

LAPORAN
PENELITIAN PASCASARJANA
UNIVERSITAS LAMPUNG



**PEMODELAN DAN SIMULASI BAUT ULIR UNTUK
PENYAMBUNG TULANG RETAK DARI MATERIAL Ti-
6Al-4V ELI**

TIM PENGUSUL

Dr. Gusri Akhyar Ibrahim, ST. MT., 38090
Dr, Eng. Suryadiwansa Harun, ST. MT., 40600

MAGISTER TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
2021

**HALAMAN PENGESAHAN
PENELITIAN SKEMA PASCASARJANA
UNIVERSITAS LAMPUNG**

Judul	Pemodelan dan Simulasi Baut Ulir Untuk Penyambung Tulang Retak dari Material Ti-6al-4V ELI
Ketua Tim Pengusul	
a. Nama Lengkap	Dr. Gusri Akhyar Ibrahim, ST. MT.
b. NIDN	0017087103
c. SINTA ID	38090
d. Jabatan Fungsional	Lektor Kepala
e. Program Studi	Teknik Mesin
f. Nomor HP	0853 6709 2509
g. Alamat surel (e-mail)	gusri.akhyar@eng.unila.ac.id
Anggota	
a. Nama Lengkap	Dr. Eng Suryadiwansa Harun, S.T., M.T
b. NIDN	0001057002
c. SINTA ID	40600
d. Program Studi	Teknik Mesin
Jumlah mahasiswa yang terlibat	1. Muhammad Syafril 2. Muhammad yahya 3. Agung Kurnia
Lama Kegiatan	6 bulan
Sumber Dana	
a. Sumber dana institusi	Rp. 40.000.000

Dekan Fakultas Teknik Unila



Bandar Lampung 17 September 2021
Ketua Peneliti

Dr. Gusri Akhyar Ibrahim, ST.M
Nip. 197108171998021003

Menyetujui.



RINGKASAN

Berbagai aplikasi material titanium dan paduannya di bidang industri manufaktur telah dilakukan, bahkan banyak difokuskan pada pembuatan komponen ringan pesawat luar angkasa, otomotif, elektronik, olahraga dan biomedikal. Hal ini disebabkan karena titanium mempunyai beberapa kelebihan, antaranya memiliki densitas ringan, rasio kekakuan terhadap berat yang tinggi, mampu mesin yang baik, tahan terhadap korosi dan sesuai untuk material di dalam tubuh atau biocompatibel yang baik. Salah satu proses pemesinan penting yang diperlukan untuk menyediakan material implant biomedic adalah proses pemesinan, terutamanya proses pemesinan freis yang diperuntukan untuk membuat komponen implan berukuran kecil dan presisi. Pemesinan freis atau milling digunakan untuk pembuatan lubang dan kontur permukaan benda kerja. Proses pemesinan freis perlu dilakukan secara teliti agar diperoleh bentuk komponen yang sempurna. Untuk mendapatkan dimensi yang akurat dan presisi dibutuhkan cara pemesinan dengan metode yang baku. Demikian juga untuk mendapatkan parameter pemotongan yang tepat, biaya yang relatif murah, dalam waktu yang singkat dan kualitas produk yang baik, diperlukan simulasi. Bagaimanapun juga, proses pemesinan material titanium terkendala oleh sifatnya yang sulit dimesin (*difficult to machine*) maka diperlukan cara pemesinan yang tepat dan presisi. Pemilihan parameter pemotongan, penentuan metode pemesinan, pemilihan jenis pahat potong adalah faktor yang mempengaruhi kualitas dan presisi komponen yang dibuat. Penggunaan beberapa beberapa jenis metode simulasi dengan software dilakukan untuk mendapatkan optimal proses pemesinan, sering dilakukan agar produk yang dihasil berkualitas baik. Untuk mengurangi pemborosan material, waktu pemotongan dan biaya yang mahal maka diimplementasi teknik simulasi berbasis *finite elemen method*. Simulasi pembuatan komponen baut tulang dilakukan menggunakan software DEFORM berbasis metode elemen hingga dengan menggunakan pemilihan parameter pemotongan, pemodelan pahat dan baut tulang. Pemodelan pahat potong karbida digunakan untuk memotong material Ti-6Al-4V ELI. Benda kerja dimodelkan untuk mendapatkan distribusi suhu, gaya potong dan tegangan di setiap sekmen baut tulang. Untuk mendapatkan hasil analisis pada setiap respon pada baut tulang dan pahat potong diterapkan metode optimasi menggunakan disain eksperimen Response Surface Method atau RSM. Hasil penelitian menunjukkan bahwa standar kriteria TW5835-HB6,5-D12 maka jenis dan desain pahat yang dihasilkan adalah dengan e ulir 0,2 mm, maka e pahat (lebar ujung pahat ulir) sebesar 2,3 mm. Sementara baut ulir implan yang dihasilkan dengan panjang screw 80 mm, diameter mayor 6,7 mm, diameter minor 4,6 mm, pitch 2,75 mm, panjang ulir 18 mm, dedalaman ulir 1,05 mm. Untuk menghasilkan baut ulir yang demikian maka dibuat pahat dengan geometri sebagai berikut, jarak pitch 2,75 mm, lebar ujung pahat ulir sebesar 0,03 mm dengan sudut alfa 25° dan 5° sudut beta serta masing-masing sudut memiliki radius 1,2 dan 0,8 mm.

Kata kunci: Simulasi, implan material, titanium, baut tulang.

BAB I. PENDAHULUAN

1. Latar Belakang

Titanium (Ti) dan paduan titanium merupakan material ringan yang banyak digunakan secara meluas terutamanya di bidang aeroangkasa, industri lepas pantai dan bahan biomedik atau titanium tulang [1,2]. Akan tetapi, kebolehmesinan titanium dan aloi titanium dikategorikan sebagai yang kurang baik karena memiliki konduktivitas termal yang tidak dan mudah bereaksi pada suhu tinggi dengan material pahat pemotong. Konduktivitas yang rendah menyebabkan suhu pada saat pemotong menjadi tinggi, sedangkan sifat mudah bereaksi dengan bahan lain menyebabkan titanium melekat pada permukaan pahat potong atau pada permukaan benda kerja [3]. Kondisi yang demikian menyebabkan prestasi pahat menurun dalam waktu singkat dan kualitas permukaan yang dihasilkan menjadi tidak baik. Panas yang tinggi menyebabkan kekuatan pahat berkurang sehingga mudah mengalami rusak, sedangkan sifat mudah bereaksi dengan bahan lain menyebabkan serpihan menempel pada pahat dan benda kerja yang dimesin [2,3].

Pembuatan komponen pemesinan di bidang biomedik diperlukan tingkat presisi yang tinggi, karena digunakan untuk mampu bertahan dalam rentang waktu yang lama. Rentang waktu yang diperlukan sesuai dengan masa penyembuhan dalam kasus sambungan tulang [4]. Oleh karena itu, untuk menghasilkan tingkat kepresisian yang tinggi, hanya dihasilkan dengan tingkat kesulitan pemesinan yang tinggi juga, termasuk dalam kategori ini adalah proses pemesinan paduan titanium. Bagaimanapun juga, untuk mendapatkan komponen biomedik yang berkualitas diperlukan kepresisian yang tinggi, agar sewaktu diimplementasikan sesuai dengan yang diharapkan, tidak menimbulkan dampak titanium dan mempercepat proses penyembuhan. Kriteria yang diperlukan untuk komponen biomedik adalah tidak berkarat, kompatibel dengan tubuh dan memiliki daya tahan selama proses penyembuhan [3].

