil yang lebih baik lagi dalam pengembangan pada penelitian selanjutnya, yaitu :

1. Dalam penelitian ini diukur kesalahan diameter permukaan atas dan bawah saja dikarenakan keterbatasan alat tidak dapat mengukur pada bagian tengah lubang bor, diduga pada bagian tengah lubang bor juga terdapat nilai ketidak bulatan juga.
2. Pada penelitian selanjutnya Untuk melihat kontur dan microcracks pada tulang harus dilakukan uji *Scanning Electron Microscop (SEM)*
3. Pada penelitian selanjutnya dapat mengkaji kondisi pengeboran optimum yang sudah didapat guna mengetahui tingkat kerusakan yang terjadi.

DAFTAR PUSTAKA

- Addepalli, P., Sawangsri, W., & Che Ghani, S. A. (2021). A qualitative study on cutting tool materials for bone surgeries. *Materials Today: Proceedings*, 47(xxxx), 2457–2462. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.04.549>
- Aghvami, M., Brunski, J. B., Serdar Tulu, U., Chen, C.-H., & Helms, J. A. (2018). A Thermal and Biological Analysis of Bone Drilling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(10). <https://doi.org/10.1115/1.4040312>
- Akhbar, M. F. A., & Yusoff, A. R. (2019). Drilling of bone: Thermal osteonecrosis regions induced by drilling parameters. *Biomedical Physics and Engineering Express*, 5(6). <https://doi.org/10.1088/2057-1976/ab42f2>
- Al-Omari, W. M., Mitchell, C. A., & Cunningham, J. L. (2001). Surface roughness and wettability of enamel and dentine surfaces prepared with different dental burs. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(7), 645–650. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00722.x>
- Axinte, D., Guo, Y., Liao, Z., Shih, A. J., M'Saoubi, R., & Sugita, N. (2019). Machining of biocompatible materials — Recent advances. *CIRP Annals*, 68(2), 629–652. <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2019.05.003>
- Beg, S. (2021). Mixture Designs and Their Applications in Pharmaceutical Product Development. In *Design of Experiments for Pharmaceutical Product Development Volume I: Basics and Fundamental Principles* (Vol. 1). https://doi.org/10.1007/978-981-33-4717-5_8
- Bilgiç, E., Boyacıoğlu, Ö., Gizer, M., Korkusuz, P., & Korkusuz, F. (2020). Architecture of bone tissue and its adaptation to pathological conditions. *Comparative Kinesiology of the Human Body: Normal and Pathological Conditions*, 71–90. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812162-7.00006-0>
- Bruce, Palmisano, A. C., Belmont, B., Irwin, T. A., Holmes, J., & Shih, A. J. (2015). Numerical evaluation of sequential bone drilling strategies based on thermal damage. *Medical Engineering and Physics*, 37(9), 855–861. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.06.002>
- Dwiastanto, L. P. G., Burhanuddin, Y., & Ibrahim, G. A. (2020). Optimasi nilai keausan pahat dan kekasaran permukaan benda kerja terhadap parameter pemesinan milling dengan benda kerja magnesium menggunakan kombinasi metode taguchi dan grey relational analysis. *Turbo : Jurnal Program Studi Teknik Mesin*, 9(1), 6–17. <https://doi.org/10.24127/trb.v9i1.1064>
- Effatparvar, M. R., Jamshidi, N., & Mosavar, A. (2020). Appraising efficiency of OpSite as coolant in drilling of bone. *Journal of Orthopaedic Surgery and*

