

**RANCANG BANGUN SISTEM PAHAT PUTAR MODULAR
(*MODULAR ROTARY TOOL SYSTEM*) UNTUK PEMESINAN
ALAT KESEHATAN ORTOPEDI
(SKRIPSI)**

Oleh

DWI NOVRIADI



JURUSAN TEKNIK MESIN

FAKULTAS TEKNIK

UNIVERSITAS LAMPUNG

2016

ABSTRAK

RANCANG BANGUN SISTEM PAHAT PUTAR MODULAR (MODULAR ROTARY TOOL SYSTEM) UNTUK PEMESINAN ALAT KESEHATAN ORTOPEDI

Oleh

DWI NOVRIADI

Titanium paduan (Ti 6Al-4V ELI) merupakan material yang umum digunakan untuk pembuatan implan biomedis, karena sifatnya yang ringan, tahan korosi dan memiliki sifat biokompatibilitas. Tetapi material ini juga memiliki sifat konduktivitas termal yang rendah. Hal ini mengakibatkan kenaikan panas pahat yang terlokalisasi pada satu titik sehingga menyebabkan keausan pahat lebih cepat. Pahat putar merupakan sebuah metode pemesinan yang memanfaatkan putaran pahat untuk mendinginkan area mata potong saat tidak melakukan kontak terhadap benda kerja. Oleh karena itu metode pemesinan ini berpotensi untuk mengatasi permasalahan dalam pemesinan alat kesehatan ortopedi bermaterial titanium paduan. Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan rancangan dan melakukan proses pembuatan sistem pahat putar modular. Perancangan dilakukan dengan menggunakan metode Pahl and Beitz dan menganalisa *embodiment design* dengan menggunakan metode elemen hingga yang dibantu dengan perangkat lunak. Perancangan yang dilakukan menghasilkan konsep pahat putar yang terdiri dari 2 unit modul yaitu modul *round cutter* dan modul *mill cutter*. Kedua modul ini mampu melakukan beberapa jenis pemotongan seperti *facing*, *roughing* dan *threading*. Analisa modul *round cutter* dengan menggunakan perangkat lunak diperoleh tegangan maksimum poros sebesar 22,934 MPa dan setelah dilakukan perhitungan secara teoritis didapatkan besar tegangan maksimum poros yaitu 25,54 MPa. Nilai tegangan ini tidak melebihi tegangan yang diizinkan poros saat proses perancangan yaitu 47,37 MPa sehingga poros masih mampu dan aman saat diberi beban pemotongan. Kecepatan getar pada poros modul *round cutter* dari hasil simulasi yaitu 0,62988 mm/detik dengan RMS sebesar 0,31851 mm/detik, nilai ini masuk kedalam zona A yang berarti getaran dapat diterima dan mesin dapat digunakan sesuai dengan standar ISO 2372. Kecepatan getar modul *mill cutter* dari hasil simulasi yaitu 3,472 mm/detik dengan RMS sebesar 2,9179 mm/detik, nilai ini tergolong pada zona C yang berarti mesin dapat digunakan dengan waktu operasi yang singkat. Proses pembuatan sistem pahat putar modular memakan waktu 34,60971 jam atau 6 hari kerja dengan waktu kerja 6 jam/hari. Biaya yang dibutuhkan untuk membuat sistem pahat putar modular yaitu Rp. 39.165.350,00.

Kata kunci: Titanium 6Al-4V, pahat putar, gaya potong, getaran

ABSTRACT

DESIGN AND FABRICATION OF MODULAR ROTARY TOOL SYSTEM FOR MACHINING ORTHOPEDIC MEDICAL DEVICES

By

DWI NOVRIADI

Titanium alloy (Ti 6Al-4V) is generically used for manufacturing of biomedical implants, due to its lightweight, corrosion resistant and has the biocompatibility characteristic. But this material also has a low thermal conductivity properties. It causes an increase of heat at the tool which is localized at one point, so it caused the tool wear become more faster. Rotary tool is a machining method which is used rounded tool as a tool edge cooling method when there is no contact against a workpiece. Therefore, this machining method has a potential to solved the overcome problem in machining orthopedic medical devices that made from titanium alloy. The aim of this research was to designing and fabricating the modular rotary tool system. The design processing was based on Pahl and Beitz method and the design embodiment was analyzed using finite element software. The design process produce the rotary tool which is consist two unit of modules, round cutter module and mill cutter module. The modules are capable to perform several type of cutting such facing, roughing and threading. Round cutter module analysis using software retrieved maximum axis strain was 22.934 MPa. After theoretical measurement has been done, maximum capacity axis strain was retrieved as 25.54 MPa. The ammount was not overpowering the allowed ammount during constructing process which was 47.37 MPa so that the axis was securely able to restrain the cutting load. The velocity of vibration on the axis of module round cutter from the simulation result was 0.62988 mm/s with RMS of 0.31851 mm/s. This value included in zone A which meant it could be used and accepted so that the machine can be used in the ISO 2372 standard. The velocity of mill cutter according to simulation was 3.472mm/s with RMS of 2.9179 mm/s. This value is included in zone C where the machine can be used for short duration. The process of creating the modular round tool consume 34.60971 hours of 6 working days with 6 hours daily work. The ammount of money needed to fabricate the system was Rp. 39,165,350.00

Keywords : Titanium 6Al-4V, rotary tool, Cutting force, Vibration

**RANCANG BANGUN SISTEM PAHAT PUTAR MODULAR
(*MODULAR ROTARY TOOL SYSTEM*) UNTUK PEMESINAN
ALAT KESEHATAN ORTOPEDI**

Oleh

DWI NOVRIADI

Skripsi

**Sebagai satu syarat untuk mencapai gelar
SARJANA TEKNIK**

Pada

Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Lampung



**JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
2016**

Judul Skripsi

: RANCANGAN BANGUN SISTEM PAHAT PUTAR
MODULAR (MODULAR ROTARY TOOL SYSTEM)
UNTUK PEMSINAN ALAT KESEHATAN ORTOPEDI

Nama Mahasiswa

: Dwi Novriadi

Nomor Pokok Mahasiswa : 1015021028

Program Studi

: Teknik Mesin

Fakultas

: Teknik

MENYETUJUI

1. Komisi Pembimbing



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

NIP. 19700501 200003 1 001



Dr. Jamiatul Akmal, S.T., M.T.

NIP. 19690801 199903 1 002

2. Ketua Jurusan Teknik Mesin

Ahmad Su'udi, S.T., M.T.

NIP. 19740816 200012 1 001

MENGESAHKAN

1. Tim Penguji

Ketua

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

Anggota

: **Dr. Jamiatul Akmal, S.T., M.T.**

Penguji

Bukan Pembimbing

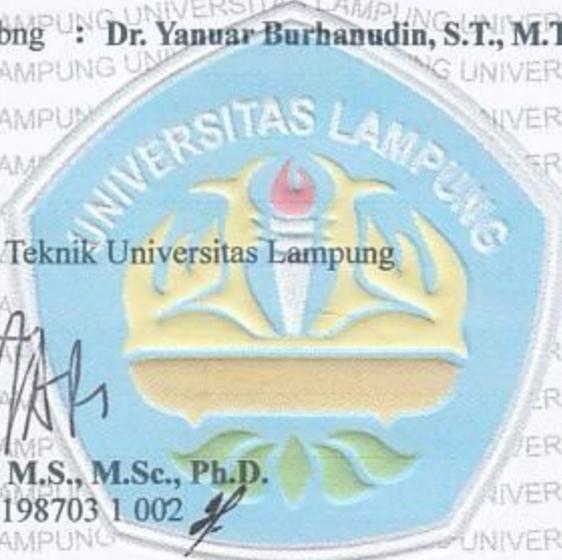
: **Dr. Yanuar Burhanudin, S.T., M.T.**

2. Dekan Fakultas Teknik Universitas Lampung



Prof. Suharno, M.S., M.Sc., Ph.D.

NIP. 19620717 198703 1 002



Tanggal Lulus Ujian Skripsi : 18 Agustus 2016

PERNYATAAN PENULIS

TUGAS AKHIR INI DIBUAT SENDIRI OLEH PENULIS DAN BUKAN HASIL
PLAGIAT SEBAGAIMANA DIATUR DALAM PASAL 27 PERATURAN
AKADEMIK UNIVERSITAS LAMPUNG DENGAN SURAT KEPUTUSAN
REKTOR No. 3187/H26/DT/2010

YANG MEMBUAT PERNYATAAN



DWI NOVRIADI
NPM. 1015021028

RIWAYAT HIDUP



Penulis dilahirkan di Abung Barat 13 November 1990, sebagai anak kedua dari pasangan Bapak Syarudin dan Ibu Siti Halijah, S.Pd.SD. penulis menyelesaikan pendidikan Sekolah Dasar di SD Negeri 01 Oganlima Kecamatan Abung Barat Lampung Utara pada tahun 2002, pendidikan Sekolah Menengah Pertama di SMP Negeri 01 Abung Barat pada bulan tahun 2005, pendidikan Sekolah Menengah Atas di SMK Negeri 2 Terbanggi Besar Kecamatan Terbanggi Besar Lampung Tengah pada Tahun 2008, dan pada tahun 2010 penulis terdaftar sebagai Mahasiswa Teknik Mesin Universitas Lampung melalui Seleksi Nasional Masuk Perguruan Tinggi Negeri (SNMPTN).

Selama menjadi mahasiswa, penulis juga aktif dalam organisasi internal kampus, yaitu sebagai pengurus Himpunan Mahasiswa Teknik Mesin (HIMATEM) sebagai Anggota Bidang Minat dan Bakat pada tahun 2011-2012, menjadi pengurus Himpunan Mahasiswa Teknik Mesin (HIMATEM) sebagai Kepala Biro Kesekretariatan pada tahun 2012-2013, menjadi pengurus UKMF Cremona Fakultas Teknik sebagai Kepala Divisi Desain Grafis pada tahun 2012-2014.

Pada bidang akademik, penulis melaksanakan Kerja Praktik (KP) di Balai Mesin Perkakas, Teknik Produksi dan Otomasi (MEPPO) BPPT yang berlokasi di Serpong Tangerang Selatan pada tahun 2013. Pada tahun 2015 penulis melakukan

penelitian pada bidang konsentrasi Produksi Perancangan dengan judul tugas akhir “Rancang Bangun Sistem Pahat Putar Modular (Modular Rotary Tool System) untuk Pemesinan Alat Kesehatan Ortopedi” dibawah bimbingan Bapak Dr. Eng. Suryadiwansa Harun, M.T. dan Dr. Jamiatul Akmal, S.T., M.T.

Bandar Lampung, 24 Agustus 2016

Penulis

Dwi Novriadi

MOTTO

"Barang siapa yang mengerjakan amal shaleh, baik laki-laki maupun perempuan dalam keadaan beriman, maka sesungguhnya akan kami berikan kepadanya kehidupan yang baik"

(Q.S. An-Nahl:91)

"Dan bahwasanya seseorang manusia tidak memperoleh selain apa Yang telah diusahakannya"

(Q.S. An-Najm:39)

"Think of an idea to change our world, and put it into action!"

(Pay it forward)

KARYA INI KUPERSEMBAHKAN UNTUK

Kedua Orang Tua

Syafrudin dan Siti Halijah

Kakak dan adikku tercinta

Alm. Agus Riandi & Alm. Dinda Marsdalena

Rekan-rekan Seperjuangan

Teknik Mesin - Universitas Lampung

2010

Almamater Tercinta

Teknik Mesin - Universitas Lampung

SAN WACANA

Assalamu'alaikum Wr. Wb.

Alhamdulillahirobbilalamin, puji syukur kehadiran Allah SWT yang senantiasa melimpahkan rahmat dan hidayah, serta inayah-Nya kepada penulis sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir dengan mempersembahkan judul "*Rancang Bangun Sistem Pahat Putar Modular (Modular Rotary Tool System) untuk Pemesinan Alat Kesehatan Ortopedi*" dengan sebaik-baiknya.

Shalawat beriring salam selalu tercurah kepada junjungan seluruh alam Nabi Muhammad SAW, sahabatnya, serta para pengikutnya yang selalu istiqomah diatas jalan agama islam hingga hari ajal menjemput.

Dalam penyusunan tugas akhir ini penulis banyak mendapat bimbingan, motivasi dan bantuan baik moral maupun materi oleh banyak pihak. Untuk itu dengan sepenuh ketulusan hati penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. Ibuku tercinta Siti Halijah dan ayahku Syafrudin yang tak pernah henti-hentinya memberikan dukungan moral dan materilnya serta doa dan kasih sayangnya.
2. Bapak Ahmad Suudi, S.T.,M.T. selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung.