Kualitas yang baik, kepresisian yang tinggi dan kemudahan mengimplementasikan dapat dilakukan apabila dilaksanakan secara bertahap mengikuti proses simulasi sebelum melakukan secara eksperimental. Simulasi memberikan gambaran dan kajian terhadap faktor yang mempengaruhi proses pembuatan komponen, terutamanya adalah komponen biomedik yang memerlukan tingkat ketelitian dan kualitas yang baik [5]. Pembuatan komponen secara eksperimental atau secara langsung dilakukan, akan tetapi, biasanya hasil yang diperoleh memiliki tingkat ketelitian yang rendah, Oleh karena itu Klocke [6] merekomendasikan bahwa sebelum membuat komponen agar dilakukan simulasi terlebih dahulu untuk mendapatkan keadaan parameter pemesinan yang optimal. Selain parameter pemesinan, tingkat ketelitian dimensi, geometri dan tingkat kesalahan juga dapat dipertimbangkan. Metode FEM (*Finite Elemen*

Method) digunakan untuk melakukan simulasi dan prediksi distribusi suhu, gaya potong, kerusakan dan tegangan, baik pada pahat potong ataupun benda kerja [7]. Suhu pemotongan menjadi sumber pemicu kerusakan pahat, gaya potong menyebabkan kekuatan pahat semakin berkurang dan kualitas permukaan menunjukkan tingkat kepresisian. Oleh karena, proses simulasi dan kajiannya memberikan gambar terhadap komponen yang akan diproduksi, agar diperoleh komponen yang memiliki kualitas baik. Dengan demikian, sewaktu akan membuat komponen secara eksperimental, sudah diperoleh proses, tahapan, hasil kajian secara simulasi, sehingga produk yang dibuat mendapatkan jaminan atas kualitas dan kriteria yang diperlukan untuk komponen 5titanium. Demikian pentingnya simulasi dilakukan sebelum membuat komponen implant yang sebenarnya. Hal ini juga memastikan bahwa proses pembuatan secara ril atau eksperimen mendapatkan jaminan, kalau komponen yang dibuat adalah yang terbaik [8].

Adapun parameter dan respon yang menentukan kepresisian komponen implant dari material titanium Ti-6Al-4V ELI ditentukan oleh parameter pemesinan (kecepatan potong, pemakanan, kedalaman potong, jenis pahat potong, metode pemesinan), jenis pemesinan (bubut, freis, bor), dan respon (gaya potong, distribusi suhu dan tegangan). Metode Elemen Hingga dapat memberikan solusi untuk semua parameter tersebut, sehingga diperoleh satu prediksi kondisi untuk membuat komponen implant tulang [8,9].

2. Permasalahan Penelitian

Permasalahan pada proses pemesinan Titanium 6% Aluminium 4% Vanadium Extra Low Interstitial (Ti 6Al 4V ELI) adalah kesulitan dalam melakukan proses pemesinan mikro. Hal ini disebabkan karena sifat material ini sulit dimesin sementara memerlukan tingkat kepresisian yang tinggi. Pembuatan komponen biomedik dengan presisi tinggi menggunakan material titanium (*difficult to cut material*) selalu mendapatkan kendala terutama kekuatan yang tidak memenuhi syarat, tingkat presisi yang rendah dan kualitas permukaan yang kurang baik [10]. Keadaan tersebut sulit diwujudkan karena belum mendapat kondisi pemesinan yang memberikan hasil dengan kualitas yang baik. Oleh karena itu, untuk mendapatkan kondisi setting parameter yang baik dan akurat, perlu dilakukan kajian secara simulasi. Dengan simulasi akan diperoleh gambaran prediksi untuk menghasilkan komponen yang memenuhi standar bio-implant component. Kajian untuk memprediksi kekuatan, kualitas dan kepresisian komponen dapat dilakukan terlebih dahulu sebelum memproduksi dan mengimplementasikan pada proses implant tulang.

3. Tujuan Khusus Penelitian

- a. Melakukan simulasi proses pembuatan komponen implant tulang dari bahan Ti-6Al-4V ELI menggunakan *Finite Element Method* untuk mendapatkan proses pembuatan yang optimal, komponen yang standar dan komponen yang presisi.
- b. Melakukan kajian dan analisa terhadap komponen yang dibuat tentang suhu pemotongan, gaya pemotongan dan kerusakan komponen.
- c. Melakukan validasi terhadap hasil simulasi yang diperoleh menggunakan eksperimental, sehingga diketahui tingkat kevalidan hasil simulasi.

4. Urgensi Penelitian

- a. Membuat komponen implant tulang yang presisi dan kualitas tinggi, perlu dilakukan simulasi sebelumnya agar didapatkan komponen dengan proses yang optimal, karena Ti 6Al 4V ELI dikategorikan sebagai material yang sulit dimesin.
- b. Memproduksi baut tulang dari material titanium 6Al 4V ELI sebagai pengganti baut tanam dari stainless steel yang sudah ada, karena Ti-6Al-4V ELI lebih kompatibel dengan tubuh manusia.

BAB II. TINJAUAN PUSTAKA

1. State of Art Penelitian

Kegunaan material titanium semakin hari semakin berkembang, salah satunya adalah di bidang biomedik, dimana antara lain digunakan untuk membuat komponen implan baut tulang, pelat pengapit patah tulang, pin atau screw tulang, kerangka gigi dan gigi palsu. Perkembangan pesat ini dikarenakan oleh sifat titanium yang sangat baik diantaranya adalah rasio antara kekuatan terhadap berat yang tinggi, tahan korosi yang baik dan biokompatibilitas. Material titanium dikategorikan sebagai material yang sulit dimesin karena memiliki sifat modulus elastisitas yang rendah dan konduktivitas yang buruk, sehingga mempunyai tantangan dalam proses pembuatan alat kesehatan [1.2]. Proses pemesinan material paduan titanium memiliki banyak kendala, akan tetapi di sisi lain diperlukan produk dengan ketelitian tinggi dan keadaan permukaan yang baik. Maka untuk mendapatkan komponen yang baik dan berkualitas tinggi dihadapkan pada tingkat resiko yang tinggi bila dilakukan pemesinan langsung [7]. Oleh karena itu, pemesinan menggunakan metode simulasi terlebih dahulu adalah dibutuhkan, untuk mendapatkan keadaan pemesinan yang memberikan hasil yang berkualitas tinggi. Kualitas produk yang baik diwakili oleh tingkat kekasaran permukaan yang rendah, umur pahat yang lama, kerusakan pahat yang sedikit dan cacat material yang minimal.