Research, 15(1), 1–5. <https://doi.org/10.1186/s13018-020-01710-w>

- Feldmann, A., Wandel, J., & Zysset, P. (2016). Reducing temperature elevation of robotic bone drilling. *Medical Engineering and Physics*, 38(12), 1495–1504. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.10.001>
- G. Fernandes, M., M. Fonseca, E., N. Jorge, R., C. Manzanares, M., & I. Dias, M. (2018). Effect of drill speed on the strain distribution during drilling of bovine and human bones. *Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics*, 2(5), 69–74. <https://doi.org/10.24243/jmehb/2.5.170>
- Geyao, L., Yang, D., Wanglin, C., & Chengyong, W. (2020). Development and application of physical vapor deposited coatings for medical devices: A review. *Procedia CIRP*, 89(March), 250–262. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2020.05.149>
- Gupta, V., Pandey, P. M., & Silberschmidt, V. V. (2017). Rotary ultrasonic bone drilling: Improved pullout strength and reduced damage. *Medical Engineering & Physics*, 41, 1–8. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.11.004>
- Hutchinson, D. T., Bachus, K. N., & Higgenbotham, T. (2000). External fixation of the distal radius: To predrill or not to predrill. *Journal of Hand Surgery*, 25(6), 1064–1068. <https://doi.org/10.1053/jhsu.2000.17866>
- Ibrahim, at all. (2019). *Analisis Kekasaran Permukaan Dan Kebulatan Pada Pemesinan Drill Paduan Magnesium Menggunakan Metode Taguchi*. 5(1), 1–8.
- Ibrahim, G. A., Burhanuddin, Y., & Embrijakto, D. (2019). Analisis Kepresisian Lobang Bor Pada Pemesinan Magnesium Az31 Menggunakan Metode Taguchi. *FLYWHEEL: Jurnal Teknik Mesin Untirta*, V(1), 29. <https://doi.org/10.36055/fwl.v0i0.5116>
- Ibrahim, G. A., Suseno, A., & Hamni, A. (2019). Pengaruh Parameter Pemotongan Pada Proses Bubut Ulir (Threading) Terhadap Kepresisian Geometri Ulir Magnesium Paduan AZ31. *Jurnal Energi Dan Manufaktur*, 12(1), 1. <https://doi.org/10.24843/jem.2019.v12.i01.p01>
- Itay, S., & Tsur, H. (1983). Thermal Osteonecrosis Complicating Steinmann Pin Insertion in Plastic Surgery. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 72(4). https://journals.lww.com/plasreconsurg/Fulltext/1983/10000/Thermal_Osteonecrosis_Complicating_Steinmann_Pin.29.aspx
- Justin, Cook, J. L., Bozynski, C. C., Tegethoff, J. D., Kuroki, K., & Crist, B. D. (2022). Does Irrigating While Drilling Decrease Bone Damage? *The Iowa Orthopaedic Journal*, 42(2), 22–29.
- Koluacı, S., Can, M., & Bahçe, E. (2020). Experimental investigation of delamination formed by bone drilling. *Tehnicki Vjesnik*, 27(3), 711–717.

<https://doi.org/10.17559/TV-20181228185947>

- Kumar, A., & Ghosh, R. (2022). A review on experimental and numerical investigations of cortical bone fracture. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 236, 095441192110703. <https://doi.org/10.1177/09544119211070347>
- Kurniawan, D. (2008). Regresi Linier. *Statistic*, 1–6.
- Li, Z., Yang, D., Hao, W., Wu, T., Wu, S., & Li, X. (2016). A novel technique for micro-hole forming on skull with the assistance of ultrasonic vibration. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 57, 1–13. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.11.016>
- Materials, B., Alam, K., Iqbal, M., Umer, J., & Amjad, M. (2020). *un co rre cte d pr o of ve on. September*. <https://doi.org/10.3233/BME-201122>
- Matthews, L. S., Green, C. A., & Goldstein, S. A. (1984). The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *JBJS*, 66(7). https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/1984/66070/The_thermal_effects_of_skeletal_fixation_pin.15.aspx
- MATTHEWS, L. S., & HIRSCH, C. (1972). Temperatures Measured in Human Cortical Bone when Drilling. *JBJS*, 54(2). https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/1972/54020/Temperatures_Measured_in_Human_Cortical_Bone_when.8.aspx
- Montgomery, E. H., & Kroeger, D. C. (1984). Use of Antibiotics in Dental Practice. In *Dental Clinics of North America* (Vol. 28, Issue 3). [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)02225-X](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)02225-X)
- Myers, R. H., Montgomery, D. C., Geoffrey Vining, G., Borrer, C. M., & Kowalski, S. M. (2004). Response Surface Methodology: A Retrospective and Literature Survey. *Journal of Quality Technology*, 36(1), 53–78. <https://doi.org/10.1080/00224065.2004.11980252>
- Ndaruhadi, P. W., & Santosa, B. (2015). Akurasi Lubang Bor Hasil Proses Pengeboran Pada Material SKD-11. *Prosiding SNIJA*, 191–195.
- Ni'mah, Y. L., Suprpto, S., Subandi, A. P. K., Yuningsih, N. E., & Pertiwi, A. C. (2022). The optimization of silica gel synthesis from chemical bottle waste using response surface methodology. *Arabian Journal of Chemistry*, 15(12), 104329. <https://doi.org/10.1016/j.arabjc.2022.104329>
- Nilay, Alkan, A., & Bengu, E. (2016). Journal of Oral Implantology Improved dental implant drill durability and performance using heat and wear resistant protective coatings. *Implant, Dental*.
- Noorazizi, M. S., Izamshah, R., & Kasim, M. S. (2017). Effects of Drill Geometry and Penetration Angle on Temperature and Holes Surfaces for Cortical Bovine