3. Bapak Harnowo Supriadi, S.T.,M.T selaku Sekretaris Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung.
4. Bapak Dr. Eng. Suryadiwansa Harun, S.T.,M.T selaku dosen pembimbing utama tugas akhir ini, yang banyak memberikan waktu, ide pemikiran dan semangat serta motivasi bagi penulis.
5. Bapak Dr. Jamiatul Akmal, S.T.,M.T. selaku pembimbing kedua tugas akhir ini, yang telah banyak memberikan waktu dan pemikiran bagi penulis.
6. Bapak Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T. selaku dosen pembahas yang telah banyak memberikan kritik dan saran yang bermanfaat bagi penulis.
7. Seluruh dosen Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung berkat ilmu yang telah diajarkan kepada penulis selama penulis menjalani masa studi di perkuliahan.
8. Staf Akademik serta Asisten Laboratorium yang telah banyak membantu kepada penulis, sehingga dapat menyelesaikan tugas akhir ini.
9. Ayahanda Syafrudin dan Ibunda Siti Halijah, S.Pd.SD serta saudaraku tercinta Maino Syaftama, Tri Melta Sari, Riski Asmiana dan Imanda Mukti yang selalu memberikan dukungan baik berupa doa maupun materil dan sekaligus menjadi penyemangat serta inspirator bagi penulis untuk menyelesaikan tugas akhir ini.
10. Rekan–rekan yang turut membantu dalam pelaksanaan tugas akhir. Feri Fariza, Rifai, Muhdi, salpa, doni, terimakasih atas waktu dan tenaga yang diberikan untuk pelaksanaan tugas akhir.
11. Seluruh rekan-rekan lengkers Chikal Noviansyah, S.T, Nur Sai'in, S.T, M.Zen Syarif, Baron Hariyanto, S.T, Rahmat Dani, S.T, Prancana M Riyadi, S.T, Dwi Andri Wibowo, S.T, Galih Koritawa Purnomo, S.T, Yayang

Rusdiana,S.T terimakasih atas kebersamaannya sejak semester awal hingga akhir. Semoga persahabatan ini akan tetap terjaga sampai kapanpun.

12. Seluruh rekan-rekan teknik mesin khususnya rekan seperjuangan angkatan 2010 untuk kebersamaan yang telah dijalani. Tiada kata yang dapat penulis utarakan untuk mengungkapkan perasaan senang dan bangga menjadi bagian dari angkatan 2010. “Salam Solidarity Forever”.

13. Dan semua pihak yang telah membantu dalam penyusunan tugas akhir ini yang tidak bisa penulis sebutkan satu-persatu.

Akhir kata, Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan, akan tetapi sedikit harapan semoga yang sederhana ini dapat berguna dan bermanfaat bagi kita semua.

Wassalamu'alaikum Wr. Wb.

Bandar Lampung, 24 Agustus 2016

Penulis,

Dwi Novriadi
NPM. 1015021028

DAFTAR ISI

	Halaman
ABSTRAK	i
HALAMAN JUDUL	iii
HALAMAN PERSETUJUAN	iv
HALAMAN PENGESAHAN	v
PERNYATAAN PENULIS	vi
RIWAYAT HIDUP	vii
HALAMAN MOTTO	ix
HALAMAN PERSEMBAHAN	x
SANWACANA	xi
DAFTAR ISI	xiv
DAFTAR GAMBAR	xvi
DAFTAR TABEL	xxi
DAFTAR LAMPIRAN	xxiii
DAFTAR SIMBOL	xxiv
 BAB I. PENDAHULUAN	
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Tujuan	3
1.3. Batasan Masalah	4
1.4. Sistematika Penulisan	4

BAB II. TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Ortopedi	6
2.1.1. Implan Biomedis	6
2.1.2. Biomaterial	7
2.2. Titanium	8
2.2.1. Pemesinan Titanium	10
2.2.2. Pahat Putar	14

BAB III. METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Metodologi Desain	18
3.1.1. Metode Desain	19
3.1.2. Penjelasan dan Perencanaan Rancangan Sistem Pahat Putar Modular	22
3.1.3. Konseptual Desain Sistem Pahat Putar Modular	27
3.2. Metodologi Manufaktur	37

BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Pemilihan Konsep Sistem Pahat Putar Modular	39
4.1.1. Evaluasi Konsep Sistem Pahat Putar Modular	39
4.1.2. Pemilihan Konsep Solusi	40
4.2. Embodiment Desain	44
4.2.1. Komponen	44
4.2.2. Analisa Kekakuan dan Kekuatan	68
4.3. Perancangan Detail	124
4.4. Manufaktur Sistem Pahat Putar Modular	125

BAB V. SIMPULAN DAN SARAN

5.1. Simpulan	137
5.2. Saran	140

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1. Berbagai jenis implan biomedis	7
Gambar 2.2. Efek kecepatan potong terhadap umur pakai pada kecepatan pemakanan konstan untuk material titanium 6Al-4V	12
Gambar 2.3. Ilustrasi proses pemesinan bubut dengan pahat berputar	14
Gambar 2.4. Aliran panas selama proses pemesinan bubut dengan pahat putar	15
Gambar 3.1. Tiga peran penting dalam proses desain	19
Gambar 3.2. Diagram alir proses perancangan sistem pahat putar modular untuk pemesinan alat kesehatan ortopedi	22
Gambar 3.3. a. Pahat putar bergerak sendiri (<i>self propelled rotary tool</i>) b. Pahat putar aktif tergerak (<i>active driven rotary tool</i>)	25
Gambar 3.4. <i>Black box</i> struktur fungsi sistem pahat putar modular untuk pemesinan alat kesehatan ortopedi	27
Gambar 3.5. Diagram struktur fungsi	27
Gambar 3.6. Simbol alternatif fungsi	30
Gambar 3.7. Konsep 1 sistem pahat putar modular	31
Gambar 3.8. Konsep 2 sistem pahat putar modular	32
Gambar 3.9. Konsep 3 sistem pahat putar modular	33

Gambar 3.10. Konsep 4 sistem pahat putar modular	34
Gambar 3.11. Konsep 5 sistem pahat putar modular	35
Gambar 3.12. Konsep 6 sistem pahat putar modular	36
Gambar 3.13. Proses manufaktur sistem pahat putar modular	38
Gambar 4.1. Konsep terpilih untuk dikembangkan	43
Gambar 4.2. Modular <i>round cutter</i>	52
Gambar 4.3. Modul <i>mill cutter</i>	56
Gambar 4.4. Dimensi <i>toolpost</i> mesin bubut	57
Gambar 4.5. Model 3 dimensi <i>holder</i>	58
Gambar 4.6. Benduk rancangan awal <i>bed</i>	59
Gambar 4.7. Konponen <i>linear guideway</i>	60
Gambar 4.8. Penomoran <i>linear guideway</i>	62
Gambar 4.9. Dimensi blok dan rel <i>linear guideway</i>	63
Gambar 4.10. Konsep mekanisme pengubah sudut	66
Gambar 4.11. <i>Eksternal gear</i>	67
Gambar 4.12. <i>Internal gear</i>	68
Gambar 4.13. Desain 3D <i>toolpost</i>	68
Gambar 4.14. <i>Insert RCMT</i> (a) bentuk 3D (b) tampak 2D	70
Gambar 4.15. Model 3D <i>software</i> Deform (a) bentuk sederhana benda kerja (b) bentuk detail benda kerja	72
Gambar 4.16. Arah gaya pada simulasi	73

Gambar 4.17. Grafik hasil perhitungan simulasi gaya pemotongan (a) gaya longitudinal (F_l) (b) gaya tangensial (F_t) dan (c) gaya radial (F_r)	74
Gambar 4.18. Grafik hasil simulasi gaya potong	76
Gambar 4.19. Penyederhanaan bentuk poros	78
Gambar 4.20. Poros pada bidang XY	79
Gambar 4.21. Poros pada bidang YZ	81
Gambar 4.22. Grafik tegangan dan momen	83
Gambar 4.23. Grafik faktor konsentrasi tegangan K_t	85
Gambar 4.24. Grafik konsentrasi tegangan K_{ts}	85
Gambar 4.25. Grafik sensitivitas <i>Notch</i> (q)	86
Gambar 4.26. Grafik sensitivitas <i>Notch</i> (q_{shear})	86
Gambar 4.27. Kondisi batas pada simulasi	88
Gambar 4.28. Hasil simulasi tegangan pada poros	89
Gambar 4.29. Tegangan maksimum poros	91
Gambar 4.30. Asumsi perhitungan frekuensi natural	93
Gambar 4.31. Gambar kondisi batas simulasi frekuensi natural	100
Gambar 4.32. Modus bentuk hasil simulasi	102
Gambar 4.33. Modus getar 1 pada frekuensi 1660,3 Hz	103
Gambar 4.34. Modus getar 2 pada frekuensi 1660,7 Hz	104
Gambar 4.35. Kondisi batas dengan menggunakan gaya potong	105
Gambar 4.36. Parameter setting (a) rentang frekuensi (b) rentang waktu ...	106

Gambar 4.37. Modus getar pertama pada 1660,3 Hz (a) tegangan 0,074 MPa (b) perpindahan $6,037 \times 10^{-5}$ mm (c) kecepatan getar 0,6298 mm/detik	109
Gambar 4.38. Modus getar kedua pada 1660,7 Hz (a) tegangan 0,074 MPa (b) perpindahan $6,036 \times 10^{-5}$ mm (c) kecepatan getar 0,6298 mm/detik	110
Gambar 4.39. Modus getar ketiga pada 9100,21 Hz (a) tegangan 0,010 MPa (b) perpindahan $1,101 \times 10^{-5}$ mm (c) kecepatan getar 0,6298 mm/detik	111
Gambar 4.40. Grafik respon kecepatan getar	113
Gambar 4.41. Modus getar pada $t = 3$ detik (a) perpindahan pada $t = 3$ detik (b) kecepatan getar pada $t = 3$ detik	114
gambar 4.42. Tegangan poros pada $t = 3$ detik	115
gambar 4.43. Kondisi batas simulasi (a) simulasi frekuensi natural (b) simulasi getaran	116
Gambar 4.44. Distribusi resultan amplitudo (a) modus getar 1 (b) modus Getar 2 (c) modus getar 3 (d) modus getar 4	117
Gambar 4.45. Tegangan akibat getaran (a) modus getar 1 (b) modus getar 2 (c) modus getar 3 (d) modus getar 4	120
Gambar 4.46. Perpindahan (a) modus getar 1 (b) modus getar 2 (c) modus Getar 3 (d) modus getar 4	121
Gambar 4.47. Kecepatan getar pisau modul <i>mill cutter</i>	122
Gambar 4.48. Distribusi kecepatan getar pisau modul	123

Gambar 4.49. Tegangan maksimum hasil getaran dinamik	123
Gambar 4.50. detail dari desain sistem pahat putar modular (a) detail Perakitan sistem pahat putar modular (b) detail <i>part</i> Sistem pahat putar modular	125
Gambar 4.51. Diagram kebutuhan material proses manufaktur sistem Pahat putar modular	127
Gambar 4.52. Langkah Perakitan struktur utama	132
Gambar 4.53. Langkah perakitan modul <i>round cutter</i>	133
Gambar 4.54. Langkah perakitan modul <i>mill cutter</i>	134
Gambar 4.55. Sistem pahat putar modular setelah dirakit	135

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1. Daya pemotongan untuk beberapa jenis material	13
Tabel 3.1. Tabel spesifikasi perancangan sistem pahat putar modular	26
Tabel 3.2. Pemilihan dan kombinasi konsep solusi	29
Tabel 4.1. Matriks keputusan dasar	40
Tabel 4.2. Penilaian keputusan akhir	43
Tabel 4.3. Spesifikasi pahat	45
Tabel 4.4. Spesifikasi motor listrik	46
Tabel 4.5. Faktor koreksi daya yang akan ditransmisikan	48
Tabel 4.6. Spesifikasi bantalan pada modul round cutter	51
Tabel 4.7. Spesifikasi bantalan pada modul mill cutter	55
Tabel 4.8. Seri linear guideway dan aplikasinya	61
Tabel 4.9. Spesifikasi insert (pahat) RCMT	70
Tabel 4.10. Data sifat material Titanium 6Al-4V	71
Tabel 4.11. Kondisi pemotongan	71
Tabel 4.12. Data sifat material baja AISI 1045	89
Tabel 4.13. Data frekuensi hasil simulasi	101
Tabel 4.14. Data frekuensi simulasi getaran harmonik	107
Tabel 4.15. Data waktu simulasi getaran dinamik	107