Nilai kekasaran permukaan (*surface roughness*) yang merupakan salah satu indikator kualitas dan tingkat presisi permukaan dipengaruhi oleh kondisi pemotongan seperti gesekan permukaan (*surface friction*), perpindahan panas, kemampuan penyebaran pelumasan, pelapisan dan lain sebagainya. Gesekan antara permukaan yang kecil akan menghasilkan keadaan permukaan yang halus dan demikian juga sebaliknya, dimana gesekan antara muka yang besar menghasilkan permukaan yang kasar. Oleh karena itu, kekasaran permukaan menjadi tolak ukur keakuratan dan kualitas permukaan suatu produk industri manufaktur [11]

Penelitian yang dilakukan oleh Thonangsak dan Ozel [8] tentang pemesinan *milling* menggunakan material paduan titanium (Ti6Al4V), kedalaman pemakanan (*depth of cut*), kecepatan pemakanan (*speed of eating*), kecepatan spindle (*spindle speed*), diameter alat potong (*tool diameter*) dan jumlah gigi (*number of flutes*) sangat berpengaruh terhadap nilai kekasaran permukaan (*surface roughness*) dan pembentukan burr. Penelitian yang dilakukan adalah proses pemesinan *micromilling*, dimana putaran spindle adalah kecepatan tinggi dan kedalaman potong yang digunakan sangat kecil. Bagaimanapun juga, hasil penelitiannya tidak

menyebutkan secara detail berapa besar pengaruh masing-masing parameter terhadap nilai kekasaran permukaan.

Pada tahun 2020, Joanna Losowics [12] dari Universitas Teknologi Rzeszow melakukan penelitian secara simulasi tentang pengaruh koefisien gesek terhadap gaya potong dan gaya dorong pada proses pemesinan bubut. Hasil penelitiannya menyimpulkan bahwa peningkatan nilai koefisien gesek menyebabkan kenaikan gaya potong dan gaya dorong secara signifikan. Material yang digunakan pada penelitian ini adalah paduan Ti-6Al 4V, menggunakan software 3D/2D Deform dengan metode Jhonson-Cook Model. Bahkan koefisien gesek mempengaruhi pembentukan geram selama proses pemotongan berlangsung. Hasil simulasi sangat layak digunakan sebagai titik awal dalam melakukan penelitian secara eksperimental bahkan untuk pengembangan penelitian selanjutnya. Bagaimanapun juga bahan yang digunakan adalah Ti-6Al-4V yang memiliki ada sifat kesamaan dengan Ti-6Al-4V ELI. Namun pada penelitian hanya proses pembubutan luar, sedangkan untuk pembubutan baut ulir tidak dilakukan.

Penelitian dengan metode simulasi tentang penggunaan Metode Power dan Metode Jhonson-Cook Mode dilakukan terhadap material paduduan titanium, dimana digunakan untuk menganalisis suhu, gaya potong dan regangan [13]. Pemesinan dilakukan menggunakan mesin bubut datar, menggunakan pahat karbida, tanpa menggunakan pelumas pada kecepatan potong 80 m/min. Sementara itu, software yang digunakan adalah Advancedegde secara 2D dan 3D. Hasil penelitian merekomendasikan bahwa penggunaan Power Model mampu mengukur suhu potong, gaya potong dan tegangan yang lebih besar dibandingkan dengan metode konvensional Jhonson-Cook Model. Tegangan maksimum ditentukan oleh kedalaman potong yang kecil, dimana hal ini berhubungan dengan deformasi 8itaniu dan konsentrasi tegangan pada area yang kecil. Dengan demikian dapat dikatakan bahwa penggunaan metode simulasi dapat melakukan analisis untuk memprediksi faktor-faktor kritical pada pemesinan sehingga memberikan prediksi sebelum melakukan pemesinan secara eksperimental [14]

Nieslony, et. al, [15] telah melakukan kajian simulasi dan eksperimental dalam rangka menentukan tegangan sisa pada saat proses pemesinan bubut rata terhadap material Ti-6Al-4V menggunakan mesin bubut CNC. Simulasi dilakukan menggunakan software 3D Deform, dimana tegangan sisa yang ditentukan pada pahat potong jenis karbida dengan radius sebesar 10 μm . Model yang digunakan adalah Hibrid model, dimana daerah yang diamati adalah area geseran antara benda kerja dan pahat potong. Hasil penelitian menyimpulkan bahwa metode simulasi dengan FEM adalah metode yang baik untuk memprediksi tegangan sisa pada material yang berbeda-beda dan kondisi pemesinan yang berbeda pula. Bahkna metode FEM

dengan software Deform 3D dan Abaqus mampu memprediksi tegangan sisa dengan mudah dan biaya yang rendah. Hanya pada penelitian ini, respon yang ditentukan adalah tegangan sisa. Bagaimanapun, dengan metode yang sama, untuk parameter respon seperti suhu, gaya potong dan kerusakan pahat juga bisa dilakukan.

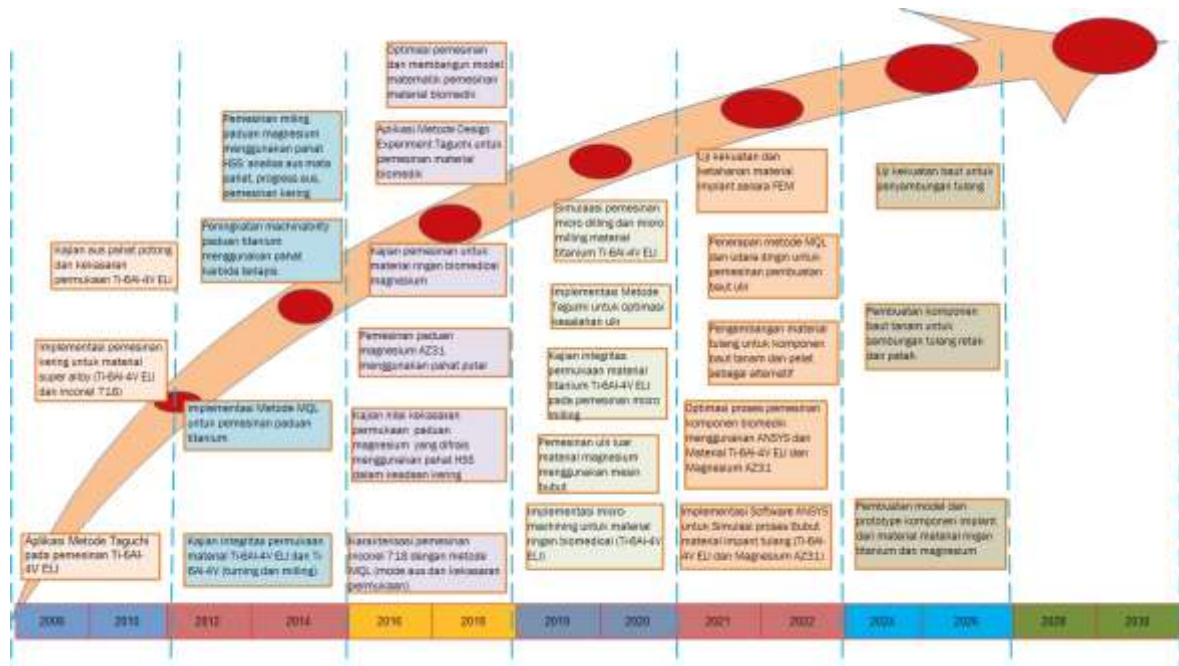
2. Peta Jalan Penelitian

Peta jalan atau roadmap penelitian ini menggambarkan periodisasi penelitian, yang dimulai sejak penelitian yang telah dilakukan, penelitian yang direncanakan, serta pengembangan penelitian untuk beberapa tahun ke depan. Penelitian terdahulu tentang pemesinan magnesium, penelitian material ringan titanium dan pemesinan menggunakan teknik pemesinan kering. Hasil penelitian terdahulu menyimpulkan bahwa unjuk kerja pemesinan bubut, freis dan bor untuk material paduan titanium dan magnesium menggunakan pelumas lebih baik daripada pemesinan kering tanpa menggunakan pelumas. Pelumas memberikan pengaruh yang signifikan terhadap performan pahat potong dan kualitas benda kerja yang dimesin. Keausan muka rusuk pahat potong karbida berlansung lebih cepat dibandingkan dengan keausan pahat pada pemesinan menggunakan pelumas berkwanitas minimum. Gesekan antara pahat potong dan benda kerja telah memicu tingginya suhu yang ditimbulkan sewaktu proses pemotongan, sehingga disimpulkan bahwa pemesinan kering tidak sesuai bila digunakan untuk pemesinan paduan titanium pada kecepatan tinggi [16, 17, 18].