- Bone: An in Vitro Study. *Procedia Engineering*, 184, 70–77. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2017.04.072>
- Peng, C., Wang, H. P., Yan, J. H., & Song, T. X. (2017). Locking system strengthened by biomimetic mineralized collagen putty for the treatment of osteoporotic proximal humeral fractures. *Regenerative Biomaterials*, 4(5), 289–294. <https://doi.org/10.1093/rb/rbx016>
- Pratama, M. Y. (2017). Analisa Parameter Pemotongan dan Debit Pendingin CNC Milling Terhadap Kekasaran Permukaan Menggunakan Box-Behnken Design. In *Skripsi Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Jember*.
- Robles-Linares, J. A., Axinte, D., Liao, Z., & Gameros, A. (2021). Machining-induced thermal damage in cortical bone: Necrosis and micro-mechanical integrity. *Materials and Design*, 197, 109215. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.109215>
- Samarasinghe, C., Uddin, M., Bari, S., & Xian, C. (2019). Surgical bone drilling: A review. *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Proceedings (IMECE)*, 3(May 2021). <https://doi.org/10.1115/IMECE2019-10945>
- Sheng, G. T. (2016). The Effect of Using Coolant during Bone Drilling for Surgery Application. *BACHELOR OF ENGINEERING (Hons)*, 147(March), 11–40.
- Shu, L., Li, S., Terashima, M., Bai, W., Hanami, T., Hasegawa, R., & Sugita, N. (2020). A novel self-centring drill bit design for low-trauma bone drilling. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 154(April), 103568. <https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2020.103568>
- Simpson, J. R. (1996). Taguchi Techniques for Quality Engineering. *Journal of Quality Technology*, 28(4), 487–489. <https://doi.org/10.1080/00224065.1996.11979713>
- Singh, R. P., Gupta, V., Pandey, P. M., & Mridha, A. R. (2021). Effect of Drilling Techniques on Microcracks and Pull-Out Strength of Cortical Screw Fixed in Human Tibia: An In-Vitro Study. *Annals of Biomedical Engineering*, 49(1), 382–393. <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02565-2>
- Song, S., Cheng, X., Shi, M., Zheng, G., Dong, R., & Mu, Z. (2022). Study of the burr height at hole exit in bone drilling by twist drills. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 236, 095441192211241. <https://doi.org/10.1177/09544119221124170>
- Sumer, M., Misir, A. F., Telcioglu, N. T., Guler, A. U., & Yenisey, M. (2011). Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(5), 1350–1354. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2010.11.001>

- Timon, C., & Keady, C. (2019). Thermal Osteonecrosis Caused by Bone Drilling in Orthopedic Surgery: A Literature Review. *Cureus*, *11*(7), 8–12. <https://doi.org/10.7759/cureus.5226>
- Wang, H., Gao, X., Wang, B., Wang, M., Liu, Y., Zan, T., Gao, P., & Liu, C. (2022). Evaluation of temperature distribution for bone drilling considering aging factor. *Medicine in Novel Technology and Devices*, *16*(July), 100174. <https://doi.org/10.1016/j.medntd.2022.100174>
- Zhang, Y., Robles-Linares, J. A., Chen, L., Liao, Z., Shih, A. J., & Wang, C. (2022). Advances in machining of hard tissues – From material removal mechanisms to tooling solutions. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, *172*(September 2021), 103838. <https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2021.103838>