Tabel 4.16. Data statistik kecepatan getar simulasi getaran harmonik	107
Tabel 4.17. Data statistik kecepatan getar simulasi getaran dinamik	107
Tabel 4.18. Standar evaluasi getaran mesin (ISO 2372)	112
Tabel 4.19. Data frekuensi hasil simulasi poros modul mill cutter	116
Tabel 4.20. Data hasil simulasi getaran harmonik	118
Tabel 4.21. Data hasil simulasi getaran dinamik	119
Tabel 4.22. Data statistik kecepatan getar simulasi getaran harmonik	119
Tabel 4.23. Data statistik kecepatan getar simulasi getaran dinamik	119
Tabel 4.24. Waktu pembuatan komponen	128
Tabel 4.25. Biaya kebutuhan bahan baku	130

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran

LAMPIRAN A. Katalog Komponen

LAMPIRAN B. Data Sheet Material

LAMPIRAN C. Perhitungan Pemesinan

LAMPIRAN D. Laporan Simulasi

LAMPIRAN E. Blueprint Komponen

DAFTAR SIMBOL

α	Sudut tekan	°
β	Sudut inklinasi pahat	°
ε	Error	%
δ_C	Defleksi	N.mm
π	Phi	3,14
σ'_{max}	Tegangan maksimum von mises	MPa
τ_a	Tegangan geser yang diizinkan	Kg/mm ²
ω_n	Frekuensi natural	Hz
a	Jarak sumbu poros	mm
C_{0r}	Beban statik bantalan	kN
C_b	Faktor beban lentur	-
C_r	Beban dinamik bantalan	kN
d	Kedalaman makan	mm
d_0	Diameter jarak bagi	mm
d_{01}	Diameter jarak bagi	mm
d'_1, d'_2	Diameter sementara lingkaran jarak bagi	mm
d_f	Diameter akhir (diameter kaki gigi)	mm
d_k	Diameter kepala roda gigi	mm
d_s	Diameter poros	mm

d_{min}	Diameter minimum poros	mm
\vec{D}	Perpindahan	mm
E	Modulus elastisitas	GPa
f	Frekuensi	Hz
f_c	Faktor koreksi	-
f_t	Kecepatan pemakanan	mm/rev
F_l	Gaya longitudinal	N
F_r	Gaya radial	N
F_t	Gaya tangensial	N
H	Tinggi gigi pada roda gigi	mm
HP_s	Total daya pemotongan	HP
HP_t	Daya pemotongan akibat gaya tangensial	HP
I	Momen inersia	mm ⁴
i	Perbandingan reduksi	-
k	Kekakuan	N/mm
K_f	Faktor konsentrasi tegangan lelah	-
K_{fs}	Faktor konsentrasi tegangan lelah (geser)	-
K_t	Faktor konsentrasi tegangan	-
K_{ts}	Faktor konsentrasi tegangan (geser)	-
L	Panjang poros	mm
m	Modul pahat	-
M	Momen puntir	N.mm
M_a	Momen bending (Alternating)	MPa
M_m	Momen bending (Midrange)	MPa

N	Kecepatan benda kerja	Rpm
n_t	Putaran pahat	Rpm
P	Daya yang ditransmisikan	kW
P_d	Daya rencana	kW
q	Sensitivitas notch	-
q_{shear}	Sensitivitas notch (geser)	-
S_{f1}	Faktor keamanan	-
S_{f2}	Faktor keamanan	-
S_{ut}	Ultimate strength	MPa
S_y	Yield strength	MPa
T	Momen puntir	Kg.mm
T_a	Momen torsi (Alternating)	MPa
T_m	Momen torsi (Midrange)	MPa
v	Tegangan geser	N
V	Kecepatan getar	mm/detik
V_c	Kecepatan pahat	Rpm
V_l	Kecepatan pada arah longitudinal	mm/menit
V_r	Kecepatan pada arah radial	mm/menit
V_t	Kecepatan pada arah tangensial	mm/menit
z	Jumlah gigi pada roda gigi	-

I. PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Saat ini negara kita masih tergantung pada produk peralatan kesehatan impor. Data Kementerian Perdagangan Republik Indonesia menunjukkan bahwa perdagangan Indonesia didominasi oleh produk impor dan sekitar 2% adalah produk peralatan kesehatan (BPS, 2013). Salah satu peralatan kesehatan yang masih tergantung pada produk impor adalah peralatan ortopedi. Peralatan ortopedi biasanya berupa implan biomedis atau implan biomaterial yang ditanam pada tubuh manusia dan bereaksi baik pada tubuh makhluk hidup sehingga dapat menggantikan atau membantu pemulihan secara alami fungsi organ atau jaringan tubuh yang rusak (Batchelor dkk, 2004).

Material implan biasanya terbuat dari bahan keramik, polimer, dan logam. Namun, tidak semua jenis material tersebut memiliki sifat biokompatibel terhadap tubuh manusia dan cenderung membahayakan apabila digunakan. Biokompatibel adalah kemampuan material yang dapat memberikan respon positif terhadap pengguna pada sebuah aplikasi yang spesifik (Enderle, 2000).

Salah satu material yang memiliki sifat biokompatibel yang tinggi adalah titanium paduan. Titanium paduan memiliki densitas yang rendah, ringan, dan memiliki ketangguhan yang relatif lebih baik dibandingkan dengan material lain seperti aluminium dan baja. Selain itu titanium paduan memiliki karakteristik tahan terhadap korosi bahkan tahan terhadap cairan tubuh yang berisi berbagai asam organik dan komponen lainnya yang memiliki pH 7.4 hingga tingkat yang lebih asam (Donachie, 2000).

Proses pemesinan titanium paduan membutuhkan gaya pemotongan (*cutting force*) yang lebih besar daripada gaya pemotongan pada proses pemesinan baja pada tingkat kekerasan yang setara. Hal inilah yang menyebabkan titanium paduan sering disebut sebagai material yang sulit dipotong (*difficult to cut material*). Material ini mempunyai sifat afinitas kimia (*chemical affinity*) yang tinggi terhadap hampir semua material pahat potong (*cutting tool*) (Ibrahim, 2009) sehingga menyebabkan timbulnya *built up edge* (BUE) atau lelehan material benda kerja yang menempel dan mengeras pada ujung mata pahat potong (*cutting edge*) sehingga membentuk mata potong yang baru. Hal ini membuat sudut geser membesar selama proses pemesinan yang menyebabkan daerah kontak antara geram dan permukaan pahat menjadi relatif kecil. Akibatnya terjadi peningkatan panas yang terlokalisasi pada pahat potong. Panas yang dihasilkan ini tidak cepat ditransfer oleh material titanium dan paduannya disebabkan material ini mempunyai sifat penghantar panas yang rendah. Oleh karena itu, suhu panas terkonsentrasi pada mata pisau dan permukaan pahat potong yang menghasilkan keausan pahat yang relatif cepat.

Selama ini, metode pemesinan dengan kawat pelepasan listrik (*Wire-Electrical Discharge Machining*, WEDM) adalah yang populer digunakan untuk melakukan pemesisn peralatan kesehatan ortopedik bermaterial titanium. Hal ini disebabkan pemesinan dengan *Wire EDM* tidak dipengaruhi oleh kekerasan material benda kerja sehingga dapat digunakan untuk pemesinan material dan paduannya yang keras dan sulit dipotong. Hanya saja, selama proses pemesinan dengan pelepasan listrik, tetesan kecil tembaga dan seng dari kawat akan menempel pada permukaan material benda kerja (Benes, 2006). Tembaga dan seng adalah unsur kimia yang tidak bio-kompatibel sehingga harus dilakukan proses lebih lanjut untuk membersihkan unsur logam tersebut pada permukaan material peralatan implan ortopedik, dimana itu membutuhkan biaya tambahan yang mahal. Metode lain yang biasanya digunakan untuk memesisn peralatan kesehatan ortopedik bermaterial titanium adalah pemesinan dengan penggunaan pahat bermaterial super-keras (*superhard tool material*) seperti *Polycrystalline Diamond*, PCD. Bagaimanapun harga pahat potong berbasis PCD masih relatif mahal.

Oleh karena itu untuk menjawab permasalahan seperti dijelaskan di atas yaitu kesulitan dan mahalnya pemesinan alat kesehatan ortopedik bermaterial titanium, maka pada tugas akhir ini akan dilakukan rancang bangun sistem pahat putar modular.

1.2. Tujuan

Dari latar belakang yang telah dipaparkan sebelumnya, maka peneliti bermaksud memfokuskan penelitian untuk mendapatkan rancangan dan

melakukan proses pembuatan sistem pahat putar modular (*modular rotary tool system*) untuk pemesinan alat kesehatan ortopedi.

1.3. Batasan Masalah

Dalam penelitian ini ditekankan pada desain sistem pahat putar modular (*modular rotary tool system*). Beberapa hal yang dibatasi dalam kajian ini antara lain :

1. Perancangan sistem sistem pahat putar modular (*modular rotary tool system*).
2. Perancangan yang disesuaikan dengan dimensi mesin bubut konvensional yang sudah ada di Laboratorium Produksi Teknik Mesin Universitas Lampung.
3. Pahat yang digunakan yaitu *insert* jenis RCMT *Cemented Carbide* atau *Coating Carbide* dengan diameter 16 mm dan pahat freis (*milling*) modul 1.
4. Menganalisa gaya potong (*cutting force*), getaran, dan tegangan yang terjadi pada sistem pahat putar modular (*modular rotary tool system*).
5. Analisa sistem pahat putar modular ditekankan pada analisa poros dengan menggunakan perangkat lunak (*software*).

1.4. Sistematika Penulisan

Adapun sistematis penulisan dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

BAB I : PENDAHULUAN

Pada bab ini terdiri dari latar belakang, tujuan, batasan masalah, dan sistematika penulisan.

BAB II : TINJAUAN PUSTAKA

Bab ini memuat teori mengenai hal-hal yang berkaitan dengan penelitian ini.

BAB III : METODE DESAIN

Pada bab ini akan membahas prosedur pelaksanaan penelitian dengan menggunakan metode desain. Pada bab ini juga akan dibahas mengenai konsep, perwujudan, dan detail dari sistem pahat putar modular.

BAB IV : HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini berisikan hasil dan pembahasan dari data-data yang diperoleh saat pengujian dilaksanakan.

BAB V : PENUTUP

Pada bab ini berisi hal-hal yang dapat disimpulkan dan saran-saran yang ingin di sampaikan dari penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

Memuat referensi yang digunakan penulis untuk menyelesaikan laporan tugas akhir.

LAMPIRAN

Berisikan perlengkapan laporan penelitian.

II. TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Ortopedi

Ortopedi atau bedah ortopedi merupakan salah satu cabang ilmu kedokteran yang mempelajari tentang cedera akut, kronis, dan trauma serta gangguan lain sistem muskuloskeletal (Wikipedia, 2014). Dalam kamus kesehatan ortopedi juga dapat diartikan sebagai spesialisasi medis yang berkaitan dengan koreksi cacat yang disebabkan oleh penyakit atau kerusakan (termasuk trauma) tulang dan sendi dari sistem kerangka.

2.1.1 Implan Biomedis

Implan biomedis adalah salah satu jenis peralatan bedah yang digunakan oleh dokter bedah ortopedi untuk menangani beberapa kasus yang berhubungan dengan tulang. Implan biomedis dapat didefinisikan sebagai organ buatan yang digunakan untuk membantu memulihkan fungsi organ atau jaringan tubuh yang rusak secara alami. Berbagai pertimbangan dilakukan sebelum dilakukannya pembuatan implan. Selain harus bertindak sebagai pengganti fungsi alami tubuh, persyaratan lain dalam pembuatan implan adalah biokompatibilitas dan biodegradabilitas dari bahan yang digunakan. Biokompatibilitas dan

biodegradabilitas bertujuan untuk mencegah terjadinya penolakan terhadap sistem kekebalan tubuh pada saat aplikasi digunakan (Batchelor, 2004).

Beberapa reaksi yang merugikan jaringan disekitar implan biomedis yang tidak dapat terelakkan adalah trauma karena pembedahan selama penyisipan implan. Definisi lain dari biokompatibilitas tergantung pada tujuan dari penggunaan implan. Istilah-istilah seperti bioinert atau bioaktif lebih akurat menggambarkan fitur yang lebih ideal untuk perangkat biomaterial (Hao, 2005).



Gambar 2.1. Berbagai jenis implan biomedis (<http://www.orthopaedic-implants.com>)

2.1.2 Biomaterial

Pada tahun 1987, Williams mendefinisikan sebuah material yang disebut sebagai biomaterial. Gagasan ini muncul sebagai perkembangan pemahaman tentang ilmu biologi dan struktur jaringan. Secara umum, biomaterial dapat didefinisikan sebagai suatu material tak hidup yang digunakan sebagai perangkat medis dan mampu berinteraksi dengan

sistem biologis. Kemampuan material yang relatif inert didalam tubuh dan berkembang menjadi material yang bioaktif dan tidak menghalangi regenerasi sel didalam tubuh (Enderle & Bronzino, 2000).