Pemesinan magnesium sebagai material biomedik untuk implant tulang patah dilakukan dengan menggunakan beberapa metode antaranya adalah pemesinan bubut dan bor, dimana menentukan karakteristik bahan magnesium AZ31. Kerusakan pahat dan kualitas permukaan benda kerja magnesium ditentukan, agar diperoleh tingkat kepresisian komponen. Kepresisian lobang bor dan kepresisian ulir dianalisa untuk mendapatkan kondisi pemesinan, pemilihan pahat dan jenis pelumasan. Nilai kekasaran permukaan yang dihasilkan menentukan tingkat kepresisian lobang bor, sedangkan pemberian pelumas dapat mengurangi suhu yang dihasilkan selama proses pemotongan berlansung [19].

Pemesinan bubut menggunakan pahat yang berputar dapat mengurangi suhu pemotongan yang ditimbulkan, karena metode pemotongan pahat putar tidak sama dengan model pemotongan pahat diam. Ada waktu jeda antara mata pahat potong pertama yang bersentuhan dengan benda kerja dan mata pahat berikutnya yang bersentuhan dengan benda kerja. Model pemotongan dengan mata pahat potong ini dikategorikan sebagai model pemotongan yang tidak kontinuis pada satu mata potong [17]. Demikian juga usaha mengurangi suhu pemotongan yang ditimbulkan semasa proses pemotongan dilakukan dengan cara memberikan pelumas secara

kwantitas yang sedikit [18]. Secara detail rekam jejak penelitian dapat dilihat pada road map penelitian berikut.



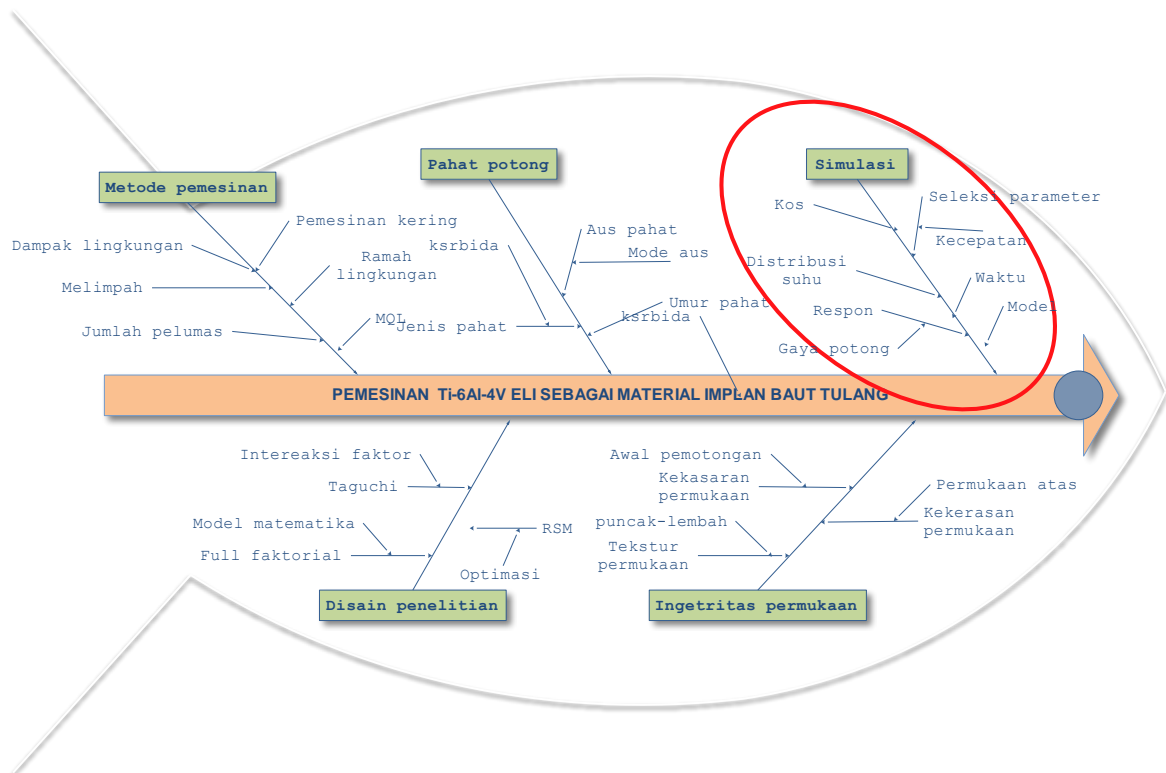
Gambar 1. Roadmap Penelitian

Beberapa penelitian telah dilakukan dan hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa usaha yang dilakukan untuk meningkatkan mampu mesin dapat dilakukan dengan rekayasa jenis pahat, pemilihan material, metode penelitian dan pengujiannya. Pada pemesian material ringan titanium dan magnesium, metode pemesian menggunakan pelumas berkwantitas minimum sangat mungkin dilakukan guna untuk mengurangi suhu yang dihasilkan sewaktu proses pemotongan. Demikian juga, teknik Metode Taguchi diimplementasikan bertujuan untuk mendapatkan kondisi pemesian yang terbaik melalui kajian pengaruh masing-masing parameter terhadap umur pahat potong dan nilai kekasaran permukaan. Dalam penelitian nantinya, aspek yang diteliti yaitu: (1) Membuat pemodelan untuk pembuatan baut penyambung tulang yang ditanam di dalam tubuh, mencari model baut yang sesuai dengan pemilihan parameter pemesian untuk menghasilkannya dan (2) melakukan simulasi aut tulang implant dengan mempertimbangan aspek kekuatan, daya potong, daya tahan terhadap beban dan diperuntukan pada jenis sambungan tertentu, (3) menvalidasi hasil yang diperoleh melalui simulai dengan seperangkat pengujian, dan (4) melakukan analisis terhadap suhu pada pahat dan benda kerja pada saat proses pemesian berlangsung.

BAB III. METODE PENELITIAN

1. Diagram Tulang Ikan Penelitian

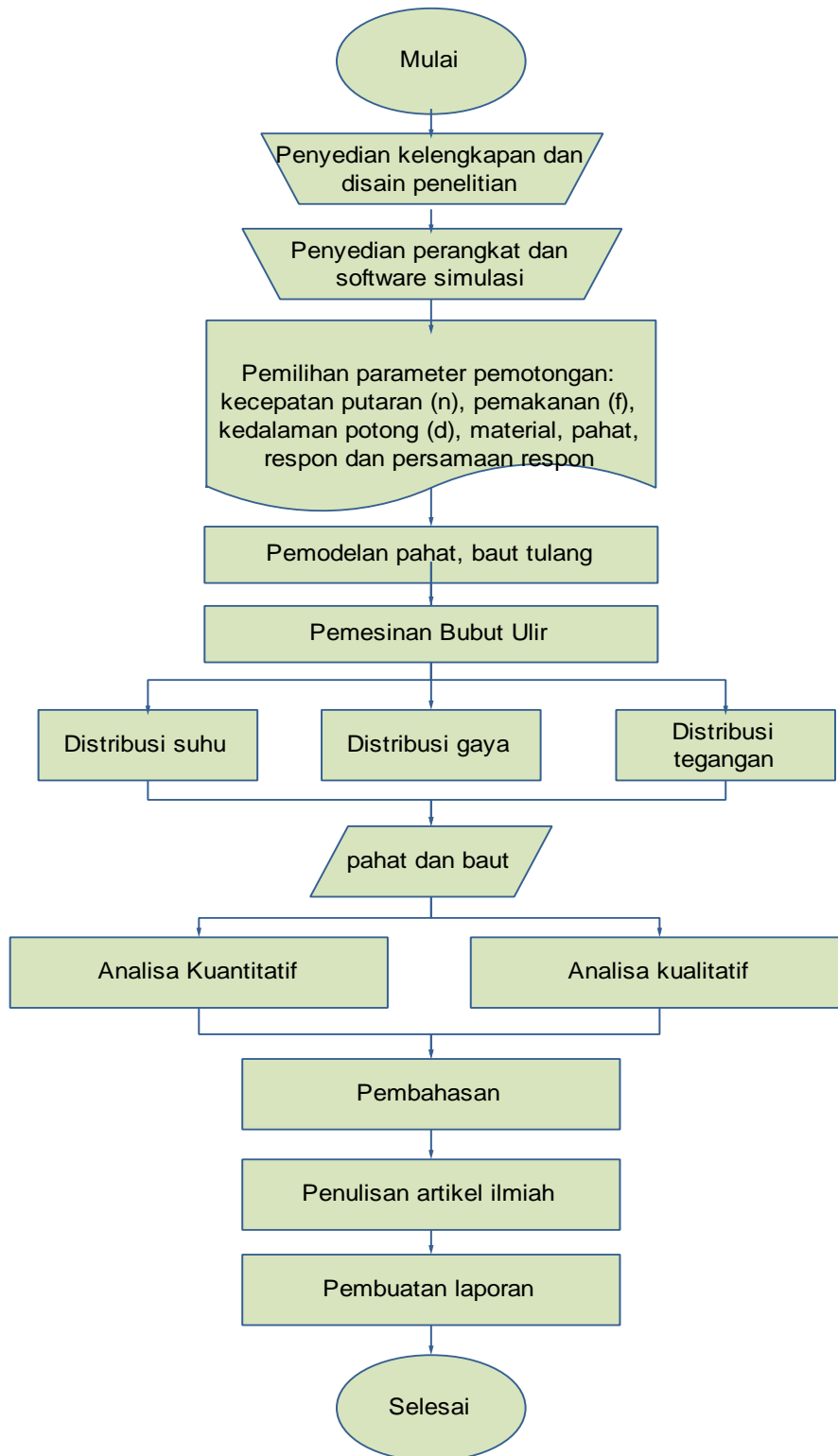
Diagram tulang ikan penelitian ini sebagaimana yang ditunjukkan pada Gambar berikut, yang mana penelitian tentang pemodelan dan simulasi pemesinan Ti-6Al-4V ELI difokuskan pada 5 hal pokok yaitu kajian tentang pahat potong, metode pemesinan, disain penelitian, integritas permukaan dan simulasi pemesinan untuk mendapatkan model komponen buat tulang yang sesuai dengan jenis sambungan tulang tertentu. Sementara itu kajian pemodelan dan simulasi pembuatan baut tulang terdiri dari analisis pemilihan parameter untuk jenis bahan Ti-6Al-4V-ELI, pembuatan model baut implant untuk jenis patah tulang tertentu, dan penentuan distribusi gaya potong, suhu pemotongan pada saat proses pemesinan berlangsung. Hal ini untuk memastikan baut yang dibuat tidak mengalami kerusakan atau cacat, sehingga ketika ditanam untuk menyambung tulang memiliki kekuatan yang cukup dan umur pakai yang lama.



Gambar 1. Diagram alir kegiatan penelitian

2. Bagan Alir Penelitian

Penelitian dilaksanakan mengacu kepada bagan alir penelitian dimana diawali dengan penyediaan bahan dan peralatan sampai dengan analisa data hasil pengamatan. Selanjutnya diakhir rangkaian penelitian adalah publikasi artikel ilmiah dan pelaporan sebagai ditunjukkan pada Gambar berikut.



Gambar 2. Diagram alir kegiatan penelitian

3. Tahapan Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan secara bertahap yang terdiri dari tahap persiapan, tahap pelaksanaan dan tahap pelaporan. Tahap persiapan merupakan penyediaan perangkat penelitian dan software yang digunakan pada penelitian, sedangkan tahapan pelaksanaan adalah pemodelan, disain pengujian, pengambilan data dan analisa serta pembahasan. Selanjutnya adalah pelaporan termasuk dalam hal ini adalah pembuatan laporan, imput data pada sistem pelaporan online dan publikasi artikel ilmiah. Secara detail dapat dijelaskan sebagai berikut.

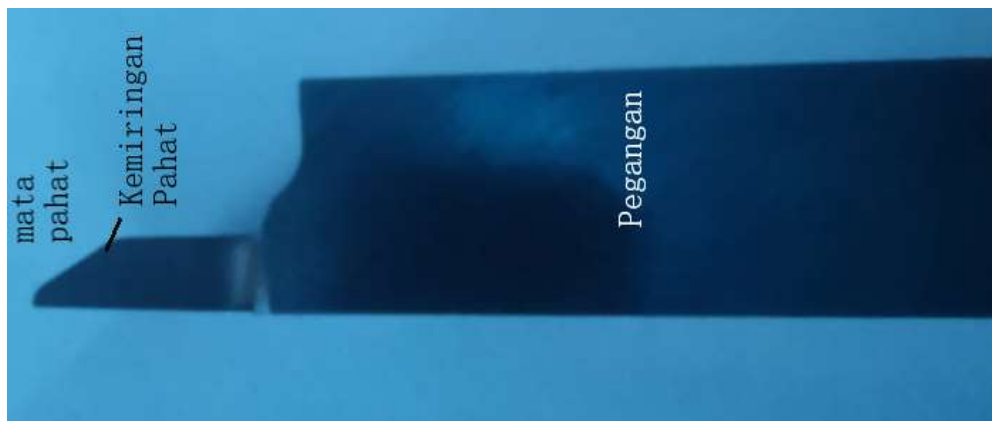
1. Tahap persiapan penelitian terdiri dari penyiapan perangkat penelitian yang digunakan, pembuatan model pahat dan pemodelan baut ulir menggunakan software Gambar Solid work. Proses simulasi dilakukan untuk menentukan distribusi suhu pada pahat potong dan baut ulir titanium menggunakan 3D Deform. Penyeleksian parameter pemotongan dilakukan berdasar kepada hasil penelitian terdahulu dan respon yang ditentukan adalah gaya potong, suhu pemotongan dan tegangan. Software yang digunakan untuk simulasi sudah tersedia di Jurusan Teknik Mesin lengkap dengan versi originalnya. Semua bahan dan peralatan yang digunakan telah dipastikan siap digunakan menjelang pelaksanaan penelitian.
2. Tahap pelaksanaan penelitian diawali dengan menentukan parameter pemesinan yang dipilih, yang dimana didapatkan dari hasil kajian terdahulu dan rekomendasi penelitian sebelumnya. Pemodelan baut tulang dilakukan untuk mendapatkan mesh dan distribusi respon yang akan diamati. Pemodelan juga dilakukan untuk pahat potong, untuk mendapatkan performan dan titik kritikal dari pahat potong. Pemesinan dilakukan menggunakan software berbasis finite elemen hingga, mendistribusikan suhu pemotongan, gaya potong yang berkerja pada baut tulang, distribusi tegangan pada baut tulang.. Pengukuran parameter respon dilakukan sebanyak 3 kali untuk mendapatkan hasil pengukuran yang lebih objektif dan mewakili nilai secara keseluruhan. Sedangkan distribusi suhu pada komponen baut tulang didapatkan dengan cara pengukuran melalui perangkat simulasi. Data yang sudah didapatkan, selanjutnya dilakukan analisa. Analisa dilakukan untuk mendapatkan nilai distribusi suhu disepanjang proses pemotongan. Hasil ini diperoleh dengan tingkat presisi yang tinggi sehingga diperoleh keadaan pemesinan dengan setting parameter terbaik. Sedangkan gaya potong di baut ulir, terdistribusi di sepanjang permukaan baut atau permukaan benda kerja.
3. Tahap berikutnya adalah Analisa, pembahasan, pelaporan dan pembuatan artikel ilmiah yang akan dipublikasikan di jurnal internasional. Pembahasan dan analisa dilakukan secara kuantitatif dan kualitatif. Secara kuantitatif menggunakan disain eksperimen dan analisa statistic menggunakan software Minitab versi 14. Sementara itu analisa kualitatif dilakukan dengan mengambil gambar meshing dan distribusi suhu pada pahat potong dan benda kerja baut ulir titanium. Pelaporan dilakukan dua kali yaitu laporan kemajuan, yang mana waktunya