Karena kompleksitas sel dan jaringan terhadap reaksi biomaterial, dilakukan pendekatan untuk mengembangkan material jenis ini. Pendekatan ini biasanya disebut dengan biomimetika. Dalam disiplin ilmu biomaterial, biomimetika merupakan aspek meniru bahan – bahan alami atau jaringan hidup seperti kimia, mikro, atau metode fabrikasinya. Sifat yang diinginkan atau optimisasi biomaterial bergantung pada kegunaannya didalam tubuh.

2.2. Titanium

Titanium untuk pertama kalinya ditemukan pada tahun 1970. Dalam tabel periodik, titanium memiliki simbol kimia Ti dengan nomor atom 22 dan merupakan logam transisi dengan densitas yang rendah. Selain itu titanium memiliki sifat elektropositif dan mudah bersenyawa dengan karbon sehingga mengakibatkan logam ini sulit untuk dimurnikan (Donachie, 2000).

Pada saat ini titanium sudah banyak digunakan dalam industri karena keunikan dari sifat yang dimiliki oleh logam ini. Keunikan ini lebih unggul dibandingkan dengan logam lainnya seperti aluminium, baja, dan *superalloy*. Beberapa fakta yang dimiliki oleh titanium dan paduannya antara lain (Donachie, 2000):

- Densitas yang dimiliki titanium hanya berkisar 60% dari baja, nikel, atau *superalloy*.

- Titanium paduan dapat digunakan pada suhu sekitar 538°C sampai 595°C (1000°F hingga 1100°F), tergantung pada komposisinya. Beberapa paduan titanium (titanium aluminide) mungkin memiliki kemampuan bertahan diatas suhu tersebut.
- Lebih tahan korosi jika dibandingkan dengan *stainless steel*.
- Titanium memiliki sifat biokompatibel yang baik, sehingga dapat digunakan didalam tubuh manusia.

Titanium memiliki sifat nonmagnetik dan transfer panas yang baik. Dengan koefisien dari ekspansi termal yang sedikit lebih rendah daripada baja dan kurang dari setengah material aluminium. Titanium dan paduannya memiliki titik leleh yang lebih tinggi daripada baja, tetapi suhu maksimum yang digunakan untuk aplikasi struktural umumnya berkisar kurang dari 427°C (800°F), untuk temperatur 583°C hingga 595°C (1000°F – 1100°F) bergantung pada komposisi.

Titanium memiliki kemampuan pasif dan dengan demikian menunjukkan tingkat kekebalan terhadap mineral, asam, dan klorida. Titanium murni nontoxic dan beberapa paduan titanium umumnya memiliki kompatibilitas dengan jaringan dan tulang manusia karena tahan terhadap korosi, ringan, dan memiliki kekuatan yang baik dibanding aluminium dan baja. Selain itu, titanium banyak digunakan dalam aplikasi kimia dan petrokimia, lingkungan laut, aplikasi biomaterial, dan struktur pesawat.

2.2.1 Pemesinan Titanium

Titanium dianggap sebagai material yang sulit untuk dimesin (*difficut to cut material*). Untuk melakukan pemesinan titanium paduan dibutuhkan gaya pemotongan yang sedikit lebih besar daripada gaya pemotongan yang digunakan untuk pemesinan baja. Titanium paduan memiliki karakteristik metalurgi yang membuat mereka sulit untuk dillakukan pemesinan, sehingga untuk melakukan pemesinan dibutuhkan biaya tambahan yang cukup besar dibanding dengan melakukan pemesinan baja dengan tingkat kekerasan yang sama. Keberhasilan dalam pemesinan titanium tergantung sebagaimana cara mengatasi beberapa sifat yang dimilikinya. Sifat-sifat itu antara lain:

- Konduksi panas

Titanium merupakan konduktor panas yang buruk. Panas yang dihasilkan oleh pemotongan tidak menghilang dengan cepat. Oleh karena itu, sebagian besar panas terkonsentrasi pada tepi pemotongan dan permukaan pahat. Hal ini menyebabkan umur pakai pahat lebih rendah.

- Sifat paduan

Titanium memiliki kecenderungan sifat paduan yang kuat, atau reaktivitas kimia dengan material pada temperatur pahat potong. Hal ini dapat menyebabkan tingkat keausan pahat potong lebih cepat.

- Modulus elastisitas

Titanium memiliki modulus elastisitas yang lebih rendah daripada besi dan *superalloy* namun memiliki daya lenting yang lebih baik dibandingkan dengan logam-logam tersebut. Hasilnya adalah defleksi benda kerja yang lebih besar.

- Rentan terhadap kerusakan permukaan.
- Karakteristik pekerjaan pengerasan

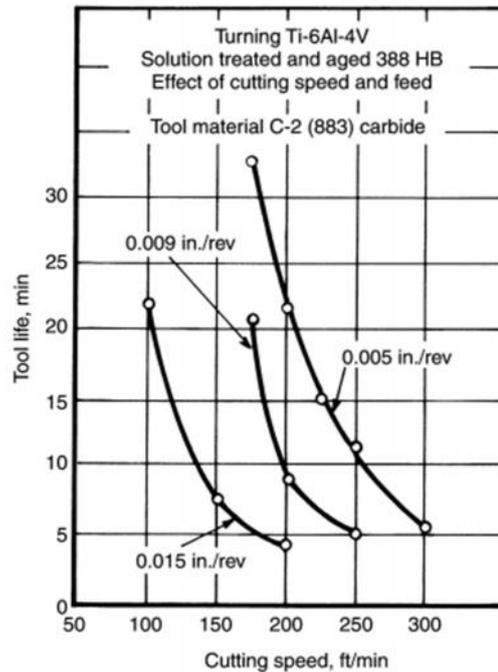
Karakteristik pengerasan titanium dapat menunjukkan “*built-up edge*”. Munculnya *built-up edge* pada tepi alat potong menyebabkan perubahan yang mengakibatkan peningkatan temperatur pada sebagian area alat potong. Sehingga tingkat keausan pahat meningkan dan menurunkan umur pakai pahat potong.

Teknologi pemesinan konvensional titanium tidak jauh berbeda dengan teknologi pemesinan pada umumnya. Terdapat beberapa parameter pemotongan yang harus diperhatikan dalam melakukan proses pemotongan titanium, parameter – parameter tersebut antara lain:

- Umur pahat

Data umur pahat telah dikembangkan melalui eksperimen dengan menggunakan berbagai jenis paduan titanium. Data tersebut mewakili secara keseluruhan jenis titanium. Pada gambar 3.2 dapat dilihat bahwa kecepatan potong sangat berpengaruh

terhadap umur pahat. Pada kecepatan pemotongan yang tinggi, umur pahat relatif lebih singkat dan begitu juga sebaliknya.



Gambar 2.2. Efek kecepatan potong terhadap umur pakai pada kecepatan pemakanan konstan untuk material titanium 6Al-4V (Donachie, 2000)

- Gaya dan daya pemotongan

Gaya pemotongan merupakan hal yang sangat penting. Hal ini dikarenakan gaya potong dapat menentukan besarnya daya yang dibutuhkan untuk melakukan pemotongan. Bila gaya potong dikalikan dengan kecepatan potong, maka didapat besarnya daya yang dibutuhkan untuk melakukan pemotongan. Secara umum kebutuhan daya pada proses pembubutan dan milling dapat diperoleh dengan mengukur daya yang masuk ke motor penggerak selama proses pemotongan dan dengan mengurangnya dengan daya idle. Pada tabel 3.2. menunjukkan kebutuhan daya

untuk pemesinan titanium yang dibandingkan dengan beberapa paduan lainnya.

Tabel 2.1. Daya pemotongan untuk beberapa jenis material

Material	Kekerasan HB (3000 Kg)	Unit daya ketajaman pahat (a), hp/in ³ . Per min		
		Pahat bubut HSS dan Karbida	Pahat bor HSS	Pahat milling HSS dan Karbida
Baja	35 – 40 HRC	1.4	1.4	1.5
Titanium paduan	250 – 357	1.2	1.1	1.1
Nikel temperatur tinggi dan paduan Cobalt	200 – 360	2.5	2.0	0.32
Paduan Aluminium	30 – 150 (500 Kg)	0.25	0.16	0.32

Sumber: *Titanium: A user guide*

- Material Pahat

Pahat potong yang digunakan untuk pemesinan titanium membutuhkan ketahanan dan kekerasan yang memadai. Meskipun penggunaan alat dengan material baru seperti special ceramics, coated carbides, polycrystalline diamonds, dan boron nitrid hanya untuk memotong material seperti baja, besi cor, dan paduan tahan panas, tidak terdapat perkembangan yang baru untuk meningkatkan produktivitas pemesinan komponen titanium.

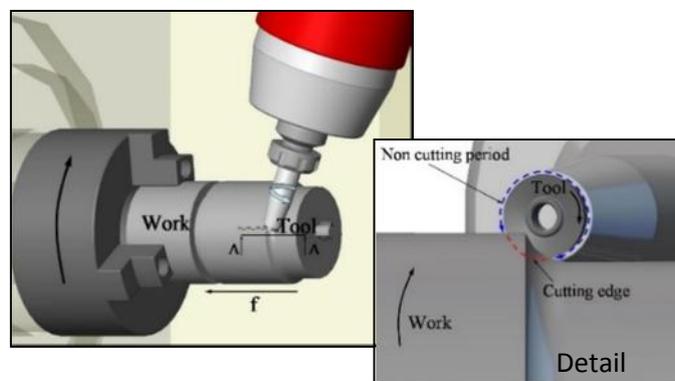
- Peralatan potong dan cairan pendingin

Meskipun sifat dasar pemesinan dari logam titanium tidak dapat dikurangi secara signifikan, efeknya dapat diminimalisir dengan menurunkan temperatur yang dihasilkan pada permukaan dan tepi pahat.

2.2.2 Pahat Putar

Pada gambar 2.4 mengilustrasikan prinsip dari proses pemesinan kecepatan tinggi dengan pahat putar. Seperti terlihat pada gambar, dalam metode pemotongan ini, dengan pahat potong yang berputar maka mata pisau (*cutting edge*) akan didinginkan selama periode tanpa pemotongan (*non cutting period*) dalam satu putaran pahat potong. Hal ini diharapkan bahwa suhu pahat potong akan menurun dibandingkan dengan proses pemesinan bubut konvensional (pahat potong diam).

Selain itu juga diharapkan bahwa proses pemesinan dengan pahat berputar ini dapat digunakan untuk pemotongan kecepatan tinggi (*high speed cutting*) untuk material Magnesium (Magnesium Alloy) dan material yang sulit dipotong (*difficult to-cut materials*) seperti paduan Nikel (Nickel Alloy), Titanium (Titanium Alloy).

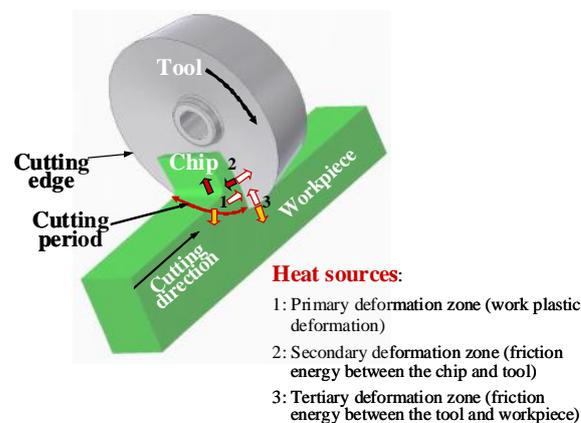


Gambar 2.3. Ilustrasi proses pemesinan bubut dengan pahat berputar (Harun, 2012).

2.2.2.1 Suhu pemotongan dalam proses pemesinan dengan pahat berputar

Panas yang dihasilkan akibat deformasi geram selama proses pemesinan bubut dengan pahat berputar berpotensi

dihasilkan dari empat sumber panas (*heat source*). Sumber panas ini terdiri atas tiga zone deformasi yang dekat dengan mata pisau pahat (*tool cutting edge*) seperti terlihat pada Gambar 2.5, dimana biasanya disebut masing-masing dengan zone deformasi utama (*primary*), kedua (*secondary*), dan ketiga (*tertiary*). (Dudzinski, et al., 2004) Selain itu, sumber panas yang lain adalah akibat akumulasi panas pada mata pisau pahat.