adalah pada pertengahan pelaksanaan kegiatan. Sedangkan laporan akhir dibuat pada waktu penelitian telah berakhir secara keseluruhannya. Pembuatan artikel dilaksanakan menjelang berakhir penelitian, karena ini menjadi salah satu luaran wajib yang harus dicapai pada penelitian.

BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

1. Pahat Ulir

Jenis baut ulir yang digunakan untuk implant memiliki profil yang berbeda dengan baut ulir yang digunakan untuk bukan bahan implat. Profil ulir baut implant memiliki karakteristik yang berbeda, dengan jarak puncak yang lebih panjang. Selain jarak puncak, baut ulir implant mempunyai kemiringan yang lebih tajam sehingga kecepatan ulir bergerak pada saat dipasang lebih cepat. Gambar 10 menunjukkan pahat yang digunakan untuk membuat profil ulir baut implan. Karena kesulitan mendapatkan pahat yang standar dan baik, maka diinisiasi untuk membuat pahat yang memiliki kemiripan dengan pahat yang standar. Faktor kendala utama menyebabkan mendapatkan pahat ulir yang standar adalah harga yang sangat mahal dan tidak dibolehkan membeli 1 buah, akan tetapi harus diberli dalam satu paket. Hal ini yang menyebabkan harga pembelian yang sangat mahal sehingga tidak mampu dibeli dengan harga tersebut. Oleh karena itu, diputuskan untuk membuat dan memodifikasi sendiri pahat menggunakan peralatan di bengkel.



Gambar 10. Pahat ulir buat implant.

Pahat ini digunakan untuk memotong magnesium karena terbuat bahan baja HSS (*High Speed Steel*), dan memungkinkan juga untuk memotong titanium akan tetapi pada kecepatan rendah. Bila digunakan untuk membuat ulir bahan magnesium, diperkirakan akan tahan lama karena magnesium tidak bersifat keras dan juga tidak menimbulkan panas yang tinggi. Akan tetapi bila digunakan untuk memoles material titanium, kemungkinan besar akan cepat mengalami tumpul, karena titanium bersifat liat dan menimbulkan panas yang relatif tinggi. Panas yang tinggi tersebut yang menyebabkan kerusakan pada pahat sangat cepat hingga mencapai patah.

Sebaiknya, bila digunakan untuk memotong titanium paduan, pahat potong yang digunakan hendaknya terbuat dari material tungsten karbida, sehingga ia akan bertahan lama, karena tahan terhadap gesekan dan suhu tinggi. Selain memiliki daya tahan panas yang tinggi material ini juga memiliki tingkat kekerasan yang tinggi, sehingga tahan terhadap gesekan, goresan dan abrasive sewaktu proses pemotongan berlangsung.

2. Baut Ulir Magnesium

Ulir yang dihasilkan berupa profil ulir miring dengan jarak puncak yang relatif panjang, didapattkann dengan pemilihan parameter tertentu. Pemesinan dilakukan beberapa kali hingga mencapai tinggi ulir yang diinginkan. Pemilihan parameter pemotongan yang tepat akan menentukan kualitas ulir yang diperoleh, terutama dalam pemotongan dan kecepatan pemakanan yang digunakan. Sebagaimana diketahui bahwa material magnesium paduan merupakan material yang dikategorikan sebagai material yang sulit dimesin karena memiliki beberapa sifat utamanya. Material magnesium tidak tahan panas atau tidak tahan terhadap suhu pemotongan yang tinggi. Hal ini disebabkan magnesium mudah terbakar, sehingga suhu pemotongan yang tinggi menyebabkan magnesium terbakar sewaktu proses pemotongan berlangsung. Oleh karena itu, proses pemotongan harus dilakukan pada suhu yang tidak tinggi sehingga menyebabkan benda kerja terbakar.

Terbakarnya benda kerja atau magnesium menyebabkan kondisi permukaan menjadi rusak seperti permukaan menjadi kasar, ada benda lain di permukaan, dan bekas goresan akibat pemotongan. Oleh karena itu, proses pemotongan magnesium dijaga agar tidak menimbulkan panas yang menyebabkan terbakarnya permukaan. Beberapa cara yang dilakukan untuk mengurangi suhu pemotongan tinggi pada proses pemesinan magnesium adalah menentukan parameter kecepatan pemotongan yang sesuai (tidak terlalu tinggi dan juga tidak terlalu rendah). Pemotongan pada kecepatan yang tinggi menyebabkan kerusakan permukaan akibat suhu tinggi sedangkan pemotongan pada kecepatan rendah menyebabkan rendahnya kapasitas produksi.

Gambar 11 ulir cortical yang dibuat menggunakan pahat ulir, dimana pahat memiliki kemiringan sebesar..... Ulir yang dihasilkan sepanjang 25 mm dengan diameter sebesar 6.5 mm (diameter mayor), sedangkan tingkat puncak ulir bergantung kepada kedalaman potong yang dihasilkan. Kendala yang dihadapi ketika memesin magnesium menggunakan pahat ulir HSS adalah menentukan kedalaman potong, kecepatan pemakanan dan putaran spindel karena jika terlalu tinggi akan mengakibatkan ulir menjadi patah. Panas yang tinggi dan tekanan dapat ujung pahat potong mengakibatkan beban yang besar sehingga tidak mampu di tahan oleh

pahat. Oleh karena itu, karena sifat magnesium adalah material rapuh, maka diameter mayor yang digunakan tidak terlalu kecil.