Gambar 2.4. Aliran panas selama proses pemesinan bubut dengan pahat berputar (Harun, 2008)

Pada daerah deformasi plastik (*primary deformation zone*), mata pisau (*cutting edge*) pahat berbentuk lingkaran berputar dan secara kontinnyu memotong material benda kerja sehingga menyebabkan terjadinya deformasi plastik material benda kerja menjadi geram (*chip*). Usaha untuk mendeformasi material benda kerja menjadi geram membutuhkan deformasi yang besar dengan laju regangan yang tinggi sehingga menyebabkan timbulnya panas pada daerah deformasi geser (Trent et al., 2000). Eksperimen terhadap pengaruh kecepatan putar pahat terhadap gaya potong pada pemesinan bubut

material baja S45C dengan pahat berputar yang telah dilakukan oleh Harun pada tahun 2008 diperoleh hasil yaitu peningkatan kecepatan putar pahat menyebabkan suatu penurunan kecepatan potong. Sehingga diharapkan dapat memicu reduksi daya geser dan hal ini dapat menyebabkan penurunan energi geser spesifik dan selanjutnya penurunan panas yang dihasilkan selama deformasi geser.

Material yang digeser kemudian terdeformasi menjadi geram selanjutnya mengalir di atas permukaan geram pahat pada daerah deformasi kedua (*secondary deformation zone*). Panas yang timbul dari daerah deformasi kedua adalah dihasilkan akibat deformasi plastik material benda kerja dan energi gesek antara pahat potong dan geram. Oleh karena itu panas yang tinggi biasanya terjadi pada daerah deformasi kedua ini (Dudzinski, 2004). Panas yang timbul pada daerah deformasi ini dialirkan menuju geram dan pahat potong.

Selanjutnya pada daerah deformasi ketiga (*tertiary deformation zone*), panas yang dihasilkan pada daerah antarmuka (*interfece*) antara pahat dan benda kerja, dimana tepi pahat (*flank tool*) berputar sambil bergerak sepanjang permukaan benda kerja dan menghasilkan panas melalui energi gesek antara pahat dan benda kerja. Suhu yang meningkat akibat pembentukan permukaan baru pada benda kerja di daerah deformasi ketiga dialirkan kedalam benda kerja.

Pada pemesinan bubut dengan pahat berputar, periode tanpa pemotongan (*non cutting period*) menjadi pendek dengan peningkatan kecepatan putar pahat, hal ini mengartikan bahwa periode pendinginan pahat menjadi pendek. Oleh karena itu pada batas kecepatan tertentu, suhu mata pisau pahat pada ujung periode pendinginan belum cukup dingin ketika masuk kembali kedalam daerah pemotongan sehingga suhu mata pisau pahat terus meningkat akibat akumulasi panas.

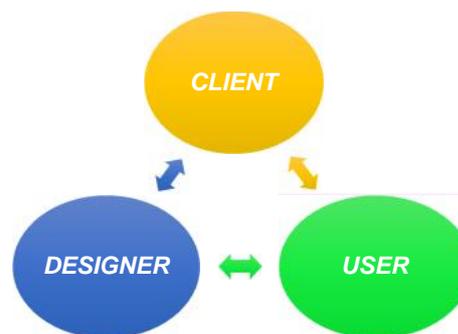
III. METODOLOGI PENELITIAN

Penelitian ini dilakukan di Laboratorium Terpadu Teknik Mesin khususnya untuk proses perancangan, sedangkan untuk proses fabrikasi dilakukan di Balai Mesin Perkakas, Teknik Produksi dan Otomasi Balai Penelitian dan Pengembangan Teknologi (MEPPO-BPPT). Metodologi penelitian lebih rinci adalah dibahas berikut ini.

3.1. Metodologi Desain

Desain (perancangan) merupakan sebuah kata yang memiliki berbagai macam definisi. Namun, pada dasarnya desain merupakan kegiatan awal yang dilakukan untuk membuat sebuah produk. Menurut Asbhy (2004) dalam bukunya yang berjudul *Material Selection in Mechanical Design* menyebutkan bahwa desain merupakan proses menerjemahkan sebuah ide baru atau sebuah kebutuhan pasar kedalam sebuah informasi yang dibutuhkan untuk dapat dimanufaktu. Selain itu desain juga dapat didefinisikan sebagai sebuah solusi terkait yang belum terpecahkan sebelumnya atau sebuah solusi baru untuk masalah yang sebelumnya telah terpecahkan dengan cara yang berbeda (Dieter, 2012).

Proses desain sangat bergantung pada pengalaman dan pengetahuan dari masing-masing individu untuk mencapai hasil rancangannya. Masing-masing individu dapat menghasilkan produk yang berbeda, namun dapat memenuhi kebutuhan yang sama. Terdapat tiga peran penting dalam proses ini yaitu *client*, *user*, dan *designer* (Dym, 2013). *Client* merupakan orang, kelompok, atau perusahaan yang menginginkan sebuah desain, *user* merupakan orang yang menggunakan atau mengoperasikan apapun yang dirancang oleh desainer. Desainer memiliki tugas untuk mengumpulkan informasi dan menyelesaikan permasalahan dari klien dengan cara yang memenuhi kebutuhan pengguna (*user*).



Gambar 3.1. Tiga peran penting dalam proses desain

Perlu dicatat bahwa ketiga peran diatas dapat berubah sesuai keadaan yang terjadi. Misalnya seorang desainer bertindak sebagai klien atau seorang pengguna bertindak sebagai klien atau sebaliknya, tergantung kondisi yang terjadi pada saat itu (Dym, 2013).

3.1.1. Metode Desain

Terdapat banyak metode dalam melakukan proses perancangan. Metode-metode ini hanya menjelaskan urutan kegiatan yang biasanya

terjadi dalam proses perancangan. Tujuan dari metode – metode tersebut hanya untuk menetapkan pola yang lebih baik dan lebih tepat pada setiap tahapannya (Cross, 2008). Biasanya metode – metode perancangan dimulai dengan mengidentifikasi kebutuhan dan konsep awal dari desain kemudian dilakukan analisis, evaluasi, perbaikan dan pengembangan terhadap konsep awal.

Dalam penelitian ini, penulis menggunakan metode *Pahl and Beitz* untuk melakukan perancangan sistem pahat putar modular. Hal ini dikarenakan metode *Pahl and Beitz* memiliki konsep yang lebih detail dan merupakan pengembangan dari metode-metode yang telah ada sebelumnya.

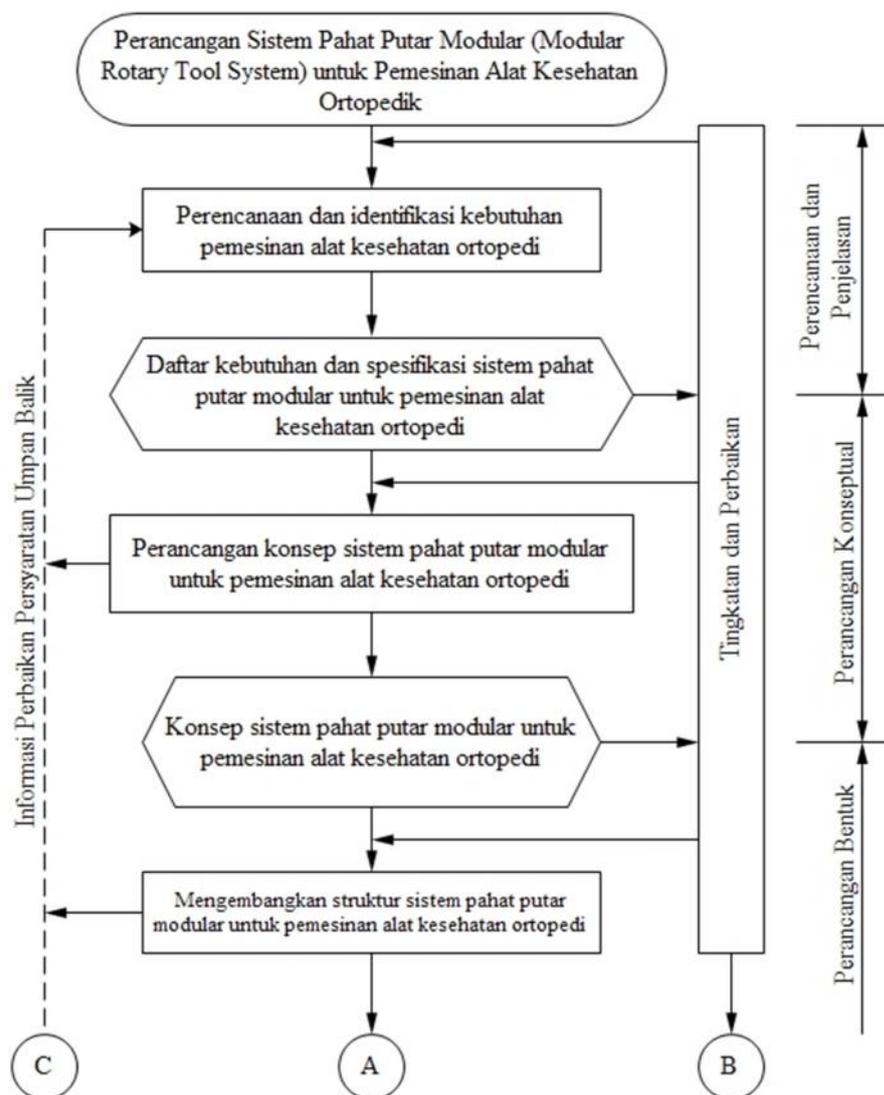
Metode *Pahl and Beitz* merupakan salah satu dari banyaknya metode desain yang ada pada saat ini. Metode ini dikembangkan oleh dua orang insinyur berkebangsaan Jerman pada tahun 1920-an. Tahapan pada metode *Pahl and Beitz* sangat terstruktur sehingga keluaran dari metode ini lebih komprehensif untuk semua tahapan desain, proses desain dan pengembangan produk. Metode *Pahl and Beitz* dibagi menjadi 4 fase, yaitu:

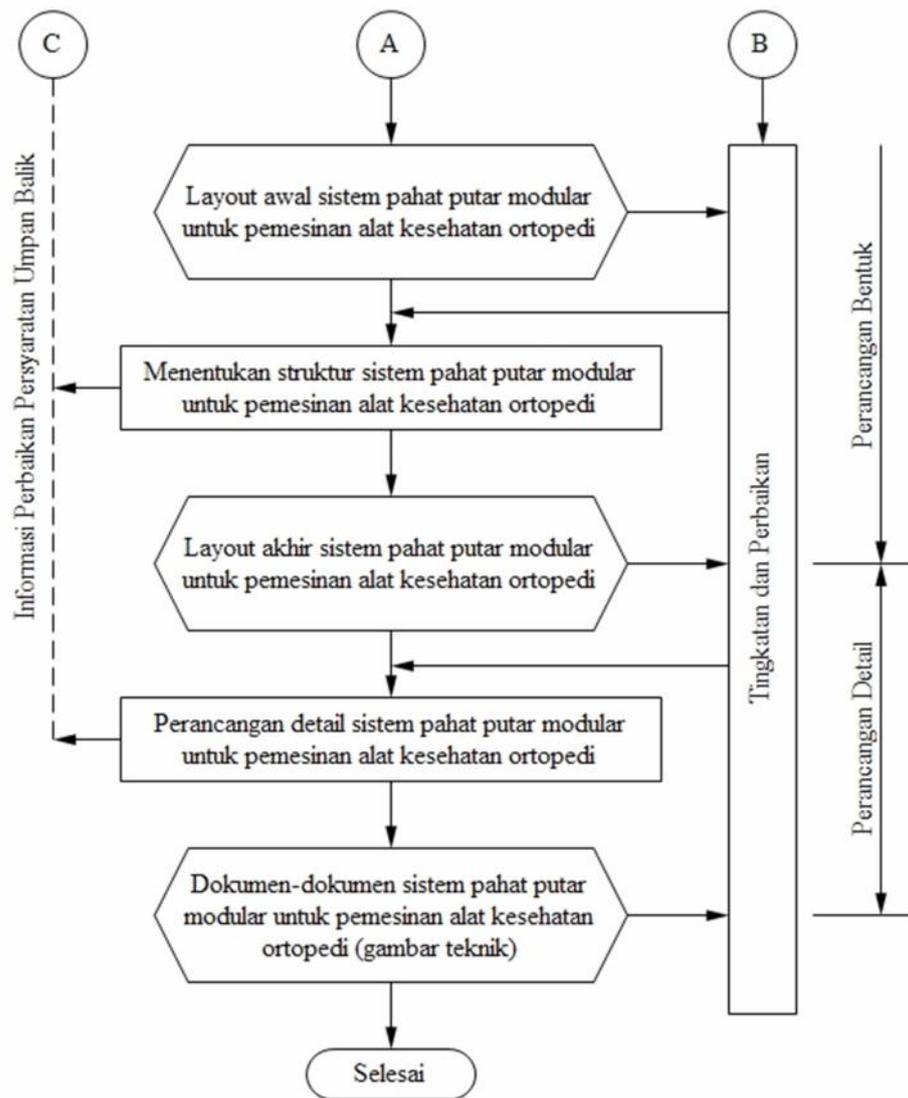
- a. Penjelasan dan perencanaan tugas (*Clarification of the task*)
- b. Konsep desain (*Conceptual design*)
- c. Perwujudan desain (*Embodiment design*)
- d. Detail desain (*Detail design*)

Pada tahapan dari keempat fase perancangan diatas memiliki akhir disetiap fasenya. Hasil akhir tiap fase akan dijadikan masukan untuk fase

berikutnya dan menjadi umpan balik untuk fase yang mendahului. Perlu diketahui juga bahwa fase itu sendiri dapat berubah oleh umpan balik yang diterima dari hasil fase-fase berikutnya.