Gambar 11. Ulir magnesium yang dihasilkan menggunakan pahat ulir dengan tipe

Gambar 12. menunjukkan proses pengukuran diameter mayor dan minor yang dihasilkan setelah pembuatan ulir dilakukan dengan cara membuat sebagian material secara bertahap. Pengukuran dilakukan untuk memastikan dimensi yang diinginkan sudah tercapai atau belum. Jika dimensi yang diinginkan belum tercapai maka pemotongan dilanjutkan hingga dimensi yang diinginkan telah didapatkan, sementara dalam pemakanan disesuaikan dengan banyaknya bahan yang akan dimesin hingga mendapatkan dimensi diameter yang diinginkan. Pada pembuatan ulir ini dimensi diameter mayor yang diinginkan adalah sebesar 6,5 mm, sementara saat ini, diameter luarnya menunjukkan angka 10 mm, oleh karena itu perlu dikurangkan sebanyak 3,5 mm hingga mendapatkan diameter 6,5 mm.

Walaupun pada proses pembubutan dilakukan pengukuran, ini dilakukan hanya untuk memperkirakan apakah diameter ulir yang diinginkan sudah didapati atau hampir didapati. Sesungguhnya nanti penguran ketepatan, ketelitian dan toleransi masing-masing ulir akan diukur kembali. Dengan demikian, hasil yang diperoleh nantinya, setelah proses pembuatan ulir selesai, maka akan didapatkan kriteria ulir yang sesuai dengan yang direncanakan. Beberapa kriteria yang diperhitungkan dalam menilai tingkat presisi ulir yang standar antranya adalah jarak puncak ulir, keringan sudut ulir, tinggi puncak ulir, kondisi permukaan ulir, ada atau tidaknya cacat permukaan dan kondisi pemakaiannya.



Gambar 12. Pembubutan dilakukan secara bertahap dan dilakukan pengukuran

Gambar 13 adalah salah satu kegagalan yang dialami saat proses pembuatan ulir, dimana benda kerja mengalami patah sebelum ulir selesai dimesin. Ada dua kali proses pembuatan ulir yang mengalami patah pada bagian pangkal benda kerja berdekatan dengan pemegang benda kerja. Selain material magnesium yang bersifat berpori dan cenderung tidak tahan terhadap beban, juga disebabkan oleh diameter ulir yang dibuat dikategorikan kecil (diameter 6,5 mm). Kelau dilihat bentuk patahnya tidak rata, dimana permukaan patah membentuk sudut, hal ini menunjukkan material magnesium dapat dikategorikan sebagai material yang getas atau mudah patah ketika menerima beban. Bagaimanapun juga faktor material magnesium yang berpori sangat menentukan patah yang terjadi saat proses pemesinan dilakukan. Material yang memiliki pori, cenderung mengalami konsentrasi tegangan sehingga pada saat diberikan gaya konsentrasi tegangan meningkat secara tiba-tiba. Gaya yang datang secara tiba-tiba menyebabkan bahan tidak sanggup menerima beban sehingga menyebabkan kegagalan atau patah.

Pada saat memesin magnesium yang berpori, beban yang besar dialami oleh batang atau benda kerja adalah pada bagian pangkal, berdekatan dan jepitan. Gaya bending terbesar terjadi pada saat proses pemotongan pada bagian ujung, yaitu daerah yang paling jauh dari pangkal. Pada penelitian ini, patah terjadi pada bagian pangkal berdekatan dengan jepitan, karena gaya lentur terbesar terjadi pada daerah tersebut. Patah terjadi mungkin juga disebabkan oleh pemilihan parameter yang terlalu besar, misalnya kedalaman potong yang terlalu besar, kecepatan potong yang tinggi ataupun kecepatan pemakanan yang besar. Oleh

karena itu, penentuan parameter pemotongan yang sesuai perlu dilakukan dari awal perencanaan.

Sebagaimana dapat dilihat pada Gambar 13, bahwa kedua-dua sampel mengalami patah pada daerah yang sama, maka dapat dipastikan, gaya potong yang terjadi terlalu besar. Oleh karena itu, kedalaman potong harus dikecilkan sehingga tidak menyebabkan tekanan yang berlebihan sampai menyebabkan patah. Kemungkinan lain adalah material yang dipotong mempunyai pori-pori yang banyak dan tersebar secara merata disepanjang barang ulir. Panjang ulir yang dibuat adalah 25 mm, dan patah terjadi pada daerah 22 mm dari ujung. Dengan mengurangi gaya potong melalui pengurangan kecepatan potong dan kedalaman potong maka dimungkinkan untuk membuat ulir dengan tanpa mengalami patah.



Gambar 13. Ulir magnesium mengalami patah karena magnesium bersifat getas dan berpori serta dengan dimensi diameter yang kecil

Gambar 14 menunjukkan baut ulir tipe kortikal yang dihasilkan menggunakan pahat bubut khusus yang memiliki jarak *pitch* sebesar sebesar 2,75 mm dengan ketebalan ujung ulir sebesar 0,24 mm. Pembuatan ulir dilakukan dengan diameter mayor dan minor masing-masing sebesar 6,58 mm dan 4,54 mm. Baut ulir yang dihasilkan tipe kortikal dimana hanya pada bagian ujung saja yang memiliki ulir sedangkan bagian yang lain tanpa ulir. Tebal ulir yang terbentuk mendekati dari *thread whirling standard* yaitu 0,2 mm. sedangkan diameter mayor dan minor yang diinginkan over namun masih masuk dalam batas toleransi yaitu 0 sampai -0,15 mm. Hal ini menandakan bahwa lebar pahat ulir sudah sesuai yang diharapkan. Sebagian besar baut ulir dibuat menggunakan teknik pemotongan *whirling* , dimana benda

kerja berputar sedangkan pahat potong juga dalam keadaan berputar. Namun putaran benda kerja disesuaikan dengan putaran pahat hingga mendapatkan jarak pucak ulir yang direncanakan.



Gambar 14. Baut ulir implant dari material magnesium

3. Baut Ulir Titanium

Gambar 15 menunjukkan baut ulir kortikal dari bahan paduan titanium Ti-6Al-4V ELI yang digunakan untuk menyambung patah tulang. Bagaimanapun juga sudah banyak baut ulir dengan bahan sejenis diproduksi di negara maju, akan tetapi proses pembuatannya menggunakan teknik pemesinan *whirling*, dimana proses pembuatannya lebih rumit dan melibatkan perangkat pemesinan yang banyak. Akan tetapi baut ulir sebagaimana yang ditunjukkan pada Gambar 15 adalah baut ulir titanium yang diproduksi menggunakan mesin bubut konvensional. Dengan menggunakan pahat bubut ulir yang khusus, dimana rancangan dilakukan mengacu kepada bentuk ulir yang akan dibuat dan dimensi ulir yang dihasilkan. Baut ulir titanium ini memiliki geometri dan dimensi yang sama dengan baut ulir yang dibuat dari material magnesium, sebagaimana yang ditunjukkan pada Gambar 14. Sementara dimensi baut ulir ini sebagaimana yang ditunjukkan pada Tabel 1. Panjang ulir total adalah 80 mm dan bagian membetuk ulir sepanjang 18 mm.