Secara detail proses pengaplikasian metode perancangan Pahl and Beitz dalam membangun sistem pahat putar modular untuk pemesinan alat kesehatan ortopedi dapat dilihat pada gambar 3.8.





Gambar 3.2. Diagram alir proses perancangan sistem pahat putar modular untuk pemesinan alat kesehatan ortopedi

3.1.2. Penjelasan dan Perencanaan Rancangan Sistem Pahat Putar Modular

Pada fase ini seluruh informasi yang berkaitan dengan sistem pahat putar akan dikumpulkan. Seperti persyaratan (*requirements*) yang harus dipenuhi sistem dan kendala-kendala yang merupakan batasan-batasan dari sistem tersebut.

3.1.2.1. Analisa kebutuhan dan keadaan pemesinan alat kesehatan ortopedi (implan biomedis)

Ortopedi merupakan salah satu cabang ilmu kedokteran yang mempelajari tentang cedera akut, kronis, dan trauma serta gangguan lainnya pada sistem muskuloskeletal. Dalam praktiknya dokter bedah ortopedi biasanya dibantu dengan berbagai macam alat kesehatan, salah satunya adalah implan biomedis. Implan ini digunakan untuk menggantikan atau membantu pemulihan fungsi tulang yang rusak tanpa adanya efek samping pada penggunaannya.

Titanium 6Al-4V ELI merupakan salah satu material yang digunakan dalam pembuatan implan. Selain lebih ringan, titanium paduan juga memiliki kekuatan yang lebih baik serta memiliki sifat biokompatibel terhadap makhluk hidup. Pada prosesnya, pemesinan titanium paduan membutuhkan gaya yang cukup besar dibandingkan dengan pemesinan baja. Hal ini dikarenakan titanium paduan memiliki karakteristik metalurgi yang dapat membuatnya sulit untuk dilakukan pemesinan dibandingkan dengan pemesinan baja yang memiliki tingkat kekerasan yang sama (Donachie, 2000).

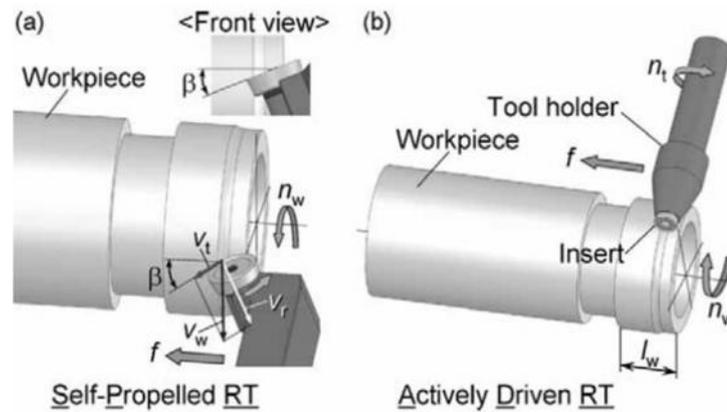
Saat ini proses pembuatan implan dilakukan dengan menggunakan *Wire EDM (Electrical Discharge Machining)*. Hal ini dikarenakan pemesinan dengan menggunakan WEDM tidak dipengaruhi oleh kekerasan material seperti titanium, sehingga proses pengerjaan dapat dilakukan dengan mudah dan lebih efisien. Namun selama proses pemotongan dengan pelepasan listrik, material kawat seperti tembaga dan seng ikut terkikis dan menempel pada permukaan material benda kerja

(Benes, 2006). Seng dan tembaga pada material kawat merupakan material yang tidak biokompatibel sehingga perlu dilakukan pembersihan lebih lanjut pada permukaan benda kerja. Selain itu biaya untuk menggunakan alat, pembersihan material benda kerja dan material benda kerja cukup tinggi sehingga untuk memproduksi sebuah alat ortopedi dibutuhkan biaya yang sangat besar.

Pemesinan dengan pahat putar diharapkan mampu mengurangi biaya produksi serta menutupi kelemahan yang terdapat pada mesin konvensional.

3.1.2.2. Penjelasan mengenai sistem pahat putar

Dari berbagai macam artikel ilmiah dan hasil penelitian lainnya, pahat putar dibagi menjadi dua jenis yaitu pahat putar aktif tergerak (*active driven rotary tool*) dan pahat putar bergerak sendiri (*self propelled rotary tool*). Pahat putar aktif tergerak merupakan jenis pahat putar yang pergerakan pahatnya berasal dari putaran motor listrik dan menggunakan prinsip kerja yang sama dengan mesin *milling*, sedangkan pahat putar bergerak sendiri merupakan jenis pahat putar yang berputar dengan memanfaatkan interaksi antara pahat dengan permukaan benda kerja, dengan syarat garis sumbu pada mata potong membentuk sudut inklinasi (β) terhadap sumbu benda kerja (Kossakowska & Jemielniak, 2012).



Gambar 3.3. a. Pahat putar bergerak sendiri (*Self propelled Rotary tool*) b. Pahat putar aktif tergerak (*Active driven rotary tool*) (Wieloch, et al., 2010)

Selain digunakan untuk mengontrol gerak putar pahat pada sistem pahat putar bergerak sendiri, sudut inklinasi juga dapat digunakan untuk mengontrol laju sisa pemotongan (*chip*), gaya, dan daya pada saat melakukan pemotongan. Hal tersebut juga berlaku untuk sistem pahat putar aktif tergerak.

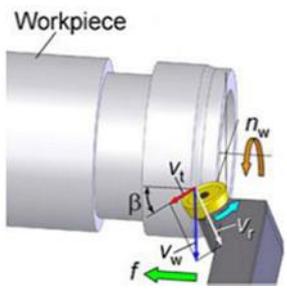
Dari disertasi yang disusun oleh Stjernstoff menyebutkan bahwa sudut inklinasi sebesar 10° dapat mereduksi daya sebesar 30% dari daya total yang digunakan. Dari disertasi yang sama juga dijelaskan bahwa untuk melakukan pemesinan titanium dengan menggunakan pahat putar direkomendasikan sudut inklinasi sebesar $30 - 60^\circ$ pada kecepatan pemotongan sebesar $30 - 90$ m/min dengan material pahat HSS, *carbide*, dan *cemented carbide* (Stjernstoff, 2004).

Dalam penelitian ini, jenis pahat putar yang akan dirancang adalah berjenis pahat putar aktif tergerak. Hal ini memungkinkan pengguna dapat mengontrol kecepatan putar pahat sesuai dengan kebutuhan pemotongan untuk berbagai jenis material.

3.1.2.3. Mengembangkan daftar persyaratan pemesinan alat kesehatan ortopedi

Berdasarkan pada tahapan-tahapan perancangan fase pertama didapat beberapa persyaratan yang harus dipenuhi oleh sistem pahat putar modular. Persyaratan-persyaratan tersebut dikumpulkan dalam bentuk daftar spesifikasi seperti pada tabel 3.1.

Tabel 3.1. Tabel spesifikasi perancangan sistem pahat putar modular

SPEKIFIKASI		Hal. 1	
SISTEM PAHAT PUTAR MODULAR (MODULAR ROTARY TOOL SYSTEM)			
Perubahan	D/W	Persyaratan	Respon
	D	Jenis pahat putar yang akan dibuat adalah <i>Active Driven Rotary Tool</i>	
	D	Mampu memotong material titanium (kecepatan putar pahat dapat mencapai 2000 rpm).	
	D	Sudut pemotongan antara pahat terhadap benda kerja () sebesar 5 – 10°.	
			
	W	Dapat melakukan beberapa tipe pemesinan seperti <i>facing</i> , <i>treading</i> , dan <i>grooving</i>	
	W	Selain pahat round insert, pahat putar juga dapat menggunakan pahat modul <i>milling</i> .	
	W	Rigiditas dan mudah untuk di- <i>assembly</i> .	

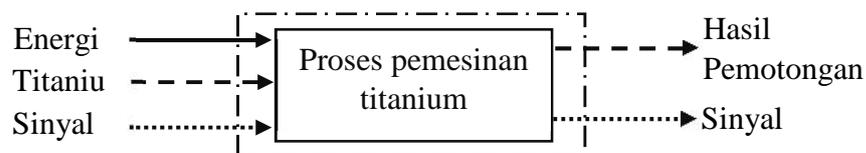
Keterangan: D (*Demand/Permintaan*) W (*Wishes/Keinginan*)

3.1.3. Konseptual Desain Sistem Pahat Putar Modular

Pada fase ini beberapa konsep produk dibentuk. Konsep ini dibentuk berdasarkan pada daftar persyaratan yang telah didapat dari fase perencanaan dan penjelasan tugas. Konsep tersebut merupakan solusi dari masalah perancangan yang harus dipecahkan.

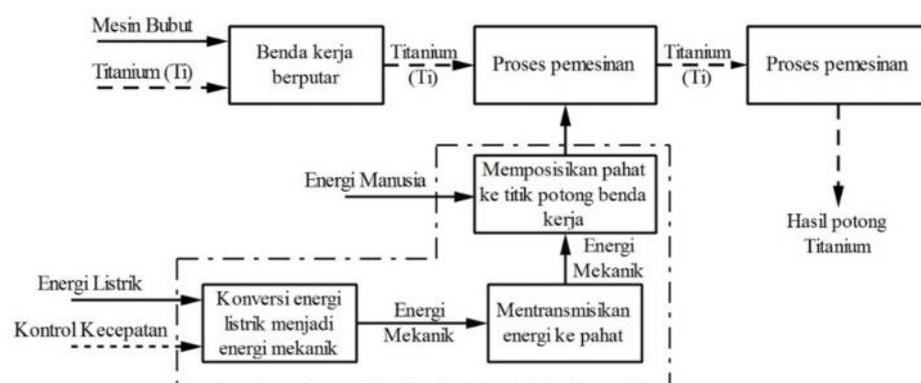
3.1.3.1. Fungsi Produk

Konsep produk yang masih bersifat umum diperjelas kedalam sebuah deskripsi fungsi blok tunggal dengan menggunakan pendekatan *black box*. Pendekatan ini akan memperjelas fungsi produk secara keseluruhan baik itu input maupun output dari sebuah perangkat.



Gambar 3.4. *Black box* Struktur fungsi sistem pahat putar untuk pemesinan alat kesehatan ortopedi

Secara umum kinerja tiap komponen dari struktur fungsi dapat dilihat pada gambar 3.5.



Gambar 3.5. Diagram struktur fungsi

Gambar 3.5 menunjukkan struktur fungsi dari perancangan sistem pahat putar modular. Sub fungsi pada gambar di atas akan dijelaskan sebagai berikut:

a. Konverter

Energi yang digunakan dalam sistem pahat putar modular adalah energi mekanik. Energi ini dihasilkan dari energi listrik yang diubah dengan menggunakan motor listrik. Didalam perancangan sistem pahat putar modular, motor listrik dipilih berdasarkan pada jenis aliran, torsi dan kecepatan yang mampu dihasilkan oleh motor listrik.

b. Transmisi

Transmisi berfungsi untuk meneruskan dan mereduksi energi mekanik yang dihasilkan oleh motor listrik ke poros pahat. Komponen ini dapat menggunakan roda gigi, sabuk atau rantai sebagai penghubung.

c. Pemosisi titik potong

Pemosisi titik potong merupakan sebuah mekanisme berfungsi mengubah posisi pahat agar dapat mencapai posisi titik potong pada benda kerja.

3.1.3.2. Penggabungan dan pemilihan konsep solusi

Setelah konsep produk dikembangkan melalui struktur fungsi, dilakukan penyusunan dan pemilihan alternatif komponen sehingga dihasilkan sebuah konsep solusi yang dapat dibuat.

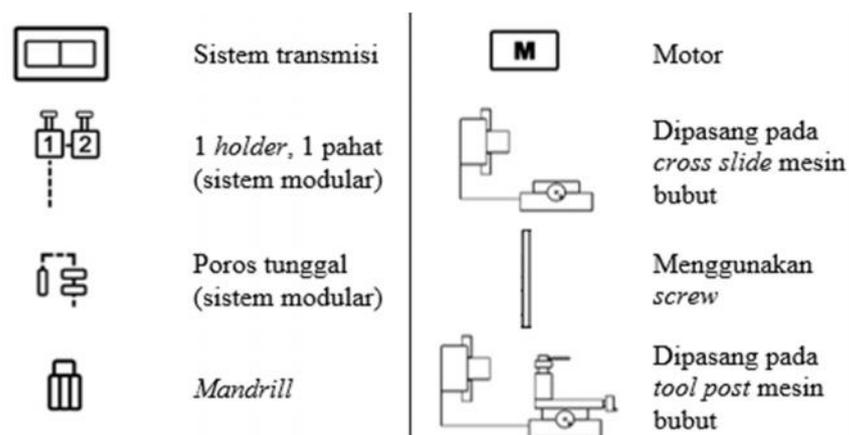
Tabel 3.2. Pemilihan dan kombinasi konsep solusi

No.	Sub fungsi	Alternatif komponen		
1	Konverter	Motor AC	Motor DC	
2	Transmisi	Sabuk	rantai	Roda gigi
3	Mekanisme setting titik potong	<i>mandrill</i>	<i>screw</i>	
		Pemasangan unit pada <i>cross slide</i> mesin bubut	Pemasangan unit pada <i>Tool post</i> mesin bubut	
		1 poros untuk berbagai jenis pahat	1 pahat, 1 <i>holder</i>	

Tabel 3.2 merupakan daftar alternatif komponen yang akan dilakukan proses pemilihan dan kombinasi dari konsep solusi. Pada tabel tersebut konverter memiliki dua alternatif komponen yaitu motor AC dan motor DC. Kedua jenis motor ini memiliki regulator yang berfungsi sebagai pengatur kecepatan putar motor dengan cara menaikkan dan menurunkan tegangan listrik yang masuk pada motor. Sebagai penerus daya (transmisi) sistem pahat putar modular memiliki 3 alternatif komponen antara lain sabuk (*belt*), rantai dan roda gigi, transmisi ini yang nantinya akan meneruskan daya dari motor listrik ke poros pahat. Mekanisme *setting* titik potong dibagi menjadi dua kategori utama yaitu berdasarkan pada cara pemegang pahat dan letak sistem. Hal ini dikarenakan untuk melakukan beberapa jenis pemotongan digunakan jenis pahat dan mekanisme pemotongan yang berbeda, sehingga komponen yang dipilih harus mendukung kriteria tersebut. Pada penelitian sebelumnya yang

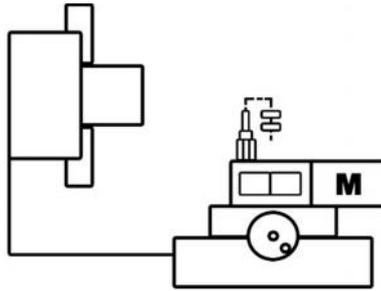
dilakukan oleh Riyadi (2015), sistem pahat putar diletakkan pada *cross slide* menggantikan *toolpost* yang terdapat pada mesin bubut. Pengesetan titik potong pada penelitian tersebut dilakukan dengan cara menggeser poros pahat yang terdapat pada *mandrill*. Selain konsep pada penelitian tersebut, alternatif lainnya untuk meletakkan sistem pahat putar yaitu dengan meletakkannya pada *tool post* mesin bubut dengan menggunakan struktur tambahan. Alternatif lainnya untuk mengeset titik potong dapat menggunakan mekanisme gerak linier secara vertikal dengan menggunakan bantuan batang berulir. Setelah alternatif komponen ditentukan, langkah selanjutnya adalah melakukan kombinasi alternatif komponen hingga didapatkan beberapa konsep yang siap dipilih.

Masing – masing alternatif komponen yang terdapat pada tabel 3.2 diwakili oleh suatu simbol atau gambar yang bertujuan untuk mempermudah proses kombinasi konsep. Simbol atau gambar dari tiap alternatif komponen dapat dilihat pada gambar 3.6.



Gambar 3.6. Simbol alternatif komponen

a. Konsep 1



Gambar 3.7. Konsep 1 Sistem pahat putar modular

Gambar 3.7 merupakan gambar kombinasi dari beberapa komponen alternatif. Konsep pertama menggunakan *mandrill* untuk menseting titik potong pahat terhadap benda kerja. Motor yang digunakan adalah motor DC yang terhubung langsung dengan sistem transmisi sebagai penerus daya. Transmisi ini terdiri dari sekumpulan roda gigi yang salah satu roda gigi terhubung langsung dengan poros utama *mandrill* dan roda gigi lainnya terhubung dengan poros motor. Untuk sistem modular, konsep ini menggunakan satu poros yang dapat dipasang beberapa jenis pahat secara bergantian.

Keunggulan dari konsep ini antara lain:

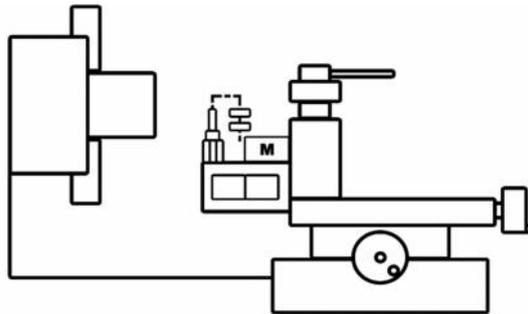
- Mudah dirakit
- Komponen lebih sedikit
- Lebih murah biaya pembuatannya

Kerugian dari konsep ini antara lain:

- Tinggi *mandrill* tidak bisa diubah, sehingga poros pahat dibuat sekecil mungkin. Hal ini mengakibatkan sulitnya pembuatan sistem pengunci pada pahat.

- Perakitan sedikit lebih sulit karena harus melepas *tool post* pada mesin bubut.
- Terlalu banyak sambungan dari poros pahat sampai ke poros pada sistem transmisi.

b. Konsep 2



Gambar 3.8. Konsep 2 sistem pahat putar modular

Konsep kedua masih menggunakan *mandrill* untuk mengeset titik potong pahat terhadap benda kerja, yang membedakannya dari konsep pertama adalah peletakan alat dilakukan pada bagian *tool post* dari mesin bubut. Motor, transmisi, dan sistem modular pada pahat masih menggunakan konsep yang sama pada konsep pertama.

Keuntungan dari konsep ini antara lain:

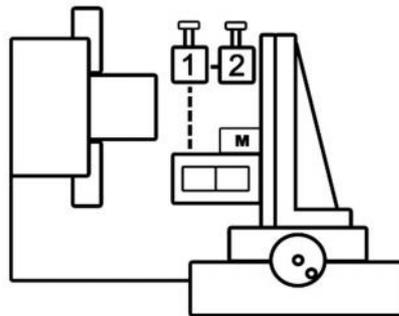
- Perakitan lebih mudah
- Sedikit komponen
- Harga komponen dan biaya pembuatan lebih rendah

Kerugian dari konsep ini antara lain:

- Pemosisian titik potong sedikit lebih sulit karena tinggi *mandrill*

- Terlalu banyak sambungan dari poros pahat sampai ke poros pada sistem transmisi.

c. Konsep 3



Gambar 3.9. Konsep 3 sistem pahat putar modular

Konsep ketiga menggunakan *screw* untuk mengeset titik potong pahat terhadap benda kerja. Mekanisme ini dibantu oleh rel agar dapat bergerak lurus sesuai lintasan. Seluruh komponen dari sistem pahat putar diletakkan sebuah struktur tambahan yang dipasangkan diatas *cross slide* mesin bubut. Motor listrik yang digunakan untuk menggerakkan pahat adalah motor DC dan menggunakan roda gigi sebagai penerus daya. Untuk sistem modular, konsep ini menggunakan *holder* yang berbeda untuk setiap satu jenis pahat.

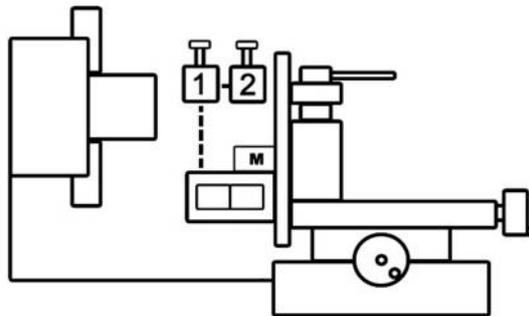
Keuntungan dari konsep ini antara lain:

- Pengaturan titik potong benda kerja lebih mudah
- Perancangan holder lebih sesuai dengan kebutuhan pahat

Kerugian dari konsep ini antara lain:

- Perakitan sedikit lebih sulit, karena harus melepas *tool post* pada mesin bubut.
- Komponen sedikit lebih banyak dari pada penggunaan poros tunggal.
- Biaya pembuatan cukup tinggi
- Kecenderungan terjadinya getaran yang cukup tinggi pada saat pemotongan benda kerja

d. Konsep 4



Gambar 3.10. Konsep 4 sistem pahat putar modular

Pada konsep keempat, tidak terlalu jauh berbeda dengan konsep ketiga. Perbedaan ini terletak pada struktur tambahan pada konsep ketiga tidak digunakan pada konsep keempat. Hal ini dikarenakan sistem pahat putar langsung terpasang pada tool post yang terdapat pada mesin bubut.

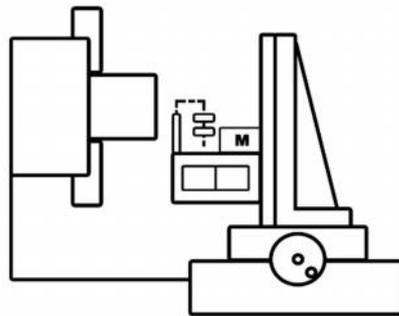
Keuntungan dari konsep ini antara lain:

- Pengaturan titik potong benda kerja lebih mudah
- Proses perakitan lebih mudah daripada konsep ketiga
- Konstruksi lebih sederhana

Kerugian konsep ini antara lain:

- Biaya pembuatan cukup tinggi
- Komponen sedikit lebih banyak dari pada penggunaan poros tunggal.
- Kecenderungan terjadinya getaran yang cukup tinggi pada saat pemotongan benda kerja.

e. Konsep 5



Gambar 3.11. Konsep 5 sistem pahat putar modular

Konsep kelima menggunakan mekanisme *screw* untuk mengeset titik potong pahat terhadap benda kerja. Sama seperti pada konsep ketiga, mekanisme *screw* dibantu oleh rel dan struktur tambahan agar dapat bergerak ke arah vertikal. Motor yang digunakan pada konsep ini adalah motor AC dan transmisi roda gigi sebagai penerus daya dari motor ke poros pahat. Sistem pahat modular pada konsep ini menggunakan poros tunggal yang dapat digunakan untuk beberapa jenis pahat.

Keunggulan dari konsep ini antara lain:

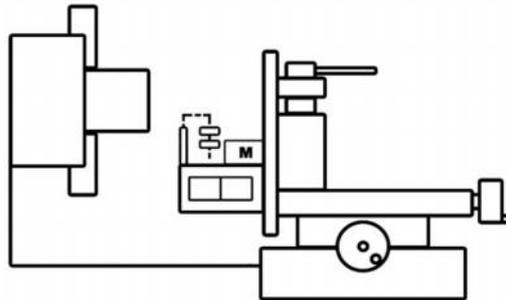
- Pengaturan titik potong lebih mudah

Kelemahan dari konsep ini antara lain:

- Perakitan komponen lebih sulit

- Biaya pembuatan sedikit lebih tinggi
- Konstruksi lebih rumit.
- Kecenderungan bergetar pada saat melakukan pemotongan benda kerja.

f. Konsep 6



Gambar 3.12. Konsep 6 sistem pahat putar modular

Konsep keenam menggunakan poros tunggal sebagai sistem pahat modular. Untuk mekanisme penyetingan titik potong pahat, digunakan *screw*. Motor yang digunakan adalah motor DC dan menggunakan transmisi roda gigi untuk meneruskan daya dari motor. Sistem ini dipasangkan pada tool post mesin bubut.

Keuntungan dari konsep ini antara lain:

- Pengaturan titik potong beda kerja lebih mudah
- Konstruksi sederhana

Kerugian dari konsep ini antara lain:

- Biaya pembuatan sedikit lebih tinggi
- Kecenderungan bergetar pada saat melakukan pemotongan benda kerja.