Gambar 15. Baut ulir kortikal dari bahan titanium paduan (Ti-6Al-4V ELI)

Tabel 1. Geometri dan dimensi *screw*

No	Bagian Screw	Ukuran (mm)
----	--------------	-------------

1	Panjang screw	80
2	Diameter mayor	6,7
3	Diameter minor	4,6
4	Panjang ulir	18
5	Kedalaman ulir	1,05
6	Jarak antar ulir	2,75

Gambar 16 menunjukkan jenis karbida yang digunakan untuk membuat ulir pada material titanium paduan, dimana pahat ini adalah jenis karbida. Sudah menjadi ketentuan bahwa untuk memotong bahan paduan titanium minimal menggunakan pahat karbida, karena bahan titanium adalah material yang ulir dan menimbulkan panas yang tinggi saat memesis. Daya tahan pahat karbida jauh lebih tinggi dibandingkan dengan pahas HSS. Sementara pahat HSS hanya dibisa digunakan untuk memesis material sejenis magnesium, dan tidak mungkin mampu memotong paduan titanium dengan baik. Oleh karena itu, dapat dipastikan untuk menghasilkan ulir dengan ukuran yang presisi sesuai dengan yang direncanakan maka pahat jenis karbida dapat dijadikan sebagai pilihan utama. Hal ini bertujuan untuk mendapatkan geometri ulir dengan ketelitian baik dan pahat tahan terhadap aus akibat gesekan antara pahat dan benda kerja atau pahat dengan gerap yang dihasilkan.



Gambar 16. Pahat karbida yang digunakan untuk memotong paduan titanium

BAB V. KESIMPULAN

4. Kesimpulan

1. Telah dihasilkan bentuk pahat yang sesuai dengan bentuk *screw* untuk fiksasi tulang menggunakan mesin Great-D1 dengan geometri pahat sebagai berikut, jarak *pitch* 2,75 mm, lebar ujung pahat ulir sebesar 0,03 mm dengan sudut alfa 25° dan 5° sudut beta serta masing-masing sudut memiliki radius 1,2 dan 0,8 mm.
2. Untuk menghasilkan baut ulir dengan kriteria TW5835-HB6,5-D12 maka jenis dan desain pahat yang dihasilkan adalah dengan e ulir 0,2 mm, maka e pahat (lebar ujung pahat ulir) sebesar 2,3 mm.
3. Berdasarkan referensi Arthex 4.5/6.7 mm *low profil screw system surgical technique*, adapun bentuk dan ukuran yang dibuat sebagai berikut : Panjang *screw* 80 mm, Diameter mayor 6,7 mm, Diameter minor 4,6 mm, pitch 2,75 mm, Panjang ulir 18 mm, Kedalaman ulir 1,05 mm.

4. Rekomendasi

Karena pahat yang digunakan untuk membuat baut ulir bahan titanium ini tidak dirancang dengan baik dan cermat diawal penelitian, akan tetapi proses pembuatan baut ulir dilakukan menggunakan pahat yang diproduksi sendiri. Pahat ini belum diteliti dimensinya dan ketepatan geometri serta fungsi masing-masing geometri. Oleh karena itu pada bagian rekomendasi diberikan agar dilakukan desain pahat ulir yang sistematis sehingga tujuan masing-masing geometri dapat ditunjukkan dengan baik.

REFERENSI

- [1] Che-Haron, C.H. and Jawaid, A. 2005, The Effect of Machining on Surface Integrity of Titanium Alloy Ti—6% Al—4% V, *Journal of Materials Processing Technology*, 166, 188-192.
- [2] Ezugwu, E.O., Bonney, J., Da Silva, R.B., Machado, A.R. And Sales, W.F. 2005, Observations of tool life and wear mechanisms in high speed machining of Ti-6Al-4V with PCD tools using high pressure coolant supply, Presented at a World Tribology Congress. III, Washington, USA
- [3] Biermann, D., Liu, Y. 2014, Innovative flowdrilling on magnesium wrought alloy AZ31, *Procedia CIRP* 18, pg. 209 – 214.
- [4] Carou, D., Rubio, E.M., Agustina, B.D., Teti, R. 2017, Sustainable turning of the Ti-6Al-4V alloy at low feed rates: surface quality assessment, *Procedia Manufacturing* 8. 769 – 77
- [5] Gusri, A.I. 2014, Identifikasi nilai kekasaran permukaan pada pemesinan paduan magnesium, *Jurnal Mechanical Teknik Mesin Universitas Lampung*, hal. 11 – 15.
- [6] Klocke, F., Abouridouane, M., Gerschwiler, K. & Lung, D., 2011, 3D modelling and simulation of gun drilling. *Advanced Materials Research*, 223, pp. 12-19.
- [7] Ozel, T., 2012. *Finite Element Modeling and Simulation of Micro-Milling*. New Jersey, U.S.A: Rutgers University Piscataway.
- [8] Thanongsak, T., Ozel, T. 2013, Finite element simulation of micro end milling titanium alloy: comparison of viscoplastic and elasto-viscoplastic models, *Proceeding of NAMRE/SME*, Vol. 41.
- [9] Thepsonthi, T., 2013. *3-D Finite Element Simulation of Micro-Milling Ti-6Al-4V Titanium Alloy*. New Jersey 08854 USA: Rutgers University
- [10] Rubia, E.M., Corrou, D., Herrera, J., Davim, J.P. 2018, Latest advances in the micro-milling of titanium alloys: a review, *Procedia Manufacturing* 13, 275–282
- [11] Bhaskar, J.V., Phanibabu, V.V. 2019, Calculating Surface Roughness Values with Different Parameters by Turning Process Using Taguchi Method, *International Journal & Magazine of Engineering, Technology, Management Research*, Vol. 4, Np. 3.
- [12]. Lisowicz, J., 2020, Influence of coefficient of friction on Ti-6Al-4V Titanium alloy turning process-FEM Analysis, *Technologia Automatykacja Montazu*.

- [13]. Nieslony¹, P., Grzesik¹, W., Chudy, R., Laskowski, P., Habrat, W. 2016, 3D FEM Simulation of Titanium Machining, International Conference on Advanced Manufacturing Engineering and Technologies, Polandia.
- [14] Ali, M.H., Ansari, M.N.M., Khidhir, B.A., Mohamed, B., Oshkour, A.A. 2014, Simulation machining of titanium alloy (Ti 6Al 4V) based on the finite element modeling, Journal of Bazilian Society of Mechanical and Engineering, Vol. 36, pp. 315-324.
- [15]. Nieslony, P., Grzesik, W., Laskowski, P., Habrat, W. 2013, FEM-Based Modelling of the Influence of Thermophysical Properties of Work and Cutting Tool Materials on the Process Performance, Procedia CIRP, pp. 3-8.
- [16] Ibrahim, G.A., Che Haron, C.H., Ghani, J.A. 2010, Tool wear mechanism in continuous cutting of difficult-to-cut material under dry machining, Advanced Materials Research, Vol. 126-128, pp. 195-201.
- [17] Akhyar, G., Purnomo, B., Hamni, A., Harun, S., Burhanuddin, Y. 2017, The machined surface of magnesium AZ31 after rotary turning at air cooling condition, Jurnal: IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering, Volume: 344 |
- [18] Gusri A. I., Achmad, Y., Robby, S. 2018, Efek Pelumasan Metode Minimum Quantity Lubrication (MQL) Terhadap Kualitas Permukaan Benda Kerja Magnesium, Jurnal: Turbo Jurnal Teknik Mesin Univ. Muhammadiyah Metro, Volume: 7,
- [19] Gusri, A. I., Yanuar, B., Didiek, E. 2019, Analisis kepresisian lobang bor pada pemesinan magnesium AZ31 menggunakan metode Taguchi. Jurnal: Flywheel. Volume: 5,