3.2. Metodologi Manufaktur

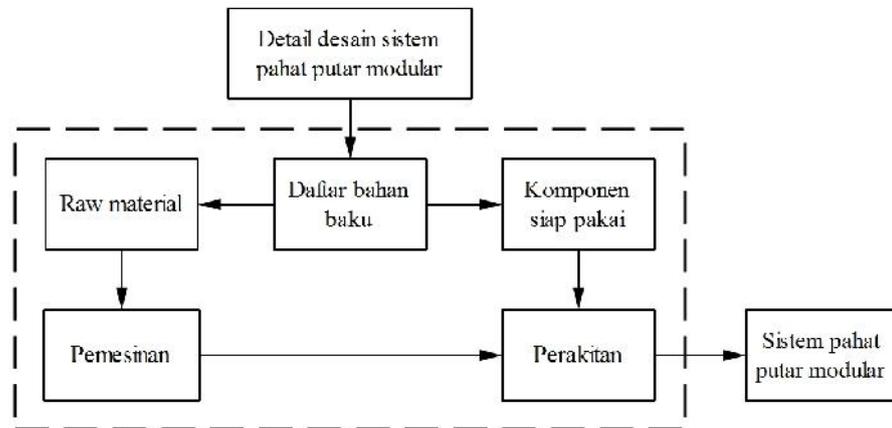
Desain untuk manufaktur (*design for manufacture/DFM*) merupakan sebuah istilah yang paling banyak digunakan namun sulit untuk didefinisikan. Beberapa literatur menyebutkan bahwa DFM merupakan langkah untuk meminimalisir waktu dan biaya pembuatan dengan cara mengoptimalkan bentuk komponen. Pengoptimalan komponen dilakukan dengan memperbaiki detail desain atau merubah bentuk komponen tetapi tidak merubah fungsi dan konsep desain itu sendiri.

Metodologi dasar DFM terdiri dari 6 tahapan yaitu (Dym, 2013):

1. Menghitung biaya manufaktur untuk membuat alternatif desain
2. Menurunkan biaya pembuatan komponen
3. Menurunkan biaya perakitan komponen
4. Menurunkan biaya pendukung
5. Mempertimbangkan efek yang lain dari proses DFM
6. Jika hasil tidak dapat diterima, lakukan revisi pada desain dan ulangi langkah pertama.

Pada proses pembuatan sistem pahat putar modular, tahap pengurangan biaya perakitan dan efek proses DFM tidak digunakan. Hal ini dikarenakan sistem pahat putar modular masih berada pada bentuk prototype dan saat ini tidak digunakan untuk produksi massal. Selain itu tahap pengurangan biaya pembuatan komponen dapat dilakukan dengan

cara menghitung biaya manufaktur dan merevisi desain sebelum dilakukan proses pembuatan komponen.



Gambar 3.13. Proses manufaktur sistem pahat putar modular

Gambar 3.13 merupakan bagan proses pembuatan komponen sistem pahat putar modular. Proses fabrikasi dimulai dengan membuat daftar kebutuhan bahan baku sesuai dengan jenis material atau spesifikasi komponen yang terdapat pada gambar kerja. Setelah bahan baku disiapkan, material yang telah disediakan dilakukan proses pemesinan untuk mendapatkan komponen sesuai dengan gambar kerja. Untuk komponen dengan ketelitian khusus, dilakukan pemesinan dengan menggunakan mesin CNC sedangkan untuk komponen lainnya dilakukan dengan menggunakan mesin konvensional. Komponen hasil pemesinan selanjutnya dilakukan proses perakitan bersamaan dengan komponen siap pakai. Proses perakitan dilakukan sesuai dengan prosedur yang terdapat pada gambar perakitan (assembly).

BAB V. SIMPULAN DAN SARAN

5.1. Simpulan

Setelah melaksanakan seluruh tahapan dalam merancang, membuat sampai menganalisa sistem pahat putar modular, terdapat kesimpulan yang dipaparkan antara lain :

1. Penelitian ini menghasilkan rancangan sistem pahat putar modular (*Modular Rotary Tool System*) dengan Spesifikasi sebagai berikut :
 - a. Pergerakan modul pada arah sumbu z sejauh 161 mm yang dapat digunakan untuk setting titik potong pahat.
 - b. Pengaturan sudut inklinasi yang dapat diputar hingga 360° dengan pergeseran tiap 5°.
 - c. Terdapat dua jenis modul untuk kebutuhan pemotongan yang berbeda dan posisi modul dapat diset sesuai kebutuhan untuk melakukan pemesinan alat kesehatan ortopedi.
2. Analisa yang dilakukan terhadap sistem pahat putar modular dengan menggunakan simulasi FEA (*Finite Element Analysis*) menghasilkan beberapa kesimpulan sebagai berikut :
 - a. Berdasarkan hasil simulasi dengan menggunakan *software* Deform 3D, gaya tangensial merupakan gaya yang paling besar terjadi pada saat

pemotongan yaitu 314, 179 MPa atau lebih dari 99% dari total daya pemotongan.

- b. Tegangan maksimum von mises pada poros modul *round cutter* dari hasil perhitungan dan simulasi yaitu 24,54 MPa dan 22,934 MPa, dengan error yang terjadi jika kedua nilai tersebut dibandingkan adalah sebesar 7,0%. Nilai hasil perhitungan dan simulasi tersebut tidak mencapai tegangan yang diizinkan dari poros yaitu 47,37 MPa. Oleh sebab itu poros masih mampu menahan beban yang terjadi akibat pemotongan.
- c. Frekuensi natural dari hasil perhitungan teoritis yaitu 1770 Hz sedangkan pada simulasi dihasilkan 4 modus getar dan 2 diantaranya memiliki nilai yang mendekati hasil perhitungan yaitu 1660,3 Hz dan 1660,7 Hz. Error yang dihasilkan dari perbandingan antara frekuensi natural hasil perhitungan dengan frekuensi natural hasil simulasi adalah 6,8%.
- d. Dari hasil simulasi getaran harmonik dihasilkan 4 modus getar yang bergetar dengan kecepatan yang sama. Kecepatan getar maksimum yang terjadi yaitu 0,6298 mm/detik dengan RMS (*Root Mean Square*) dari kecepatan getar sebesar 0,31851 mm/detik. Berdasarkan data tersebut, getaran yang terjadi pada poros termasuk kedalam zona A. Zona A memiliki pengertian bahwa getaran yang terjadi masih dapat diterima dan digunakan, hal ini sesuai dengan standar ISO 2372 tentang standar evaluasi getaran mesin.

- e. Frekuensi eksitasi yang terjadi pada simulasi getaran dinamik yaitu 0,056588 Hz. Nilai tersebut lebih rendah jika dibandingkan dengan nilai frekuensi natural dari hasil perhitungan dan simulasi frekuensi. Perbedaan nilai ini menyebabkan poros modul round cutter tidak beresonansi terhadap frekuensi naturalnya, sehingga poros tidak mengalami getaran yang tinggi pada saat terbebani oleh gaya pemotongan.
- f. Dihasilkan 4 modus getar pada simulasi frekuensi natural poros modul *mill cutter* dengan besar masing – masing 4915,6 Hz, 6122,7 Hz, 6239,7 Hz dan 6301,7 Hz.
- g. Dari hasil simulasi getaran harmonik dihasilkan 4 modus getar dengan kecepatan getar yang sama yaitu 3,472 mm/detik dengan RMS kecepatan getar sebesar 2,9179 mm/detik. Berdasarkan standar ISO 2372, getaran tersebut masuk kedalam Zona C yaitu getaran pada mesin dianggap tidak memuaskan untuk pengoperasian terus menerus dalam waktu yang lama. Dengan kata lain modul *mill cutter* dioperasikan pada waktu yang terbatas, sehingga perlu dilakukan evaluasi lebih lanjut.
- h. Frekuensi eksitasi atau frekuensi yang terjadi pada poros modul mill cutter berdasarkan pada perhitungan yaitu 0,000319 Hz. Nilai tersebut lebih rendah dari keempat modus getar dari frekuensi natural, sehingga dalam hal ini poros tidak mengalami resonansi.

3. Dari proses manufaktur sistem pahat putar modular menghasilkan beberapa kesimpulan antara lain:
 - a. Daftar kebutuhan bahan baku disusun berdasarkan pada gambar kerja komponen sistem pahat putar modular.
 - b. Waktu yang dibutuhkan untuk membuat satu unit sistem pahat putar modular yaitu 34,60971 jam atau selama 6 hari dengan waktu kerja 6 jam/hari.
 - c. Biaya yang dibutuhkan untuk membuat 1 unit sistem pahat putar modular yaitu Rp. 39.165.350,00 yang terdiri dari biaya bahan baku sebesar Rp. 8.565.350,00 dan biaya pemesinan sebesar Rp. 30.600.000,00.

5.2. Saran

Adapun saran yang dapat diberikan untuk penelitian selanjutnya antara lain :

1. Hasil simulasi pada penelitian ini hendaknya menjadi pembanding untuk penelitian berikutnya dalam hal pengujian laboratorium sistem pahat putar modular.
2. Pada pengembangan selanjutnya diharapkan proses penggantian modul atau penggantian pahat lebih efisien dengan menggunakan sistem yang lebih baik dari yang ada saat ini.
3. Material pendukung sistem sebaiknya dipilih material yang ringan namun memiliki kekuatan yang cukup untuk menahan gaya yang terjadi akibat gaya pemotongan atau akibat berat komponen lainnya dalam sistem.

DAFTAR PUSTAKA

- Asbhy, M. F. (2004). *Materials Selection in Mechanical Design 3rd Edition*. Butterworth-Heinemann: New York.
- Badan Pusat Statistik. (2013). *Indonesia Dalam Angka*. Indonesia: Badan Pusat Statistik.
- Batchelor, A. W., & Candrasekaran, M. (2004). *Service Characteristics of Biomedical Material and Implants*. London: Imperial College Press.
- Benes, J. (2006, Agustus 17). *Machining Titanium Implants*. Retrieved from *NTMA Precision Online Magazine*.
- Budynas, & Nisbett. (2006). *Shingley's Mechanical Engineering Design Eighth Edition*. USA: McGraw-Hill.
- Budynas-Nisbett. (2006). *Mechanical Engineering; Shingley's Mechanical Engineering Design Eighth Edition*. USA: McGraw-Hill.
- Cross, N. (200). *Engineering Design Method Strategies for Product Design*. USA: Hohn Wily & Sons.inc.
- Dieter, G. E. (2012). *Engineering Design 5th Edition*. New York: McGraw-Hill.
- Donachie, M. J. (2000). *Titanium: A Technical Guide 2nd Edition*. New York: ASM International.
- Dudzinski, D., Deville, A., Moufki, A., Larrouque're, D., Zerrouki, V., & Vigneau, J. (2004). *A Review of Developments Towards Dry and High Speed Machining of Inconel 718 Alloy*. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 439 - 456.

- Dym, C. L. (2013). *Engineering Design: A Project - Based Introduction 4th Edition*. USA: John Wiley & Sons.inc.
- Enderle, J., & Bronzino, J. (2000). *Introducing to Biomedical Engineering Third Edition*. United Kingdom: Elsevier.
- Geng, H. (2004). *Manufacturing Engineering Handbook*. USA: McGraw-Hill Companies, Inc.
- Hao, L., & Lawrence, J. (2005). *Laser Surface Treatment of Bio-Implant Materials*. England: John Wiley & Sons.Ltd.
- Harun, S., & Shibasaki, T. (2008). *Cutting Mechanics of Turning with Actively Driven Rotary Tool*. *Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing*, 579 - 586.
- Ibrahim. (2009). *Surface Integrity of Ti-6Al-4V ELI When Machined Using Coated Carbide Tools Under Dry Cutting Condition*. *International Journal of Mechanical and Materials Engineering*, 04, 92-97.
- Kossakowska, J., & Jemielniak, K. (2012). *Application of Self-Propelled Rotary Tools for Turning of Difficult-to-Machine Materials*. *5th CIRP Conference on High Performance Cutting* (pp. 442 - 447). CIRP.
- Riyadi, P. M. (2015). *Rancang Bangun Sistem Pahat Putar Aktif Tergerak (Active Driven Rotary Tool) Untuk Aplikasi Pembubutan Material Magnesium (Skripsi)*. Bandar Lampung: Universitas Lampung.
- Stejernstoft, T. (2004). *Machining of Some Difficult-to-Cut Materials with Rotary Cutting Tools*. Stockholm: The Royal Institute of Technology, KTH.
- Sularso, & Suga, K. (1997). *Dasar Perencanaan dan Pemilihan Elemen Mesin*. Jakarta: PT. Pradnya Paramita.
- Wieloch, G., Osajda, M., Javorek, L., Zasada, M., Cieloszyk, J., & Chmielewski, K. (2010). *New Idea in Construction and Performance of Turning Rotary Knife*. *Forestry and Wood Technology*, 433 - 437.